

Curso de PR para DIRIGIR instalaciones de Rayos X con fines de diagnóstico médico (IRD)

ESPECIALIDAD: GENERAL

TEXTOS

TEMA 1:
ESTRUCTURA ATOMICA

TEMA 1: ESTRUCTURA DE LA MATERIA

1.- INTRODUCCIÓN

2.- ESTRUCTURA ATÓMICA

- 2.1 La corteza electrónica
- 2.2 El núcleo
- 2.3 Nomenclatura Nuclear
- 2.4 Excitación e ionización

3.- UNIDADES DE MASA Y ENERGÍA EN FÍSICA ATÓMICA

4.- RADIACIÓN ELECTROMAGNÉTICA

- 4.1 Naturaleza de la radiación electromagnética
- 4.2 El fotón

1. INTRODUCCIÓN

A lo largo de los siglos se han identificado una serie de sustancias, que hoy llamamos **elementos químicos**, elementos simples o sencillamente elementos, que aparecen en la composición de las demás sustancias llamadas **compuestos o combinaciones químicas**, pero que no pueden considerarse constituidas por otras sustancias más sencillas que mantengan sus propiedades. Así, el agua es un compuesto químico que está constituido por Hidrógeno y Oxígeno, que son elementos simples.

El estudio de las propiedades de los elementos químicos y de las leyes que regulan las reacciones entre ellos y dan lugar a la formación de los compuestos químicos condujo a las conclusiones siguientes:

- Toda la materia está constituida por individualidades, llamadas **átomos**, que conservan su identidad en las reacciones químicas.
- Los átomos de cada elemento son iguales entre sí, pero distintos de los de otros elementos, de los que difieren, al menos en el peso.
- Las sustancias compuestas o compuestos químicos se forman por la combinación de los átomos de sus constituyentes, según proporciones sencillas y definidas formando **moléculas**.

En la actualidad se conocen algo más de un centenar de elementos distintos. La mayor parte de ellos se encuentran en la Naturaleza y solamente unos pocos han sido obtenidos artificialmente. Esto quiere decir que existen más de un centenar de especies de átomos. Cada elemento químico o especie atómica se designa con un nombre y un símbolo químico: Hidrógeno (H), Helio (He), Carbono (C), Oxígeno (O), Azufre (S), Potasio (K)...

Los diferentes tipos de átomos se combinan para formar estructuras más complejas que reciben el nombre de moléculas. Una molécula es el menor constituyente de una sustancia que conserva las propiedades químicas de la misma. Las moléculas de los elementos simples o elementos químicos están constituidas por átomos de la misma especie. Las moléculas de las sustancias compuestas están constituidas por átomos de especies diferentes.

Todas las moléculas de una misma sustancia compuesta o combinación química son iguales entre sí. Así, todas las moléculas de agua H_2O están constituidas por dos átomos de Hidrógeno y un átomo de Oxígeno unidos de una misma forma. Sus propiedades físicas y químicas suelen ser muy diferentes de las de los elementos que la componen; por ejemplo las propiedades del agua son muy distintas de las del Hidrógeno y del Oxígeno.

2. ESTRUCTURA ATOMICA

El átomo se compone esencialmente de un **núcleo**, de unos 10^{-14} m de radio, que contiene prácticamente toda la masa del átomo y se encuentra formado por **protones** y **neutrones**, es decir, cargado positivamente, y la **corteza**, formada por un cierto número de **electrones**, cuya carga total es igual y de signo contrario a la del núcleo, por lo que la materia se presenta como eléctricamente neutra

2.1 La Corteza Electrónica

Los electrones constituyentes de la corteza atómica poseen una energía definida dependiendo del estado en el que se encuentran. La manera concreta de describir la asociación de los electrones al núcleo es complicada, pero una forma de representar los diferentes estados es mediante órbitas circulares que los electrones describirían alrededor del núcleo a modo de sistema solar.

Los estados de menor energía corresponden con aquellos en los que la distancia promedio de los electrones al núcleo es menor y en este esquema vendrían representados por las órbitas más cercanas al núcleo.

Los estados se agrupan en capas que se designan con las letras K, L, M, N, O, P y Q, en orden de menor a mayor distancia promedio al núcleo.

A cada estado le corresponde un **nivel energético** que aumenta a medida que nos separamos del núcleo y por tanto, una **energía de ligadura** determinada para los electrones situados en ella.

La **energía de ligadura** del electrón o **energía de enlace** se define como la energía mínima que hay que suministrar a un electrón para separarlo de la capa correspondiente. Esta energía depende de la capa en que se encuentre el electrón y del elemento químico de que se trate. Los electrones que se encuentran en las capas más cercanas al núcleo tienen una energía de ligadura mayor que aquellos que se encuentran en las capas más alejadas. Estas energías tienen valores característicos para cada elemento.

Los electrones de cualquier átomo ocupan normalmente las capas más cercanas al núcleo, a las que corresponden los niveles más bajos de energía. En esta situación el átomo se encuentra en su **estado fundamental** o de mínima energía, que es la situación más estable.

2.2 El Núcleo

Según se ha podido determinar experimentalmente, el centro del átomo se encuentra ocupado por un núcleo cargado positivamente, cuyo radio es del orden de 10^{-14} m, en el que se encuentra concentrada prácticamente la totalidad de la masa atómica.

Teniendo en cuenta que el radio atómico es del orden de 10^{-10} m, se llega a la curiosa conclusión de que

el átomo se encuentra casi vacío. Conocida la masa nuclear y su radio, se puede calcular la densidad de la materia nuclear, que resulta ser 10^{14} g/cm³, valor enorme, inconcebible en macrofísica.

El núcleo está compuesto por dos tipos de partículas llamadas conjuntamente **nucleones**: los **protones**, idénticos al núcleo de un átomo de hidrógeno y con una unidad elemental de carga positiva, y los **neutrones**, de masa ligeramente superior a la de los protones, pero eléctricamente neutros.

El número de protones de un átomo se denomina **número atómico, Z**, y es característico del elemento en cuestión. Como ya se ha indicado, los átomos, normalmente, se encuentran en estado eléctrico neutro, es decir, con el mismo número de electrones en la periferia que de protones en el núcleo. Todos los átomos que tengan el mismo **número atómico, Z**, tienen las mismas propiedades químicas. Los números atómicos de los elementos existentes en la naturaleza comprenden todos los números enteros desde $Z = 1$ para el hidrógeno, hasta $Z = 92$ para el uranio. A éstos hay que añadir los elementos artificiales generados por el hombre, como son el plutonio, el americio, el californio, etc. La clasificación ordenada de todos los elementos, en orden creciente de Z , constituye la "**tabla periódica**" (**Figura 1**).

Tabla periódica de elementos. La imagen muestra una tabla periódica completa con coloración por bloques: Metales Ligeros (naranja), Metales pesados (naranja), No metales (verde), y Gases nobles (rojo). Incluye un diagrama de orbitales para el neodimio (Nd) que muestra la configuración de electrones en los niveles s, p, d y f. El diagrama indica que el número atómico es 60, el número de protones es 60, el número de electrones es 60, y el número másico es 144. El diagrama también muestra la configuración de electrones en los niveles s, p, d y f, con el nivel f ocupado por 10 electrones.

Metales Ligeros		Tabla periódica de elementos																Gases Nobles	
1																		2	
2																		3	
3																		4	
4																		5	
5																		6	
6																		7	
7																		8	
H																		He	
Li		Metales pesados										No metales						Ne	
Be																		Ar	
Na																		Kr	
Mg																		Xe	
K																		Rn	
Ca																			
Sc																			
Ti																			
V																			
Cr																			
Mn																			
Fe																			
Co																			
Ni																			
Cu																			
Zn																			
Ga																			
Ge																			
As																			
Se																			
Br																			
Kr																			
Rb																			
Sr																			
Y																			
Zr																			
Nb																			
Mo																			
Tc																			
Ru																			
Rh																			
Pd																			
Ag																			
Cd																			
In																			
Sn																			
Sb																			
Te																			
I																			
Xe																			
Cs																			
Ba																			
La																			
Hf																			
Ta																			
W																			
Re																			
Os																			
Ir																			
Pt																			
Au																			
Hg																			
Tl																			
Pb																			
Bi																			
Po																			
At																			
Rn																			
Fr																			
Ra																			
Ac																			
Rf																			
Db																			
Sg																			
Bh																			
Hs																			
Mt																			
Lantánidos																			
Actínidos																			

Figura 1: Tabla periódica de los elementos.

2.3 Nomenclatura Nuclear

Un núcleo queda caracterizado, por el llamado **número atómico Z**, que es igual al número de protones, y el **número másico A**, igual al número de nucleones. El número atómico determina las propiedades químicas del átomo correspondiente.

A los diferentes núcleos atómicos que existen en la Naturaleza o que pueden producirse artificialmente se les llama, en general, nucleidos y se les designa mediante el símbolo:



siendo X el símbolo del elemento químico correspondiente, A el número másico y Z el número atómico que usualmente no se incluye al venir implícitamente definido por el símbolo químico. Todos los átomos que poseen el mismo número de protones en su núcleo tienen el mismo número atómico y pertenecen al mismo elemento.

Los nucleidos que poseen el mismo número de protones (igual número atómico Z), de modo que corresponden a un mismo elemento químico, pero distinto número de neutrones (distinto número másico A) reciben el nombre de **isótopos** del elemento en cuestión. Los isótopos de un mismo elemento poseen las mismas propiedades químicas. Por ejemplo para el caso del carbono serán isótopos los nucleidos:

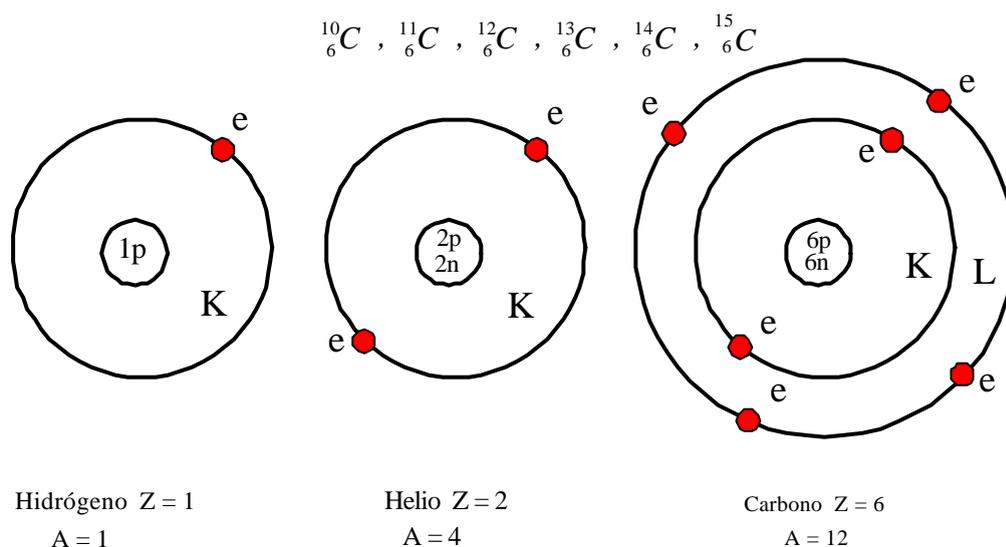


Figura 1: Representación esquemática de algunos elementos

2.4 Excitación e Ionización

En el estado fundamental de un átomo, los electrones ocupan los niveles de energía más bajos, esto es, las capas más internas. Cuando el átomo recibe un aporte de energía, puede pasar a un estado excitado, en el que uno o varios de los electrones habrán pasado a ocupar niveles energéticos superiores. Cuando la energía suministrada es suficiente, es posible separar de él uno o varios electrones. Cuando a un átomo se le ha privado de un electrón se dice que está **ionizado**. La energía necesaria para arrancar un electrón atómico se denomina **energía o potencial de ionización** y es

característica de cada átomo.

Mediante la aportación de la energía necesaria, los átomos pueden excitarse, esto es, desplazar los electrones a órbitas más externas, sin llegar a formar iones. Se dice entonces que el átomo se encuentra **excitado**.

En general los átomos excitados tienden a desexcitarse inmediatamente y por sí mismos, ya que los estados de menor energía de cualquier sistema son los más estables. Por consiguiente, los electrones que hayan sido desplazados de sus niveles normales vuelven a ellos espontáneamente, liberando su exceso de energía en forma de radiación electromagnética.

3. UNIDADES DE MASA Y ENERGIA EN FISICA ATOMICA

La expresión de las masas atómicas en forma absoluta (gramos o kilogramos) plantea el inconveniente de que su valor es muy pequeño, por lo que se vio la conveniencia de utilizar otras unidades más adecuadas.

Se define la unidad de masa atómica (uma) como la doceava parte de la masa de un átomo de ^{12}C , que es el más abundante en la naturaleza y cuya masa atómica es exactamente 12.

Las relaciones de equivalencia entre la unidad másica y el kilogramo, se expresan en las formas siguientes:

$$1 \text{ uma} = 1,6606 \times 10^{-27} \text{ Kg}$$

$$1 \text{ kg} = 1/1,606 \times 10^{-27} \text{ uma} = 6,22 \times 10^{26} \text{ uma}$$

Medidas en unidades de masa atómica, las masas del protón m_p y del neutrón m_n , aislados, son ambas muy próximas a la unidad:

$$m_p = 1,0073 \text{ uma}$$

$$m_n = 1,0086 \text{ uma}$$

A su vez, la masa del electrón en reposo resulta ser:

$$m_e = 5,49 \times 10^{-4} \text{ uma}$$

Por el mismo motivo, para la medida de energías en física atómica se emplea una unidad especial: el **electronvoltio** (eV).

Se define el electronvoltio como la energía igual a la energía cinética que posee un electrón, inicialmente en reposo, al atravesar en el vacío una diferencia de potencial de un voltio. Es una unidad muy pequeña,

siendo su valor expresado en julios:

$$1 \text{ eV} = 1,6 \times 10^{-19} \text{ Julios}$$

Es muy frecuente el uso de los múltiplos del electronvoltio, en particular el kiloelectronvoltio (keV), el Megaelectronvoltio (MeV) y el Gigaelectronvoltio (GeV) siendo:

$$1 \text{ keV} = 10^3 \text{ eV}$$

$$1 \text{ MeV} = 10^6 \text{ eV}$$

$$1 \text{ GeV} = 10^9 \text{ eV}$$

La equivalencia entre masa y energía viene dada por la expresión:

$$E = m c^2$$

Donde m es la masa de la partícula y c la velocidad de la luz en el vacío, aproximadamente $c = 3 \times 10^8$ m/s.

4. RADIACIÓN ELECTROMAGNÉTICA

4.1 Naturaleza de la radiación electromagnética

La radiación electromagnética es una modalidad de propagación de energía sin el soporte de un medio material. La radiación electromagnética puede considerarse como una doble onda, formada por dos campos, eléctrico (E) y magnético (B), que se encuentran en fase y cuyos planos de propagación son perpendiculares. (Figura 3).

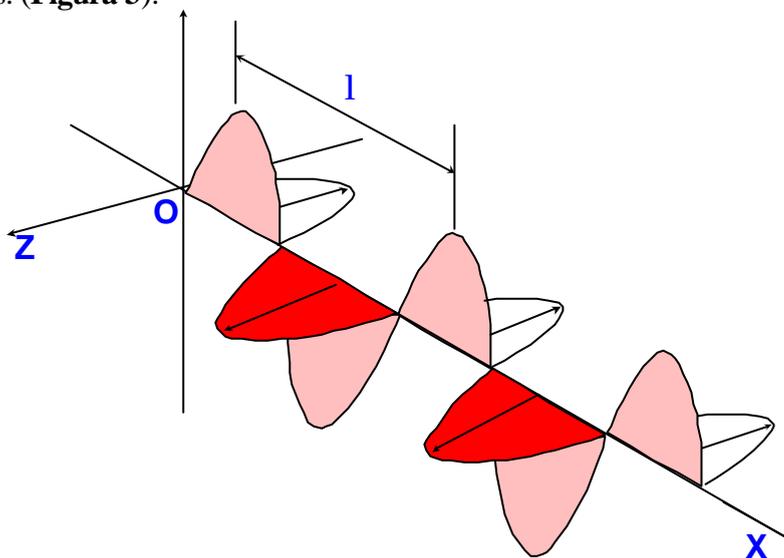


Figura 3. Ondas electromagnéticas

La **velocidad de propagación en el vacío** de tales ondas, **c**, es una constante fundamental, cuyo valor es aproximadamente:

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

Las ondas electromagnéticas, como ocurre en general con cualquier onda, están caracterizadas por su **frecuencia ν** , y su **longitud de onda λ** ?. La frecuencia representa el número de oscilaciones que efectúa el campo electromagnético en cada segundo y se expresa en hertzios (Hz). La longitud de onda representa la distancia más corta que separa a dos puntos de la onda que se encuentran en la misma fase o estado de oscilación, se mide en unidades de longitud.

Entre la frecuencia, la longitud de onda y la velocidad de propagación en el vacío existe la relación:

$$c = \nu \lambda$$

Cuando una onda electromagnética se propaga en un medio material, se dice que el medio considerado es **transparente** para esa onda. Un medio puede ser transparente u opaco para distintas longitudes de onda: así una hoja de cartón es opaca a la luz visible y en cambio bastante transparente para la radiación X.

El conjunto de todas las radiaciones electromagnéticas conocidas se pueden ordenar de mayor a menor frecuencia (de menor a mayor longitud de onda). Esta ordenación constituye lo que se conoce con el nombre de **espectro de radiación electromagnética**. Dicho espectro es de una amplitud extraordinaria, como viene indicado en la **Figura 4**, y se extiende desde las ondas radioeléctricas hasta los rayos gamma, de mayor frecuencia.

Además de las ondas luminosas visibles y de las ondas de radio, son también ondas electromagnéticas, los rayos infrarrojos, los ultravioleta, los rayos X y los rayos gamma. Como puede observarse las longitudes de onda, así como las frecuencias, son muy distintas para las diferentes clases de radiaciones electromagnéticas.

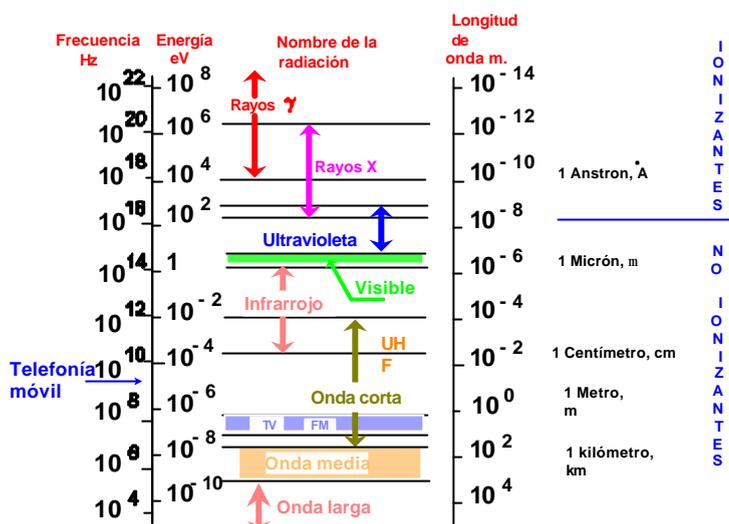


Figura 4. Espectro de la radiación electromagnética

4.2 El Fotón

El carácter ondulatorio de la radiación electromagnética explicó una serie de fenómenos físicos, pero la descripción puramente ondulatoria, resultaba insuficiente para explicar otros fenómenos tales como la interacción de la radiación con la materia, o la absorción y emisión de energía por parte de los átomos.

Tales fenómenos fueron correctamente interpretados a principios del siglo XX (Planck, Einstein), Cuando las ondas electromagnéticas interaccionan con la materia, intercambian su energía en pequeñísimos paquetes, llamados **fotones o cuantos de radiación**.

El fotón puede considerarse como un "**corpúsculo**" de energía sin soporte material, esta energía es múltiplo de la frecuencia de la onda electromagnética asociada y viene dada por:

$$E = h \cdot \nu = hc/\lambda$$

donde h es otra constante física fundamental, llamada constante de Planck cuyo valor es:

$$h = 6,63 \times 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{s} = 4,14 \times 10^{-15} \text{ eV}\cdot\text{s}$$

Así pues, una radiación electromagnética de frecuencia ν no puede adquirir ni ceder energía más que en cantidades discretas de valor $h\nu$. Ello permite interpretar la radiación electromagnética desde el punto de vista corpuscular.

En la **Figura 5** se representan algunas de las órbitas posibles para el electrón del átomo de Hidrógeno, simbolizando el valor de su correspondiente nivel energético. El estado fundamental viene representado por un electrón ocupando la órbita más cercana al núcleo. Las flechas indican los posibles saltos del electrón entre los distintos estados. Cada salto corresponderá a la emisión de un fotón de energía igual a la diferencia de energías entre los dos niveles. Algunos de estos fotones corresponden a rayos infrarrojos, otros a luz visible y otros a rayos ultravioleta.

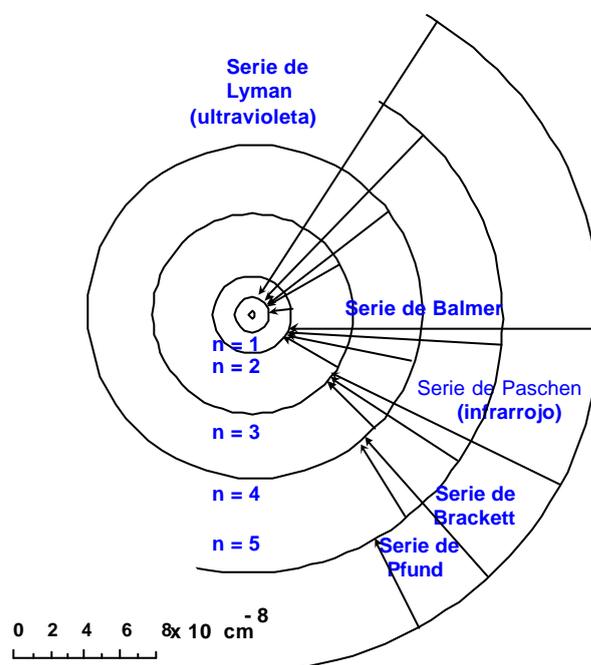


Figura 5. Niveles y posibles transiciones energéticas en la corteza de un átomo de Hidrógeno .

TEMA 2

INTERACCION DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

ÍNDICE

- 1.- INTERACCIÓN DE LAS PARTÍCULAS CARGADAS. TIPOS DE COLISIONES**
- 2.- PODER DE FRENADO Y ALCANCE**
- 3.- ESPECTROS DE RAYOS X**
- 4.- PRODUCCIÓN DE RADIACIÓN DE FRENADO EN BLANCOS DELGADOS**
- 5.- PRODUCCIÓN DE RADIACIÓN DE FRENADO EN BLANCOS GRUESOS**
- 6.- DISTRIBUCIÓN ANGULAR DE LA RADIACIÓN EMITIDA**
- 7.- FACTORES QUE MODIFICAN LA FORMA DEL ESPECTRO DE RAYOS X**

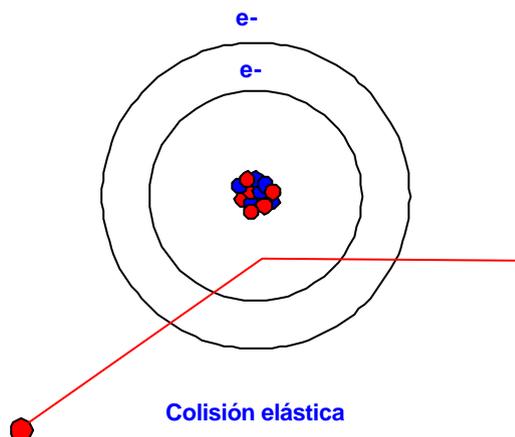
1. INTERACCION DE LAS PARTICULAS CARGADAS. TIPOS DE COLISIONES

Cuando las partículas interactúan con la materia producen una serie de efectos que son función del tipo de partícula, de su energía y del medio con el que interactúa (en lo referente al estado físico, componentes, etc.)

Cuando se habla de la influencia del tipo de partícula se considera fundamentalmente su carga eléctrica y su masa. Producen interacciones muy distintas las partículas cargadas y las no cargadas. Dentro de las primeras las partículas consideradas "**pesadas**" (protones, partículas alfa, fragmentos de fisión, etc.) pierden su energía de forma diferente que las consideradas "**ligeras**" (electrones y positrones).

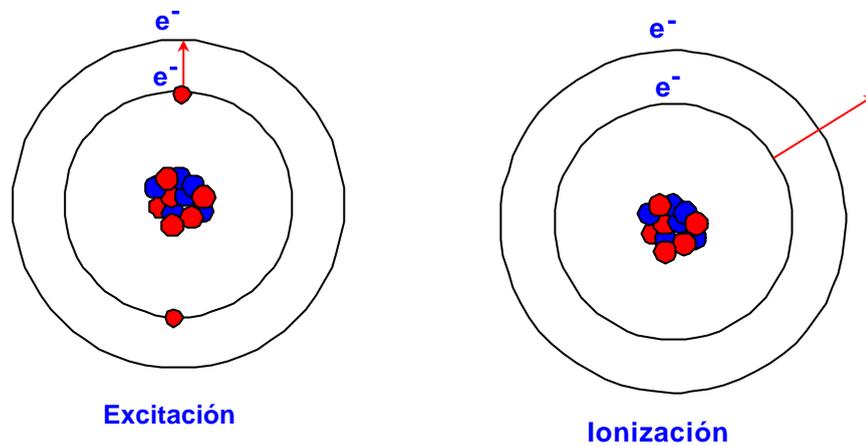
Las partículas cargadas pierden su energía al interactuar con la materia a través de tres tipos de interacciones fundamentalmente:

a) Colisión elástica: la partícula choca con los átomos del medio desviándose de su trayectoria y cediendo una cierta cantidad de energía en forma de energía cinética. No se produce alteración atómica ni nuclear en el medio.

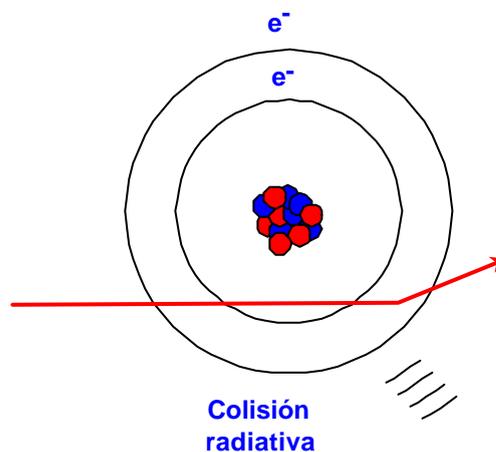


b) Colisión inelástica: la partícula interactúa con los electrones atómicos transfiriendo a estos pequeñas cantidades de energía.

La energía transferida puede provocar que el electrón atómico escape de la atracción del núcleo produciendo la **ionización** del átomo, o que el electrón atómico pase a un estado menos ligado produciéndose en este caso la **excitación** del átomo.



c) **Colisión radiativa:** la partícula cargada se "frena" o se "desvía" en su interacción con los átomos del medio y como resultado emite ondas electromagnéticas (esta "radiación" se conoce como radiación de frenado). Este proceso, a nivel elemental se produce con mayor probabilidad en las proximidades del núcleo atómico como consecuencia de pequeñas "desviaciones" de la partícula incidente.



Este es el fundamento físico de la producción de rayos X; se aceleran electrones que se frenan bruscamente en el ánodo.

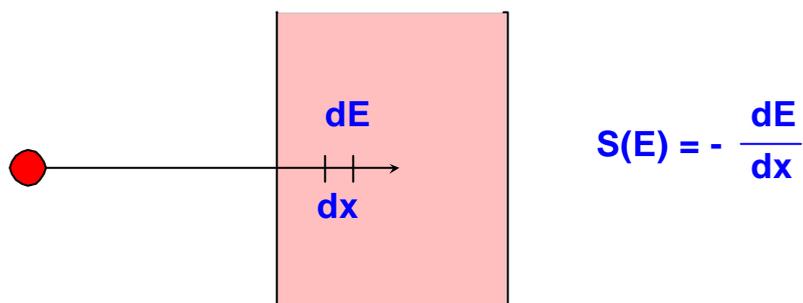
Este proceso es un caso particular del fenómeno general de Física Básica sobre generación o producción de ondas electromagnéticas. Cualquier emisor de ondas electromagnéticas (por ejemplo una antena de una emisora de radio) supone un movimiento no uniforme, o sea con aceleración, de cargas eléctricas.

La intensidad (I) de la onda electromagnética emitida resulta ser proporcional al cuadrado de la carga de la partícula (z), al cuadrado de la carga del núcleo con el que interacciona (Z) e inversamente proporcional al cuadrado de la masa de la partícula incidente (m).

$$I = cte \frac{Z^2 \cdot z^2}{m^2}$$

2. PODER DE FRENADO Y ALCANCE

El **poder de frenado S(E)** se define en un medio para una partícula determinada a una determinada energía como:



siendo dE la pérdida de energía que experimenta la partícula de energía E al recorrer una distancia dx en el medio. El poder de frenado representa, por tanto, la pérdida de energía por la partícula en la unidad de recorrido.

Las unidades que se utilizan ($\text{MeV cm}^2/\text{g}$) corresponden a pérdidas de energía expresadas en MeV por unidad de espesor másico (espesor másico = espesor geométrico x densidad del medio) expresado en g/cm^2 .

El **alcance** de una partícula en un medio se define como el recorrido total de la partícula en el material, supuesto el recorrido rectilíneo. El alcance, en general, es inversamente proporcional al poder de frenado.

Las partículas ligeras (electrones, etc) experimentan colisiones elásticas, inelásticas y radiativas, en un grado de importancia no despreciable y que depende, entre otros factores, de la energía.

Debido a la pequeña masa de estas partículas, las colisiones elásticas provocan importantes desviaciones en su trayectoria, resultando ésta, por tanto, irregular y en zigzag.

Desde un punto de vista energético, estas partículas pierden su energía provocando excitaciones e ionizaciones en los átomos del medio (colisiones inelásticas, C.I.) y emitiendo fotones (colisiones

$$\left(\frac{dE}{dx}\right)_{total} \approx \left(\frac{dE}{dx}\right)_{C.I.} + \left(\frac{dE}{dx}\right)_{C.R.}$$

radiativas, C.R.). Por tanto, la pérdida total de energía por unidad de recorrido se expresa como:

La **Tabla I** presenta algunos valores de los poderes de frenado en agua para electrones de distintas energías. En dicha tabla se diferencia entre poder de frenado de "**colisión**" (colisiones inelásticas), de "**radiación**" (colisiones radiativas) y poder de frenado total, siendo este la suma de los dos valores anteriores.

Para electrones con energía inferior a 1 MeV, la pérdida de energía por ionización disminuye a medida que aumenta la energía de la partícula. La pérdida de energía por radiación es tanto más

importante cuanto mayor es la energía de la partícula y mayor es el número atómico del medio con el que interacciona.

Existe una expresión, tanto más válida cuanto mayor es la energía del electrón, que relaciona las pérdidas debidas a las colisiones radiativas con las correspondientes pérdidas debidas a los procesos de ionización (CI).

$$\frac{\text{pérdida de energía por radiación}}{\text{pérdida de energía por ionización}} = \frac{Z (\text{del medio}) A E (\text{en MeV})}{800}$$

TABLA 1

ELECTRONES EN AGUA					
ENERGÍA (MeV)	PODER DE FRENADO (MeV·cm²/g)			ALCANCE (g/cm²)	RENDIMIENTO DE RADIACIÓN
	COLISIÓN	RADIACIÓN	TOTAL		
0.010	2.320·10¹	5.069·10⁻³	23.21	2.436·10⁻⁴	1.245·10⁻⁴
0.015	1.690·10¹	1.691·10⁻³	16.91	4.998·10⁻⁴	1.686·10⁻⁴
0.020	1.350·10¹	4.904·10⁻³	13.51	8.331·10⁻⁴	2.087·10⁻⁴
0.025	1.136·10¹	4.858·10⁻³	11.37	1.238·10⁻³	2.460·10⁻⁴
0.030	9.879	4.825·10⁻³	9.884	1.712·10⁻³	2.814·10⁻⁴
0.035	8.789	4.792·10⁻³	8.794	2.249·10⁻³	3.150·10⁻⁴
0.040	7.961	4.788·10⁻³	7.956	2.848·10⁻³	3.473·10⁻⁴
0.045	7.287	4.796·10⁻³	7.292	3.505·10⁻³	3.787·10⁻⁴
0.050	6.747	4.812·10⁻³	6.751	4.218·10⁻³	4.093·10⁻⁴
0.055	6.298	4.835·10⁻³	6.303	4.986·10⁻³	4.394·10⁻⁴
0.060	5.919	4.863·10⁻³	5.924	5.804·10⁻³	4.689·10⁻⁴
0.065	5.596	4.896·10⁻³	5.600	6.673·10⁻³	4.981·10⁻⁴
0.070	5.315	4.932·10⁻³	5.320	7.589·10⁻³	5.268·10⁻⁴
0.075	5.070	4.970·10⁻³	5.076	8.552·10⁻³	5.552·10⁻⁴
0.080	4.854	5.011·10⁻³	4.859	9.559·10⁻³	5.834·10⁻⁴
0.085	4.662	5.044·10⁻³	4.667	1.061·10⁻²	6.111·10⁻⁴

0.090	4.491	$5.089 \cdot 10^{-3}$	4.496	$1.170 \cdot 10^{-2}$	$6.386 \cdot 10^{-4}$
0.095	4.336	$5.136 \cdot 10^{-3}$	4.341	$1.288 \cdot 10^{-2}$	$6.660 \cdot 10^{-4}$
0.100	4.197	$5.184 \cdot 10^{-3}$	4.202	$1.400 \cdot 10^{-2}$	$6.931 \cdot 10^{-4}$
0.150	3.299	$5.716 \cdot 10^{-3}$	3.304	$2.760 \cdot 10^{-2}$	$9.565 \cdot 10^{-4}$
0.200	2.844	$6.286 \cdot 10^{-3}$	2.850	$4.400 \cdot 10^{-2}$	$1.210 \cdot 10^{-3}$
0.250	2.573	$6.909 \cdot 10^{-3}$	2.580	$6.250 \cdot 10^{-2}$	$1.456 \cdot 10^{-3}$

3. ESPECTROS DE RAYOS X

Los espectros de rayos X constan de una parte continua, llamada radiación de frenado o Bremsstrahlung y de una parte discreta en forma de picos de gran intensidad, que se superponen a las curvas continuas. Estos picos se denominan radiación característica puesto que su posición dentro del espectro depende del número atómico del blanco.

Rayos X característicos: Cuando las transiciones radiactivas en los átomos pesados excitados se producen hacia las capas más internas, la radiación electromagnética emitida es muy energética, situándose en la zona del espectro electromagnético correspondiente a los rayos X. El conjunto de longitudes de onda de las radiaciones emitidas por cada elemento químico posee un carácter **discreto**, es decir sólo están presentes determinadas longitudes de onda y constituyen su **espectro de rayos X característico**.

Radiación de frenado: De acuerdo con las leyes de la Electrodinámica, toda partícula cargada que experimenta un cambio de velocidad, irradia parte de su energía en forma de ondas electromagnéticas cuya longitud de onda puede tener cualquier valor y por consiguiente la radiación emitida posee un espectro continuo. Esta radiación se conoce con el nombre de **radiación de frenado o bremsstrahlung**. Este mecanismo tiene particular importancia para los electrones muy energéticos;

entonces la frecuencia y longitud de onda de la radiación de frenado se sitúa en la zona del espectro correspondiente a los rayos X. La radiación de frenado constituye el fundamento de la obtención de rayos X para su utilización en radiodiagnóstico o en radioterapia.

En la **Figura 1**, pueden observarse los espectros de rayos X emitidos por un tubo con ánodo de Wolframio para distintos potenciales (60, 80, 100, 119 kVp).

Las curvas de la **Figura 1a** representan el número relativo de fotones emitidos en cada intervalo de energía, en función de la energía de los fotones. El área bajo estas curvas es proporcional al número total de fotones emitidos.

Las curvas de la **Figura 1b** representan la energía emitida por intervalo de energía en función de la energía de los fotones. El área bajo estas curvas es proporcional a la energía transportada en cada caso por el haz.

El origen de la radiación de frenado y de la radiación característica reside en los procesos de interacción de los electrones, acelerados en el interior del tubo, con el material del ánodo.

Cuando los electrones se aceleran mediante una diferencia de potencial V adquieren una energía cinética eV , siendo e la carga del electrón. Por ejemplo, potenciales de aceleración de 100 kV suministran a los electrones una energía cinética de 100 keV. Estos electrones al interactuar con los átomos del ánodo producirán, fundamentalmente, excitaciones e ionizaciones de los mismos, mediante las colisiones inelásticas. En cada una de ellas el electrón transfiere parte de su energía al medio y modifica su dirección de movimiento (**Figura 2**).

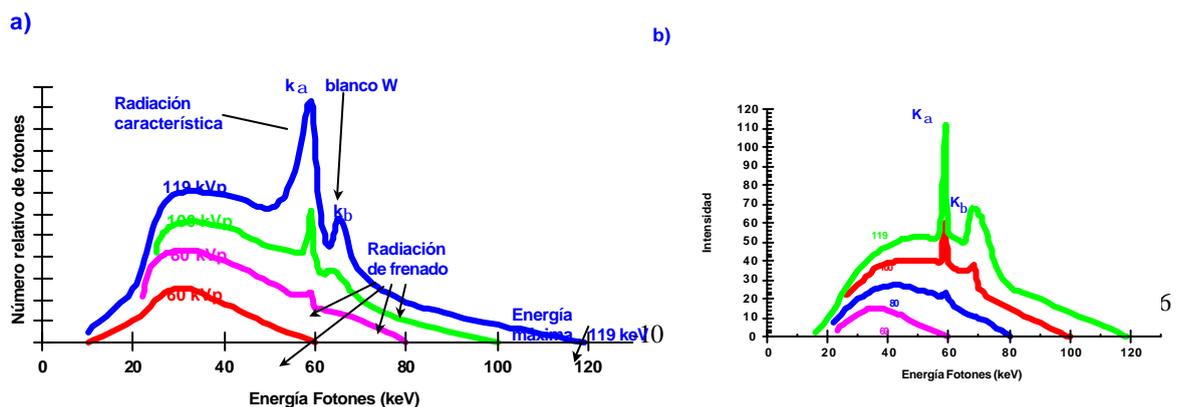


Figura 1. Espectros de Rayos X

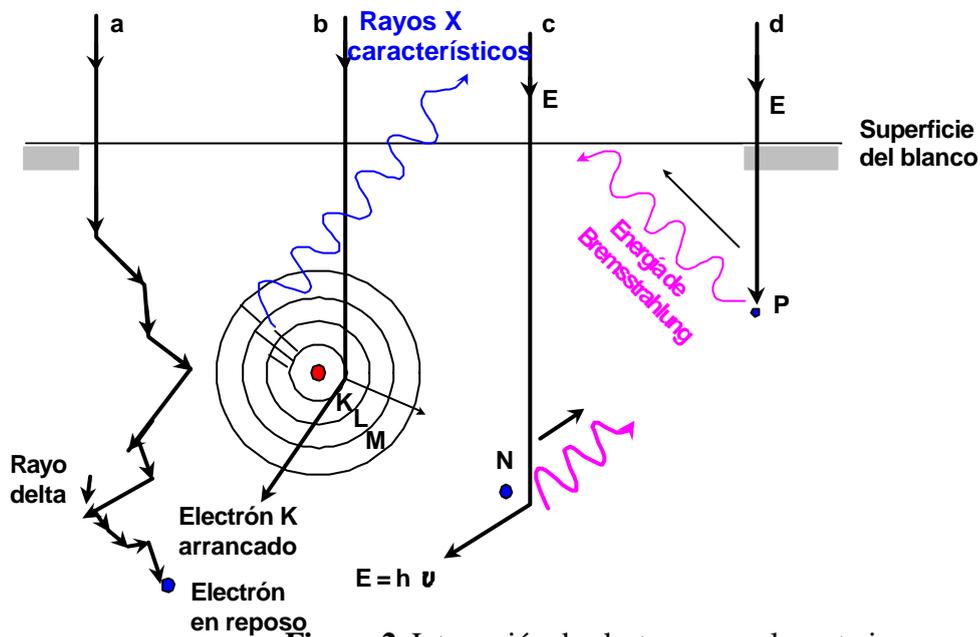


Figura 2. Interacción de electrones con la materia

En la mayoría de los casos la energía transferida en cada interacción es pequeña, de tal forma que, por ejemplo, un electrón de 100 keV puede experimentar hasta 1000 colisiones de este tipo antes de ser totalmente frenado. Su energía acaba siendo depositada a lo largo de la trayectoria, dando lugar a un aumento de la temperatura del ánodo.

En algunas de las ionizaciones, el electrón incidente golpea un electrón de una de las capas más profundas del átomo, arrancándolo de su posición y dejando una vacante en la capa. Esta vacante será ocupada en un plazo muy corto de tiempo (centésimas de microsegundo) por otro electrón de una capa

superior emitiéndose, como consecuencia de esta transición, un fotón de radiación característica.

Si el electrón no tiene energía suficiente para arrancar el electrón de la capa K no se emitirá radiación característica K. Esto es lo que sucede en el caso del espectro de 60 keV de la figura 1. Sí se producirá radiación característica L, pero al ser ésta de baja energía (≈ 10 keV) es eliminada al filtrar el espectro.

En ocasiones, el electrón incidente se aproxima tanto al núcleo de los átomos del ánodo que interacciona electrostáticamente con el mismo. Como consecuencia de la fuerza eléctrica ejercida el electrón es desviado de su trayectoria experimentando una aceleración negativa. Como partícula cargada que es, al ser frenada emite radiación electromagnética. Si la frecuencia de radiación emitida es ν , la energía del fotón que se emite es $h\nu$ y la energía del electrón se reducirá en una cantidad equivalente. En resumen, la repentina deceleración del electrón, da lugar a la emisión de radiación electromagnética conocida con el nombre de radiación de frenado o, por el término generalmente aceptado, de Bremsstrahlung (del alemán Bremsung = frenado y Strahlung = radiación).

Sucede a veces que el electrón con una energía incidente E_0 puede ser frenado totalmente en una sola colisión radiativa y, por tanto, toda su energía E_0 será emitida en forma de un único fotón. El número de colisiones de este tipo es poco frecuente y da lugar a la parte más energética del espectro. En consecuencia, cuando bombardeamos el ánodo con electrones de 100 keV podemos esperar la producción de unos pocos fotones de energía 100 keV pero ninguno de energía superior a ésta.

Para un electrón de baja energía, las colisiones inelásticas son mucho más frecuentes que las radiativas, de forma que electrones de 100 keV pierden aproximadamente un 99% de su energía por el primer mecanismo, lo que producirá un calentamiento del ánodo. Solamente el 1%, aproximadamente, será convertida en fotones de rayos X.

Los procesos comentados son muy complejos y pueden ocurrir en cualquier punto de la trayectoria del electrón dentro del ánodo y, por tanto, a cualquier profundidad siempre que ésta sea

menor que el alcance del electrón. La radiación emitida debe emerger del ánodo para poder ser usada y la probabilidad de que esto suceda dependerá de la frecuencia de los fotones y del camino que tenga que recorrer.

Una vez conocido el origen de los rayos X, el siguiente paso es predecir cuántos fotones de cada energía se van a producir y cuántos de éstos van a alcanzar la superficie del blanco.

4. PRODUCCIÓN DE RADIACIÓN DE FRENADO EN BLANCOS DELGADOS

Teóricamente, el caso más sencillo de tratar es el correspondiente a la interacción de electrones con un blanco delgado. Se considera como blanco delgado aquél en el cuál los electrones no interaccionan, en promedio, más de una sola vez.

En este caso, cuando un haz de electrones de energía E_0 incide sobre el blanco, la intensidad de la radiación emitida (Número de fotones x Energía del fotón) presenta las siguientes características:

- 1) La intensidad para cada energía es constante hasta un valor de energía máximo que coincide con la del electrón incidente.
- 2) Es proporcional al número atómico del blanco, Z .
- 3) La intensidad total del haz es proporcional al producto $E_0 \cdot Z$.
- 4) El número de fotones emitidos para cada energía es igual a $cte/h\nu$. Esto significa que un fotón con energía $E/2$ será producido con el doble de probabilidad que uno con energía E .

En la **figura 3** se representan la intensidad y el número de fotones emitidos en un blanco

elemental.

Esta teoría simplificada, que explica la producción de radiación en un blanco delgado, coincide bien con los resultados experimentales para electrones de baja energía (≈ 100 keV), siendo sólo correcta de forma aproximada para valores de energía superiores.

5. PRODUCCIÓN DE RADIACIÓN DE FRENADO EN BLANCOS GRUESOS

Un blanco real puede considerarse como la superposición de un gran número de blancos delgados. Los electrones incidentes de energía E_0 , después de atravesar el primer blanco elemental, perderán parte de su energía y quedarán con una energía $E_1 < E_0$, produciendo el correspondiente espectro elemental al interactuar con el segundo blanco y así sucesivamente. El espectro total será la superposición de todos los espectros producidos en cada blanco elemental y queda representado por las líneas rectas discontinuas que aparecen en la **figura 3** para 60 y 100 kVp. La ecuación de estas rectas es:

$$I(h \cdot \nu) = \text{cte} \cdot Z (E_0 - h \cdot \nu)$$

La energía total radiada en forma de Bremsstrahlung es el área comprendida entre la recta, la ordenada máxima y la energía de los electrones incidentes. Puesto que la base y la altura de este triángulo son proporcionales a E_0 , el área del triángulo será proporcional a $E_0^2 \cdot Z$:

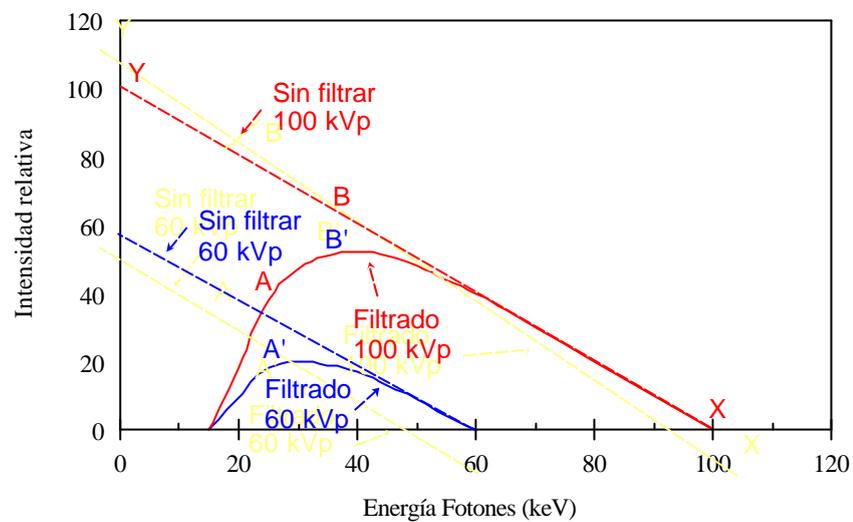
$$I_{\text{total}} = \text{cte} \cdot Z \cdot E_0^2$$

Cuando se tienen en cuenta los efectos de absorción en el ánodo y en la ventana del tubo, los espectros resultantes ya no se ajustan a una recta (la atenuación es más importante para los fotones de baja energía) y tienen la forma que aparece con trazo grueso en la **figura 3**.

A estos espectros continuos hay que añadir la radiación característica. La intensidad de la radiación

característica con respecto a la del espectro continuo depende de la filtración del haz y del kilovoltaje utilizado. Para rayos X de diagnóstico puede

ser aproximadamente un 30%, mientras que para rayos X de terapia a 200 kV es inferior al 5%.



BLANCO DELGADO

$$I(h, \nu) = cte \quad Y \quad n1 \text{ fotones} = \frac{cte}{h \nu}$$

$$I(h, \nu) = cZ$$

BLANCO GRUESO

$$I(h, \nu) = cZ (E - h \nu)$$

$$I_T = KZE^2 \quad K \cdot 10^{-6} \text{ keV}^{-1}$$

$$I_T = cZE$$

Figura 3. Espectros de Rayos X producidos en blanco delgado y en blanco grueso

6. DISTRIBUCIÓN ANGULAR DE LA RADIACIÓN EMITIDA

Los fotones de Bremsstrahlung no se distribuyen de forma homogénea con respecto a la dirección de incidencia de los electrones. En el ánodo de un tubo de rayos X, los electrones son ampliamente desviados de su dirección de incidencia antes de ser totalmente frenados y los fotones se emiten en todas direcciones en el interior del ánodo.

Si la disposición geométrica del ánodo es la indicada en la **figura 4**, los fotones que emergen en la dirección 2 serán más absorbidos dentro del propio blanco que aquellos que lo hacen en la dirección 1 y, en consecuencia, la intensidad no es la misma en todos los puntos de la sección transversal del haz, sino que varía de la forma indicada en el figura. Como puede observarse hay una disminución importante de la intensidad en el lado del ánodo. Este efecto se conoce con el nombre de "efecto anódico" o "efecto tacón" y se ve potenciado cuando la superficie del ánodo se hace rugosa por un aumento de la carga del tubo. El haz, por tanto, en la zona del ánodo tiene menor intensidad pero es más penetrante porque ha sido más filtrado.

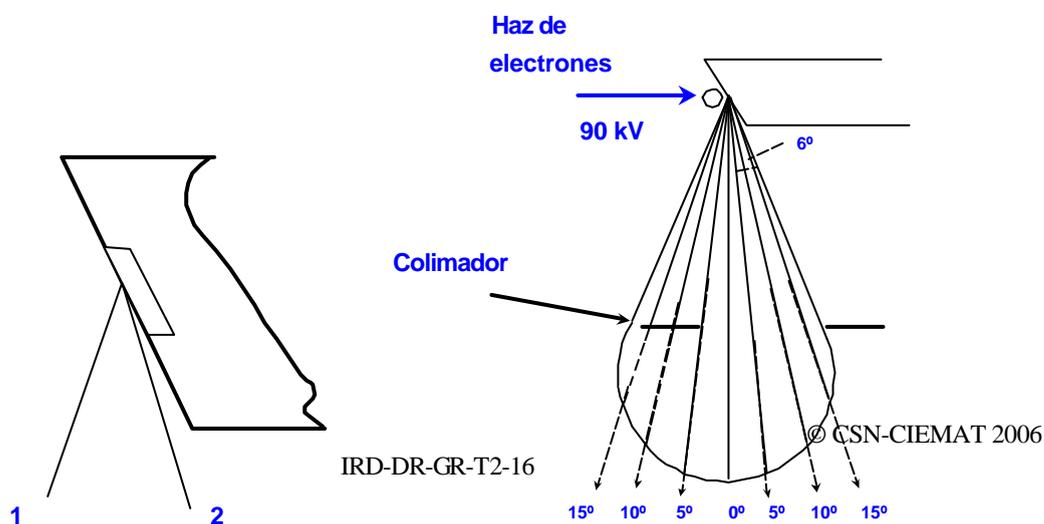


Figura 4. Efecto anódico

7. FACTORES QUE MODIFICAN LA FORMA DEL ESPECTRO DE RAYOS X

La forma del espectro de rayos X emitido por un tubo depende fundamentalmente de tres factores: la filtración, el potencial de aceleración y el tipo específico de fuente de alta tensión que se utilice.

La filtración reduce más la parte del espectro de baja energía que la de alta y por ello puede convenir un mínimo de filtración que atenúe los fotones que no van a influir en la imagen radiográfica por ser totalmente absorbidos por el paciente (**Figura 5**).

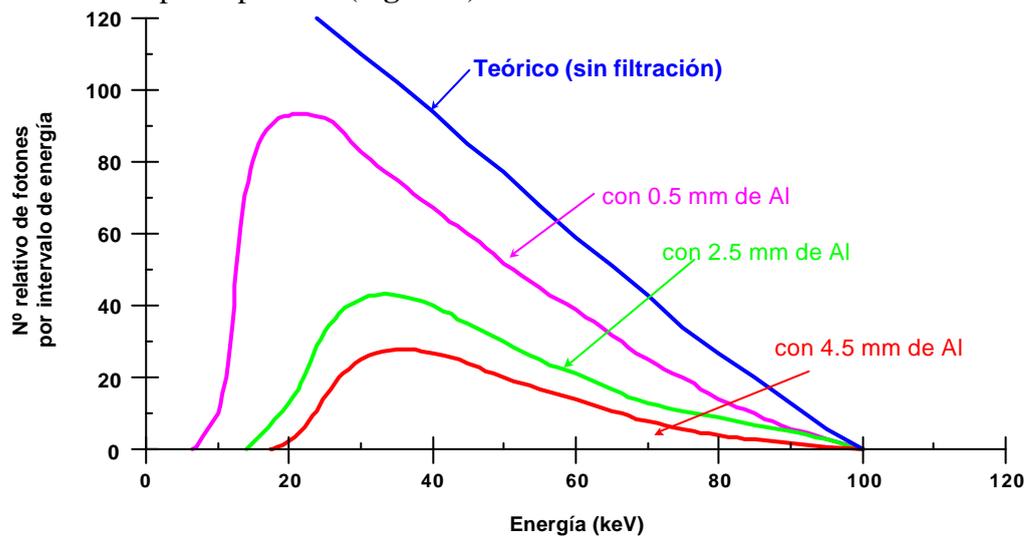


Figura 5. Espectros de fotones con distintas filtraciones

El potencial de aceleración del tubo contribuye a la forma del espectro variando el extremo de alta energía hasta el valor en keV equivalente al potencial en kV aplicado y aumentando la intensidad total del haz (**figura 6**).

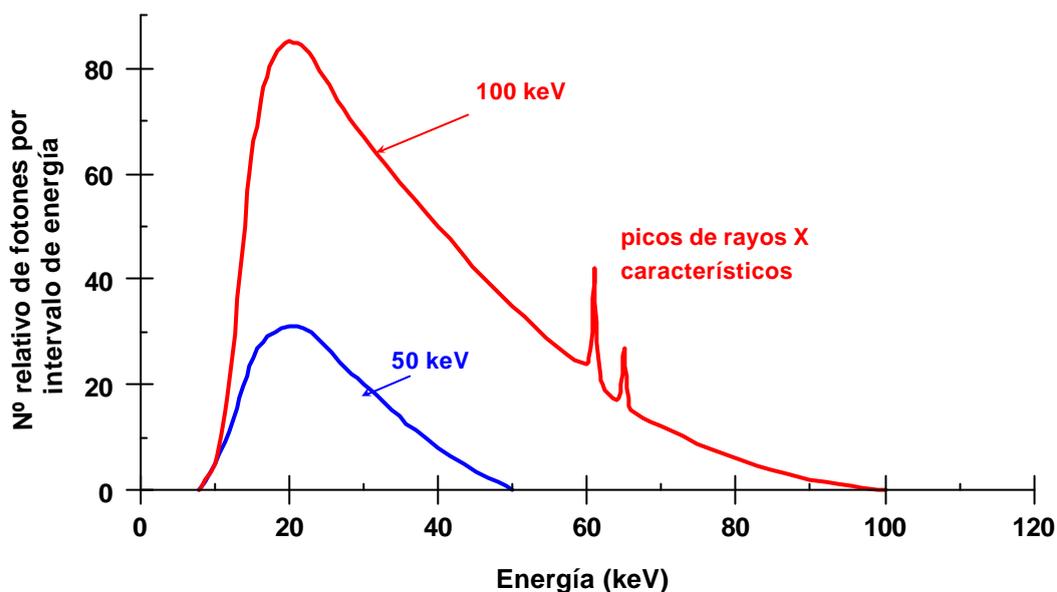


Figura 6. Variación del espectro de fotones con el potencial de aceleración

Prácticamente todos los tubos de rayos X se alimentan a partir de la red convencional de energía eléctrica (110 ó 220 voltios de corriente alterna) y a través de un transformador incrementan esta tensión hasta el valor deseado pero conservando obviamente la misma variación en función del tiempo. Dado que el tubo de rayos X precisa para acelerar los electrones un potencial continuo o cuasi continuo, se procede a una "**rectificación**" de la corriente (eliminación de la parte negativa del potencial). Existen distintas posibilidades de rectificación (**figura 7**) y, por tanto, distintos espectros de fotones ya que la energía de los electrones que llegan al ánodo variará según el potencial instantáneo aplicado (**figura 8**).

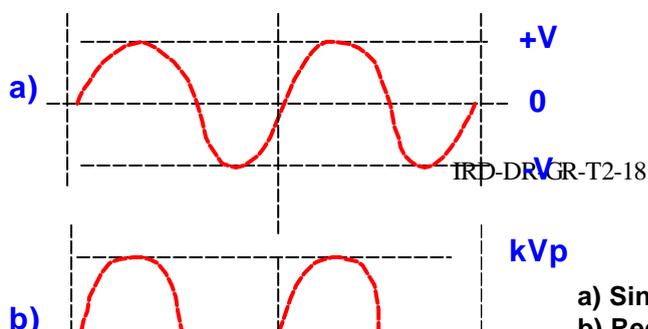


Figura 7. Distintas posibilidades de rectificación

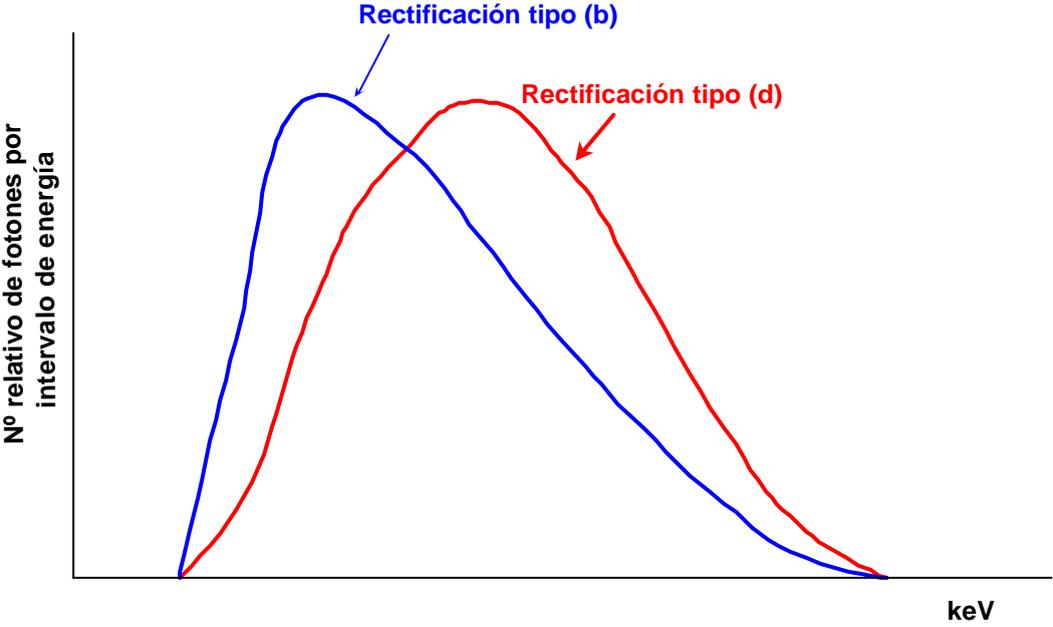


Figura 8. Distintas formas del espectro de fotones de un tubo de Rayos X en función del tipo de rectificación.

2.-INTERACCIÓN DE FOTONES CON LA MATERIA

1.- Introducción.....	3- 1
2.- Atenuación de fotones	3- 1
3.- Procesos de interacción.....	3- 5
3.1 Interacción fotoeléctrica	3- 5
3.2 Interacción Compton.....	3- 7
3.3 Interacción de creación de pares electrón-positrón.....	3- 8
3.4 Coeficientes de atenuación total.....	3- 8
4.- Formación de la imagen radiológica.....	3- 9
5.- Número atómico efectivo	3-12

1. INTRODUCCIÓN

La interacción de fotones con la materia tiene interés desde dos puntos de vista: uno macroscópico, referido a la forma de atenuar un haz con objeto de reducir el número de fotones o cantidad de energía que llegan a una persona, dispositivo o instalación (blindajes o filtros) y otro microscópico, con objeto de conocer los procesos elementales de interacción de los fotones con los átomos del material irradiado, así como sus distintas probabilidades en función del número atómico y de la energía (de interés en técnicas de obtención de imágenes, radiobiología, etc.)

2. ATENUACIÓN DE FOTONES

Cuando un haz de rayos X o gamma penetra en un medio material, se observa una desaparición progresiva de los fotones que lo constituyen. Esta disminución del número de fotones incidentes denominada **atenuación**, se debe a la interacción de un cierto número de ellos con los átomos, o con los electrones, que componen el medio.

En la interacción de un fotón con un átomo o un electrón, parte de la energía del fotón se transfiere a un electrón que sale proyectado con una cierta energía cinética. El electrón consume esta energía produciendo ionizaciones de los átomos del medio, de esta forma parte de la energía del fotón incidente es absorbida por el medio. Esta forma de transferencia de energía es la responsable de los efectos biológicos que se producen en la irradiación con rayos X o gamma.

Otra parte de la energía de los fotones que interaccionan reaparece en forma de fotones cuya energía es igual o inferior y cuya dirección es distinta: son los fotones dispersados.

La **atenuación** de un haz de fotones considerada **como la disminución progresiva del número de fotones que transporta el haz** se debe tanto a los procesos de absorción como a los de dispersión.

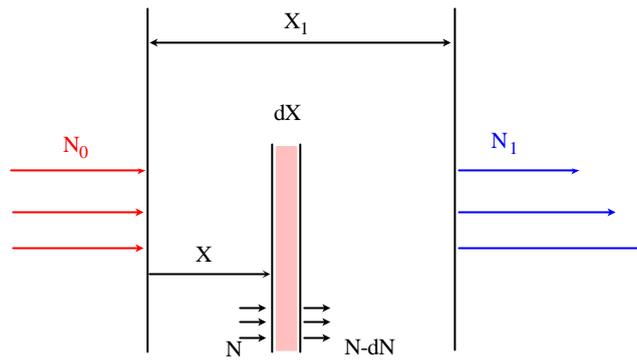


Figura 1. Absorción y dispersión de fotones

1.1 Ley de atenuación

Si un haz monoenergético de fotones, de N_0 fotones/cm²s, incide perpendicularmente sobre un material de espesor x_1 se producirá una atenuación o disminución del número de fotones del haz que depende del tipo de material, de su espesor y de la energía de los fotones incidentes.

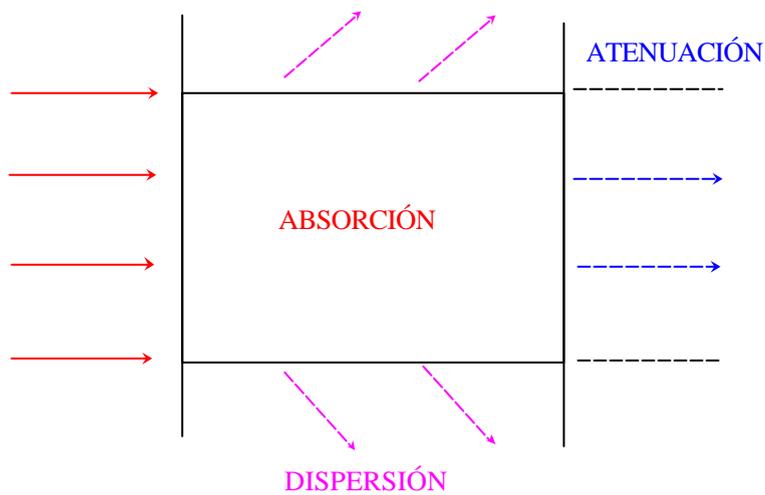


Figura 2. Atenuación de un haz de fotones.

Si consideramos un espesor elemental dx situado a profundidad x y suponemos que le llegan un número N de fotones/cm²s, el número dN de fotones que desaparecen del haz en el elemento dx es:

$$dN = -\mu N dx \quad (1)$$

donde μ es una constante de proporcionalidad que depende de la energía de los fotones y del tipo de material absorbente (de su número atómico y densidad). Se denomina **coeficiente de atenuación lineal**, y tiene dimensiones de L^{-1} .

$$\mu = -\frac{dN}{N dx}$$

Si despejamos el coeficiente μ de la ecuación (1):

vemos que μ representa la fracción de fotones que interaccionan por unidad de espesor del material absorbente y, por tanto, la probabilidad de interacción por unidad de recorrido.

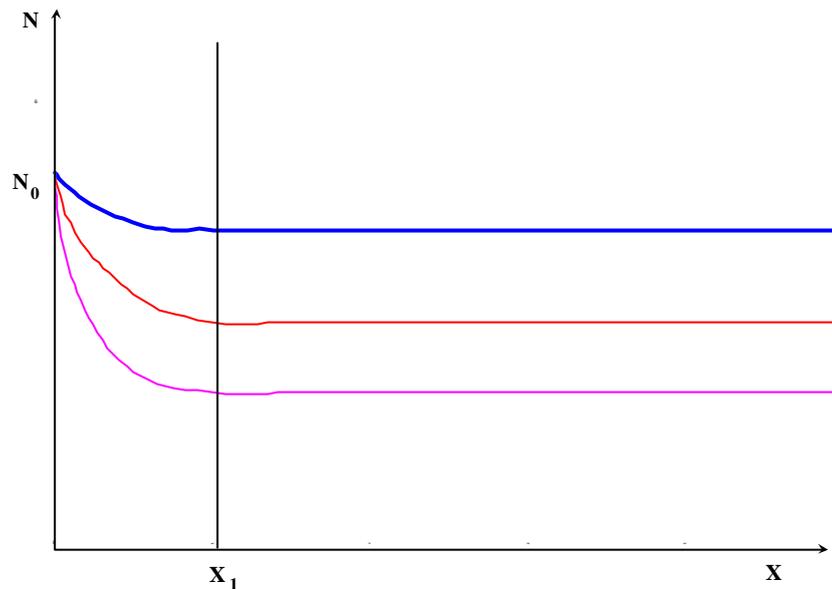
De la expresión anterior se deduce que la disminución relativa en el número de fotones en cada espesor dx es siempre la misma.

Si integramos la expresión (1), considerando μ constante obtenemos:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (2)$$

es decir que, un haz de fotones monoenergéticos se atenúa de forma exponencial al atravesar un absorbente. Esta expresión sólo es totalmente válida cuando se trata de:

- fotones monoenergéticos (al integrar hemos supuesto μ constante y μ es función de la energía de los fotones).



- haz muy colimado, superficie transversal del haz muy pequeña.
- espesor de absorbente muy delgado.

Figura 3. Curvas de atenuación de haces de fotones de distintas energías

El coeficiente de atenuación lineal μ se suele expresar en cm^{-1} y en este caso el espesor x , en el exponente de la expresión (2), se pondrá en cm. Puede ser útil en ocasiones utilizar como espesor el valor de la masa por unidad de superficie denominado "espesor másico x_m ", expresado en g/cm^2 :

$$\text{espesor másico} = x_m = x(\text{cm}) \cdot \rho(\text{g/cm}^3)$$

y en este caso el coeficiente de atenuación a utilizar será el **coeficiente de atenuación másico** $\mu_m = \mu/\rho$ que se medirá en cm^2/g .

Para haces monoenergéticos, se llama **semiespesor** o **espesor de semirreducción** ($d_{1/2}$) al espesor de material necesario para reducir la intensidad del haz a la mitad de su valor inicial. Su valor

$$d_{1/2} = \frac{\text{Ln } 2}{\mu_m} = \frac{0,693}{\mu_m}$$

calculado a partir de la expresión (2) es:

De igual forma el **espesor decimorreductor** ($d_{1/10}$) es aquel que reduce la intensidad del haz a

$$d_{1/10} = \frac{\text{Ln } 10}{\mu_m}$$

su décima parte y su valor es:

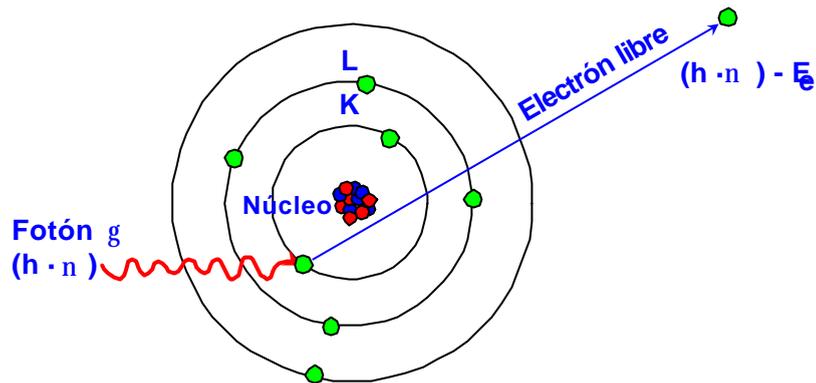
Para haces de espectro continuo se define la "**capa hemirreductora**" (CHR) como el espesor de material que hay que interponer para reducir la exposición del haz a la mitad.

3. PROCESOS DE INTERACCIÓN

Los fotones interactúan con la materia fundamentalmente por tres tipos de procesos: la interacción fotoeléctrica (IF), la interacción Compton (IC) y la creación de pares (CP).

3.1. Interacción fotoeléctrica

El fotón interactúa con el átomo invirtiendo toda su energía en arrancar un electrón que suele ser de los más ligados, y comunicarle energía cinética (**Figura 4**).



$$h\nu = \text{Energía ligadura} + \text{Energía cinética} \\ \text{del electrón} \quad \text{del electrón}$$

Figura 4. Efecto fotoeléctrico

Si el fotón tiene energía suficiente para "arrancar" electrones de la capa K, el 80% de sus interacciones se producen con electrones de esta capa.

El coeficiente de atenuación lineal fotoeléctrico $\mu(\text{IF})$ o la probabilidad de que se produzca un efecto fotoeléctrico:

- disminuye rápidamente cuando aumenta la energía de los fotones (aproximadamente como $1/E^3$).
- aumenta de forma importante cuando aumenta el número atómico del blanco

(proporcionalmente a Z^n) ($n > 3$). Para radiodiagnóstico, el efecto fotoeléctrico aumenta proporcionalmente con Z^3 .

- es proporcional a la densidad del medio.

La interacción fotoeléctrica es la interacción dominante a bajas energías, por debajo de 100 keV, con tejidos biológicos.

Cuando un fotón interacciona por efecto fotoeléctrico con tejidos biológicos prácticamente toda su energía se deposita en el medio.

3.2. Interacción Compton

Se trata de una interacción que se produce mayoritariamente entre el fotón y los electrones atómicos poco ligados (los de las capas más externas).

En la interacción Compton se produce un fotón dispersado, de menor energía que el incidente y un electrón con energía cinética prácticamente igual a la diferencia de energía entre ambos fotones (Figura 5).

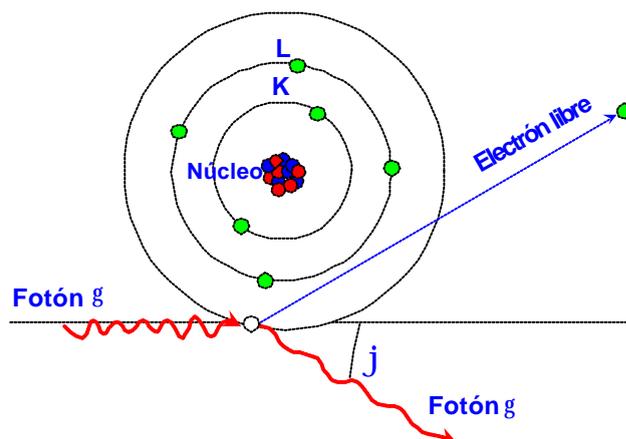


Figura 5. Efecto Compton

La cantidad de energía que se transfiere al electrón atómico varía con la energía del fotón incidente, siendo más importante a medida que aumenta la energía de éste. A bajas energías, el electrón se expulsa con muy poca energía, llevando el fotón dispersado casi toda la energía del incidente.

El coeficiente de atenuación lineal Compton $\mu(\text{IC})$ o la probabilidad de que se produzca una interacción Compton:

- disminuye al aumentar la energía de los fotones (aproximadamente como $1/E$).
- varía poco con el número atómico del material (Z).
- es proporcional a la densidad atómica del medio, (?).

La interacción Compton es la interacción dominante a energías intermedias, entre 100 y 1.000 keV en tejidos biológicos.

3.3. Interacción de creación de pares electrón-positrón

La interacción por creación de pares consiste en la materialización del fotón en un electrón y un positrón y sucede para energías superiores a 1,02 MeV, por lo que escapa del contenido de este curso.

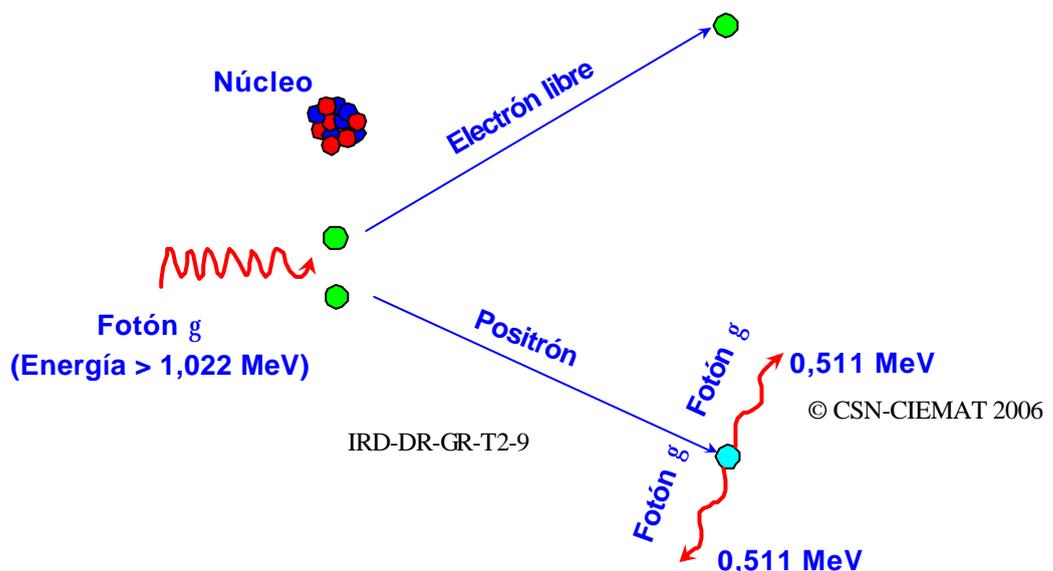


Figura 6.- Creación de pares.

3.4. Coeficiente de atenuación total

El coeficiente de atenuación total μ de un medio, para fotones de energía dada, es la suma de los coeficientes de atenuación fotoeléctrica, Compton y de creación de pares. En nuestro caso este último es nulo.

$$\mu = \mu(IF) + \mu(IC) + \mu(CP)$$

En la **Figura 6** se representan los coeficientes de atenuación del agua para cada proceso en función de la energía de los fotones.

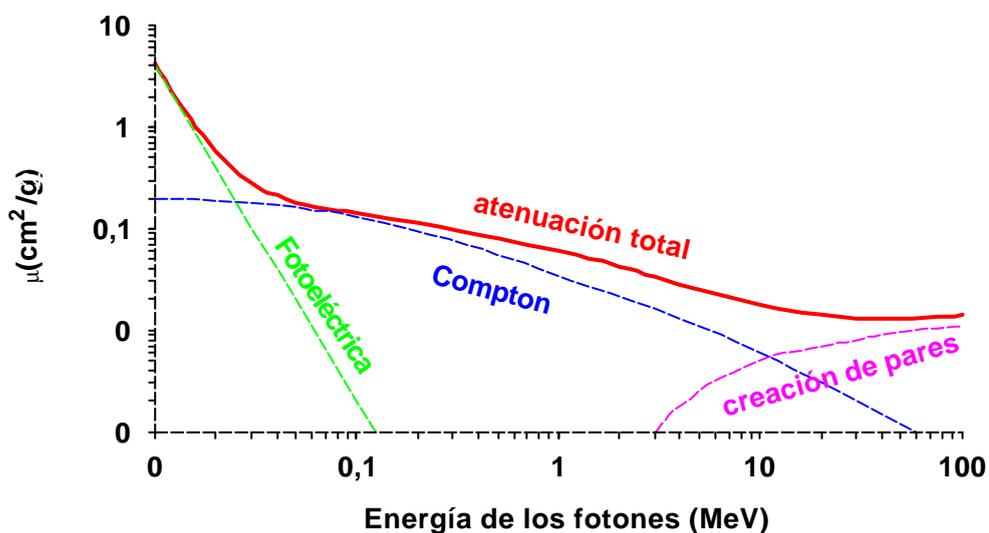


Figura 6. Variación con la energía, de los coeficientes de atenuación másicos del agua

4. FORMACIÓN DE LA IMAGEN RADIOLÓGICA

En el intervalo de energía de los fotones utilizados en radiodiagnóstico, de 20 a 120 keV, los procesos de interacción con materiales biológicos son los ya descritos de interacción fotoeléctrica e interacción Compton. La primera de ellas representa la absorción total de la energía del fotón, mientras que en la interacción Compton aparece un fotón dispersado de energía menor o igual que la del fotón incidente por lo que sólo se produce un depósito parcial de la energía del mismo.

La imagen radiológica se forma con el haz de fotones transmitido por el paciente que alcanza el sistema de registro de la imagen. Esos fotones pueden ser bien, los fotones primarios que han pasado a través del paciente sin interactuar o bien, los fotones dispersados originados en los procesos de interacción Compton en el paciente. Los fotones primarios son los que transportan la información más útil, ya que su intensidad en cada parte del haz transmitido depende de las diferencias de absorción de los fotones incidentes producidas en los tejidos atravesados.

Desde el punto de vista de la formación de la imagen radiológica, el efecto fotoeléctrico produce imágenes de excelente calidad por dos razones: en primer lugar porque no origina radiación dispersa y en segundo lugar porque aumenta el contraste natural entre los distintos tejidos. El contraste en la imagen se debe a que algunos tejidos absorben mayor número de fotones que otros y, por tanto, aumenta cuando las diferencias de absorción en los tejidos adyacentes es grande. Debido a que las diferencias de absorción por efecto fotoeléctrico dependen de la tercera potencia del número atómico, pequeñas diferencias en la composición química de dos tejidos (diferencias en el Z_{ef}) originan importantes diferencias de absorción. Por otra parte, la probabilidad de que un fotón sea absorbido por efecto fotoeléctrico disminuye de forma muy importante cuando aumenta la energía de los fotones y en consecuencia el contraste disminuye al aumentar la tensión aplicada al tubo. Para obtener suficiente contraste por ejemplo, entre la grasa y el músculo o un parénquima glandular, es necesario usar tensiones bajas, de 25 a 30 kV en mamografía.

Desde el punto de vista de la dosis impartida al paciente el efecto fotoeléctrico no es deseable puesto que toda la energía del fotón incidente es absorbida.

Los fotones dispersados son originados mayoritariamente en la interacción Compton y su intensidad aumenta al hacerlo la energía media del haz y el volumen atravesado. La probabilidad de que se produzca una dispersión Compton es poco dependiente del número atómico, proporcional a la densidad y varía mucho más lentamente con la energía. La dispersión Compton proporciona, por tanto, menos contraste entre tejidos con distinto número atómico promedio que el efecto fotoeléctrico, excepto a altas energías para las que el fotoeléctrico es más improbable. Además, los fotones dispersados en este proceso pueden ser emitidos en cualquier dirección, dando lugar a un velo uniforme sobre la imagen que deteriora su contraste. Para evitar este deterioro, se recurre a la utilización de rejillas antidifusoras que pueden eliminar hasta un 90% de la radiación dispersa. La energía depositada en el paciente, cuando los fotones interactúan por efecto Compton, es una pequeña fracción de la energía del fotón incidente y por tanto al aumentar el número de interacciones Compton disminuye la dosis impartida.

En ocasiones, para conseguir que en una misma película aparezcan imágenes correctas de dos regiones con opacidad radiológica muy distinta, hay que reducir el contraste de la imagen. Esto puede conseguirse utilizando tensiones elevadas o películas cuya densidad óptica varíe más lentamente en función de la exposición. Según el tipo de examen es preferible detectar en la imagen un gran número de detalles (gran latitud) con poco contraste, o un número menor de detalles con un contraste mayor.

En resumen, las interacciones por efecto fotoeléctrico son deseables desde el punto de vista de la calidad de la imagen porque proporcionan un alto contraste sin producción de radiación dispersa, pero desafortunadamente la dosis impartida al paciente es más alta que cuando se produce la interacción Compton. En consecuencia, la elección del kV adecuado para la obtención de una imagen radiológica ha de ser un compromiso entre los requerimientos de baja dosis y alto contraste.

En la **Figura 7** se ha representado la variación con la energía de los coeficientes de atenuación másico para hueso y tejido blando. La diferencia entre ambos coeficientes es muy grande a bajas energías y disminuye a medida que aumenta ésta, disminuyendo, en consecuencia, el contraste entre

ambos tejidos.

Independientemente de la formación de la imagen hay que tener presente que los fotones dispersados dan lugar a un cierto valor de radiación dispersa en la sala, que es necesario evaluar de cara a la protección radiológica del profesional que opera los equipos. Una adecuada colimación del haz y una compresión del medio irradiado reduce la intensidad de la radiación dispersa y es un buen procedimiento, tanto para aumentar la calidad de la imagen como para la protección radiológica del profesional.

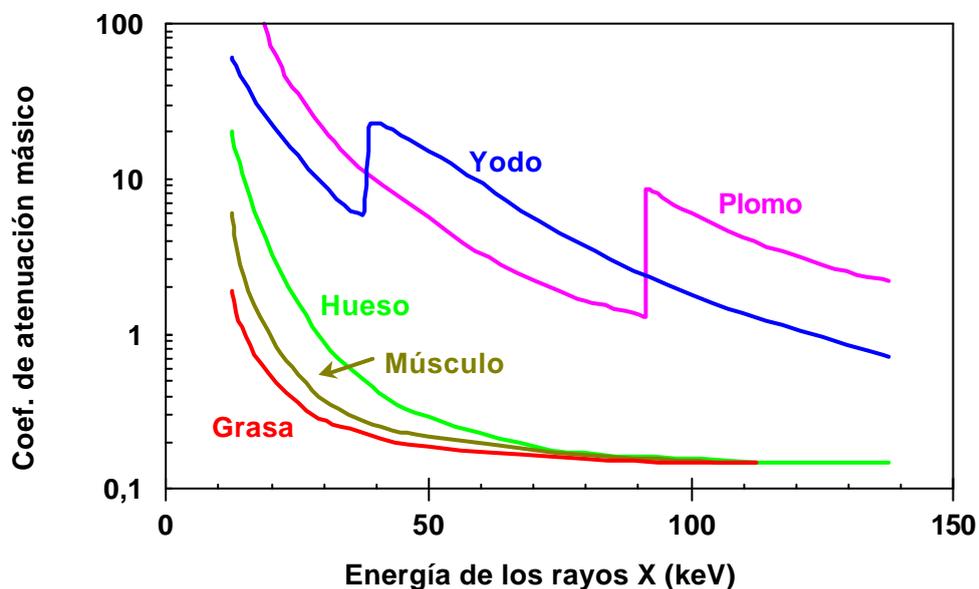


Figura 7. Variación con la energía de los coeficiente de atenuación másico para varios materiales

5. NÚMERO ATÓMICO EFECTIVO

Hasta ahora, hemos hablado siempre del número atómico del material, que es propio de cada elemento químico, pero en la práctica, los materiales con los que interaccionan los fotones están formados por varios elementos químicos. Para obviar esta dificultad se utiliza un "**número atómico efectivo**" que permite tratar globalmente el material a efectos comparativos con otros materiales puros. El número atómico efectivo de un material compuesto es el número atómico que tendría un material puro que se comportase, en cuanto a la interacción de fotones de la misma forma que lo hace el compuesto. En la **Tabla 1** se especifican los números atómicos efectivos junto con otras propiedades físicas para materiales de interés en radiodiagnóstico

TABLA 1

DATOS DE MATERIALES DE INTERÉS EN RADIODIAGNÓSTICO

Material	Densidad (Kg/m³)	Z efectivo	electrones/gramo x 10²³
Carbón	2250	6	5,97
Oxígeno	1,429	8	3,01
Aluminio	2699	13	2,90
Cobre	8960	29	2,75
Plomo	11360	82	2,38

Aire	1,293		7,78	3,01
Agua	1000		7,51	3,34
Músculo	1040		7,64	3,31
Grasa	916		6,46	3,34
Hueso	1650		12,31	3,19
Iodo	4930	53		2,51
Bario	3510		56	2,45

TEMA 3

CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DE LOS EQUIPOS DE RADIODIAGNÓSTICO

INDICE

1.- INTRODUCCIÓN

2.- COMPONENTES BÁSICOS DEL TUBO DE RAYOS X

- 2.1.- Generador
- 2.2.- Filamento
- 2.3.- Anodo
- 2.4.- Voltaje
- 2.5.- Vacío
- 2.6.- Blindaje
- 2.7.- Filtros

3.- EFECTO TALÓN

4.- CURVAS DE CARGA

5.- COLIMACIÓN

6.- REJILLAS ANTIDIFUSORAS

7.- CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN

8.- RECEPTORES DE IMAGEN

- 8.1.- Parámetros que definen la calidad de imagen
- 8.2.- Sistema película-pantalla
- 8.3.- Intensificador de imagen
- 8.4.- Sistemas digitales

1.- INTRODUCCIÓN

Los rayos X se producen cuando los electrones que se mueven a alta velocidad interactúan con un blanco (ánodo) de un material como el wolframio, molibdeno etc. El electrón, cargado negativamente, es atraído por el núcleo, con carga positiva y como consecuencia se desvía de su trayectoria original con pérdida de energía cinética. La energía cinética perdida por el electrón se convierte en parte en radiación electromagnética de alta energía, llamada también radiación de frenado o de Bremsstrahlung (Fig.1). Además, los átomos excitados del ánodo por la colisión con los electrones, se desexcitan y emiten radiación electromagnética denominada RX característicos. La mayor parte de la energía (99%) se transforma sin embargo en calor.

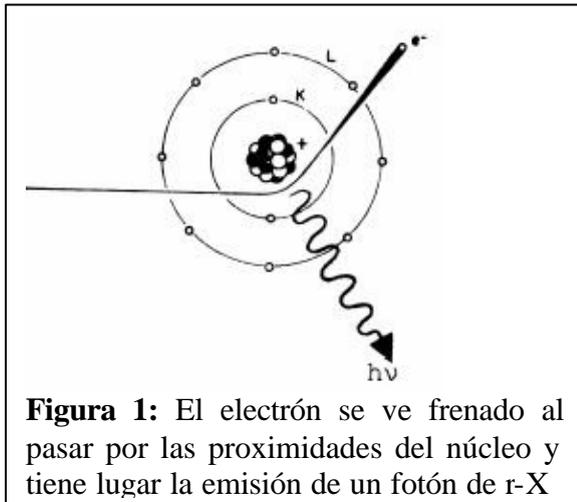


Figura 1: El electrón se ve frenado al pasar por las proximidades del núcleo y tiene lugar la emisión de un fotón de r-X

La energía del electrón está relacionada con la diferencia de potencial a la que se somete el tubo de rayos X. Por otra parte, la energía de los fotones de rayos X emitidos como resultado de la deceleración de los electrones en el campo eléctrico del núcleo depende de lo cerca que el electrón pase del núcleo, de la energía del electrón y de la carga del núcleo. Cuanto mayor sea la energía cinética de los electrones mayor será la energía de los rayos X producidos. Cuando en la consola de una sala de rayos X seleccionamos kilovoltaje (kV), estamos seleccionando la diferencia de potencial a la que se verán acelerados los

electrones y, por tanto, estaremos variando la energía de los rayos X que producirá el tubo. La máxima energía de los fotones que salen del tubo de rayos X depende del kilovoltaje utilizado, mientras que la mínima dependerá de los filtros utilizados pero no del kilovoltaje. Además, al variar el kilovoltaje también estaremos variando la cantidad de rayos X producidos, la cual aumenta con el cuadrado del kilovoltaje.

Cuanto mayor sea el número de electrones que choca contra el blanco, mayor será el número de fotones de rayos X producidos o intensidad del haz de rayos X. La forma de conseguir que más electrones choquen contra el blanco es seleccionar un mayor valor de miliamperaje y tiempo (mAs), por tanto, un valor mayor de mAs significa un mayor número de fotones, pero no significa un cambio en la energía de los mismos.

El material del blanco determina también la cantidad de radiación producida para un valor determinado de kV y mAs. Cuanto mayor sea el número atómico de los átomos del blanco mayor será la eficiencia de producción de rayos X.

2.- COMPONENTES BÁSICOS DEL TUBO DE RAYOS X

2.1.- Generador

Un generador de rayos X es un dispositivo que suministra energía eléctrica al tubo de rayos X. No es un generador eléctrico en el sentido estricto de la palabra ya que, por definición, un generador convierte la energía mecánica en energía eléctrica. Un generador de rayos X parte

de una fuente de energía eléctrica. La mayoría de los servicios de radiología dispondrán de corriente trifásica en el rango de 208 a 230 V. El generador de rayos X modifica esta energía para acomodarla a las necesidades del tubo de rayos X. El tubo de rayos X necesita energía eléctrica por dos motivos: arrancar electrones del filamento y acelerar estos electrones desde el cátodo al ánodo, como más adelante se verá. El generador de rayos X tiene un circuito para cada una de estas funciones, esto es, el circuito de filamento y el circuito de alto voltaje. Además, el generador tiene un tercer circuito, un mecanismo de cronómetro que regula la duración de la exposición.

El generador de rayos X se dispone en dos compartimentos separados: un panel de control o consola y un transformador. Los mandos del panel de control permiten al operador seleccionar el kV, mA y tiempo de exposición apropiados para un estudio particular. Existe un transformador de bajo voltaje para el circuito de filamento y un transformador de alto voltaje y un conjunto de rectificadores para el circuito de alto voltaje. El rectificador es un dispositivo que cambia la corriente alterna en corriente continua. Las diferencias de potencial en estos circuitos pueden llegar a ser de 150000 V, por lo que transformadores y rectificadores deben estar inmersos en aceite, que cumple una función de aislante.

2.2.- Filamento

El **cátodo** del tubo de rayos X es un filamento (Fig. 2) de **un material (wolframio, molibdeno, rodio)** que produce electrones cuando es sometido a un calentamiento. La forma de calentarlo es hacer pasar por el mismo una corriente eléctrica. Cuando un metal se calienta, sus átomos absorben energía térmica y algunos de los electrones del mismo adquieren suficiente energía como para permitirlos

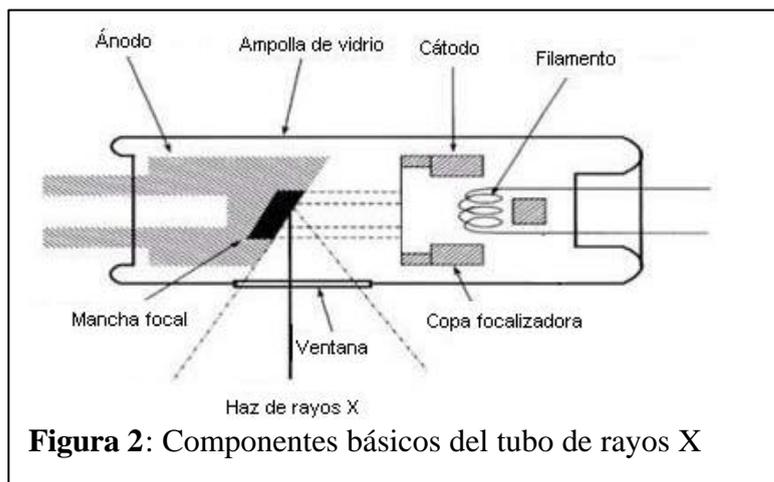


Figura 2: Componentes básicos del tubo de rayos X

moverse a una pequeña distancia de la superficie del metal. Este escape es lo que se conoce con el nombre de **emisión termoiónica**. Cuanto mayor sea la corriente que pasa por el filamento, mayor será la temperatura que adquiera y mayor el número de electrones que emite. Los electrones emitidos por el filamento de wolframio forman una pequeña nube próxima al filamento que se conoce como **carga espacial**. Esta nube de cargas negativas tiende a impedir que otros electrones sean emitidos por el filamento hasta que los primeros hayan adquirido suficiente energía térmica como para superar la fuerza ocasionada por la carga espacial. La tendencia de la carga espacial a limitar la emisión de más electrones desde el filamento se llama **efecto de carga espacial**. Cuando los electrones abandonan el filamento, la pérdida de cargas negativas hace que el filamento adquiera una carga positiva que ocasiona la atracción de algunos de los electrones emitidos de nuevo hacia él. Cuando un filamento se calienta hasta su temperatura de emisión, rápidamente se alcanza un estado de equilibrio en el cual el número de electrones que vuelven al filamento es igual al número de electrones que se emiten. Como resultado, el número de electrones que forman la nube de carga espacial permanece constante y ese número depende de la temperatura del filamento.

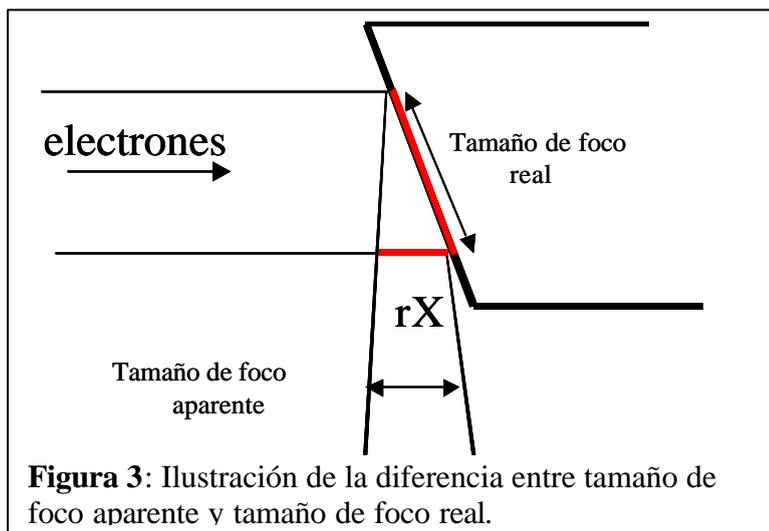
El wolframio no es un emisor termoiónico tan eficiente como algunas de sus aleaciones, pero se utiliza en los tubos de rayos X debido a su facilidad para formar hilos delgados y fuertes con alto punto de fusión y a su baja tendencia a evaporarse, lo que le hace tener una esperanza de vida razonablemente larga. Sin embargo, una pequeña cantidad de wolframio sí que se evapora desde el filamento y ocasionalmente desde el ánodo. Este wolframio vaporizado se deposita en forma de una capa extremadamente fina en la superficie interna de la pared del tubo dándole un color amarillento cuya intensidad se ve acrecentada con la edad del tubo. Este revestimiento de wolframio tiene dos efectos: por una parte tiende a filtrar el haz de rayos X disminuyendo el porcentaje de fotones de baja energía del mismo gradualmente y, por otra, la presencia del metal en el vidrio del tubo aumenta la posibilidad de formación de arcos entre el vidrio y los electrodos a altos valores de kilovoltaje, lo cual puede traer como consecuencia la ruptura del tubo.

Además del filamento, que es la fuente de electrones, el cátodo tiene otros dos elementos: los cables conectores que suministran el voltaje y el amperaje para calentar el filamento y una **copa focalizadora** metálica. La corriente de electrones a través del tubo de rayos X tiene lugar en un solo sentido (siempre de cátodo a ánodo). Debido a las fuerzas de repulsión mutua y del gran número de electrones que forman la corriente, ésta tendería a extenderse demasiado y bombardear una superficie anódica inaceptablemente amplia. El papel de la copa focalizadora es impedir que esto ocurra y esto se consigue manteniendo dicha copa focalizadora al mismo potencial negativo que el filamento cuando el tubo de rayos X está conduciendo.

Los tubos de rayos X modernos tienen habitualmente un doble filamento. Cada filamento consiste en una espiral de alambre. Una de ellas es más larga y ambas están montadas una al lado de la otra o bien una sobre la otra. Para una exposición de rayos X dada sólo se utiliza un filamento y normalmente el filamento mayor, llamado **foco grueso**, se utiliza para exposiciones más largas. El tamaño de foco es importante para la calidad de imagen. Las exposiciones realizadas con el **foco fino** ofrecen una mejor calidad de imagen. Sin embargo, cuando se utiliza foco fino, el número de electrones que llegan al blanco disminuye y las exposiciones deben tener una mayor duración para obtener la misma densidad óptica en la placa radiográfica o receptor de imagen. El aumento del tiempo de disparo hace aumentar también la posibilidad de movimiento del paciente y aumenta por tanto el riesgo de penumbra cinética. Las imágenes obtenidas con foco grueso presentan peor calidad (ya que la penumbra geométrica está relacionada con el tamaño de foco) pero requieren un menor tiempo de disparo con respecto a las realizadas con foco fino para obtener la misma densidad óptica.

2.3.- Anodo

Es el material (**blanco**) contra el que chocan los electrones para producir rayos X, normalmente de **wolframio**. Se llama **mancha focal** al área del ánodo en la que impactan los electrones procedentes del cátodo. La mayoría de la energía de los electrones se convierte en calor y sólo el 1% se convierte en rayos X. Puesto que el calor se distribuye uniformemente sobre la mancha focal, cuanto más grande sea ésta mayor cantidad de calor podrá acumular antes de que llegue a producirse un daño en el ánodo. Sin embargo, cuanto mayor sea el área del foco menor detalle podremos observar en las radiografías. Este conflicto se resolvió dando una inclinación a la superficie anódica de modo que forme un ángulo con la perpendicular al plano de incidencia del haz. Este ángulo difiere de unos tubos a otros y puede variar de 6 a 20°. Debido a esta angulación, cuando la superficie inclinada de la mancha focal es vista desde la dirección en la cual los rayos emergen del tubo de rayos X, la



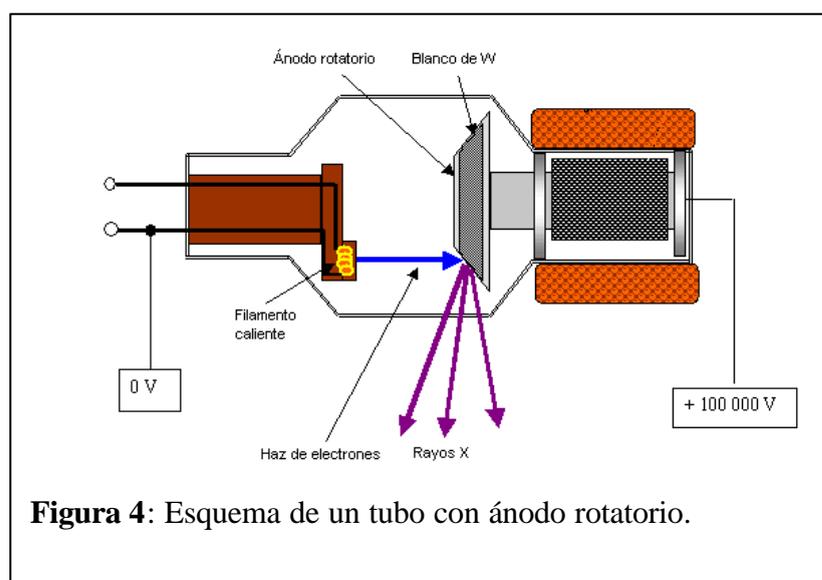
superficie parece menor, o dicho de otro modo, el **tamaño del foco efectivo o aparente** es considerablemente menor que el del foco real (Fig. 3). Cuanto menor sea el ángulo del ánodo, menor será el tamaño del foco aparente. Algunos tubos modernos utilizan un ángulo anódico de sólo 6°. El empleo de ángulos tan pequeños permite aumentar el área sometida al impacto de los electrones (y, por tanto, el área disponible para la disipación de

calor) manteniendo un tamaño de foco aparente muy pequeño. Sin embargo, a efectos prácticos, hay un límite por debajo del cual no conviene disminuir más el ángulo del ánodo que viene dictado por el **efecto talón** del que se hablará más adelante. Para radiografías de diagnóstico general realizadas a distancias foco-placa de alrededor de 1 m, el ángulo anódico no suele disminuir de 15°.

La forma y tamaño de la mancha focal vienen determinados por la forma y tamaño de la corriente de electrones cuando impacta sobre el ánodo y éstas a su vez dependen de las dimensiones del filamento, de la copa focalizadora y de la posición del filamento en la misma. Los tamaños de foco aparente comúnmente usados son de 0,1, 0,3, 0,6, 1,0 y 1,2 mm.

Los ánodos pueden ser de dos tipos: estacionarios o rotatorios. El ánodo estacionario consiste en una pequeña placa rectangular de wolframio de 2 a 3 mm de espesor embebida en una masa de cobre. Se utiliza wolframio como material para el ánodo por varios motivos. En primer lugar, tiene un alto número atómico ($Z = 74$) que le hace más eficiente para la producción de rayos X. Además, debido a su alto punto de fusión (3370° C), es capaz de soportar las altas temperaturas producidas y es también un material razonablemente bueno desde el punto de vista tanto de la absorción de calor como de la disipación del mismo. Sin embargo, a pesar de sus buenas propiedades térmicas, el wolframio no es capaz de soportar el calor producido por exposiciones repetidas.

El cobre es mejor conductor del calor, con lo cual contribuye a aumentar la capacidad térmica total del ánodo y su velocidad de enfriamiento y de ahí que se emplee también en la construcción del ánodo.



El **ánodo rotatorio** (Fig. 4) consiste en un disco de wolframio o aleación de wolframio que teóricamente rota a una velocidad de unas 3600 rpm en el momento de la exposición. Dicho disco tiene un borde inclinado, al igual que el ánodo estacionario. El propósito del ánodo rotatorio es distribuir el calor producido durante una exposición sobre un área anódica mayor. Debido a la inercia que presenta el disco a la rotación existe un pequeño retraso entre la aplicación de la fuerza y el momento en que el rotor alcanza la máxima velocidad angular. Este período normalmente varía entre 0.5 y 1 s. En los tubos existe un circuito de seguridad que impide realizar una exposición hasta que el rotor ha alcanzado su máxima velocidad.

2.4.- Voltaje

La aceleración de los electrones a alta velocidad se consigue aplicando una diferencia de potencial (expresada habitualmente en kV) entre el filamento (cátodo o elemento cargado negativamente) y blanco (ánodo o elemento cargado positivamente). Cuando se aplica esa diferencia de potencial, los electrones que estaban formando la nube de carga espacial fluyen desde las proximidades del filamento hasta el ánodo produciendo la corriente del tubo. Si el potencial aplicado es insuficiente como para impulsar todos los electrones fuera del filamento, existirá una carga espacial próxima al filamento que actúa, como ya se ha descrito anteriormente limitando el número de electrones disponible y, por tanto, la corriente del tubo. Por tanto, hasta el llamado **voltaje de saturación**, un aumento en el kilovoltaje ocasiona un aumento significativo en la corriente del tubo. Por encima de dicho voltaje, sin embargo, el aumento de kilovoltaje no produce apenas cambio en la corriente del tubo y ésta sólo muestra un pequeño incremento debido a un pequeño efecto de carga espacial residual. Este pequeño aumento de corriente que tiene lugar al aumentar el voltaje por encima del valor de saturación es un efecto indeseable, ya que hace que la corriente del tubo no se pueda controlar de modo preciso, por lo que el propio circuito suele compensarlo automáticamente disminuyendo el calentamiento del filamento cuando el kilovoltaje aumenta. Por tanto, a partir del voltaje de saturación la corriente viene determinada por el número de electrones disponibles por calentamiento del filamento y se dice que está limitada por temperatura.

2.5.- Vacío

Todos los elementos descritos anteriormente están encerrados en una ampolla de vidrio en la que se ha hecho el vacío. Si existiera un gas dentro del tubo, los electrones chocarían contra las moléculas de gas en su camino entre cátodo y ánodo y perderían energía, con lo cual no adquirirían la velocidad deseada. Pero además, en los choques entre los electrones y las moléculas de gas se producirían ionizaciones y, por tanto, átomos y moléculas cargados positivamente que viajarían hacia el filamento y que terminarían por destruirlo al chocar contra él y electrones secundarios que serían acelerados hacia el ánodo. Esta producción de electrones secundarios no puede controlarse de manera satisfactoria y su presencia traería como consecuencia una variación en el número y la velocidad de los mismos y por tanto en la corriente del tubo y en la energía de los r-x producidos. Por tanto, la finalidad del vacío en los tubos de r-x modernos es permitir controlar de modo independiente el número y la velocidad de los electrones.

2.6.- Blindaje

El tubo de rayos X debe tener un blindaje frente a la radiación y a los altos voltajes. La radiación que se produce en un tubo de rayos X no se trata de algo confinado al haz que emerge por la ventana del mismo. En realidad, los rayos X se emiten desde el blanco con

aproximadamente la misma intensidad en todas las direcciones. Además, los rayos X se dispersan en todas direcciones como resultado de las colisiones de los fotones con diferentes estructuras que se encuentran dentro y alrededor del tubo. Es por esto que el tubo está rodeado de un blindaje de plomo que sirve para absorber fotones primarios y secundarios que de otro modo producirían una alta intensidad de radiación alrededor del mismo dando lugar a una exposición innecesaria tanto de pacientes como de profesionales, además de un velo que resultaría excesivo para las radiografías.

La efectividad del blindaje para limitar la **radiación de fuga** debe cumplir las especificaciones de la ICRP (International Commission of Radiation Protection), la cual establece que la radiación de fuga medida a 1 m de la fuente no debe exceder de 1 mGy/h cuando el tubo opera a la máxima potencia. Otra función del blindaje es proporcionar protección frente a los altos voltajes requeridos para producir los rayos X. Los cables de alto voltaje, que están conectados al tubo a través de receptáculos apropiados en el blindaje, contienen una conexión a tierra. Para impedir cortocircuitos entre los cables de tierra y el tubo, el espacio entre ellos se rellena con un aceite mineral, el cual tiene buenas propiedades como aislante eléctrico y como refrigerante.

2.7.- Filtros

Se colocan a la salida del haz de rayos X y absorben parte de la radiación que sale del tubo, fundamentalmente la radiación de baja energía. La radiación de baja energía contribuye a aumentar la dosis al paciente, pero dado su bajo poder de penetración, no es capaz de atravesarlo por completo para llegar al receptor de imagen y, por lo tanto, no contribuye en nada a la imagen. Por tanto, si mediante filtros eliminamos parte de los rayos X de baja energía, conseguiremos impartir menores dosis en piel sin influir en la calidad de imagen.

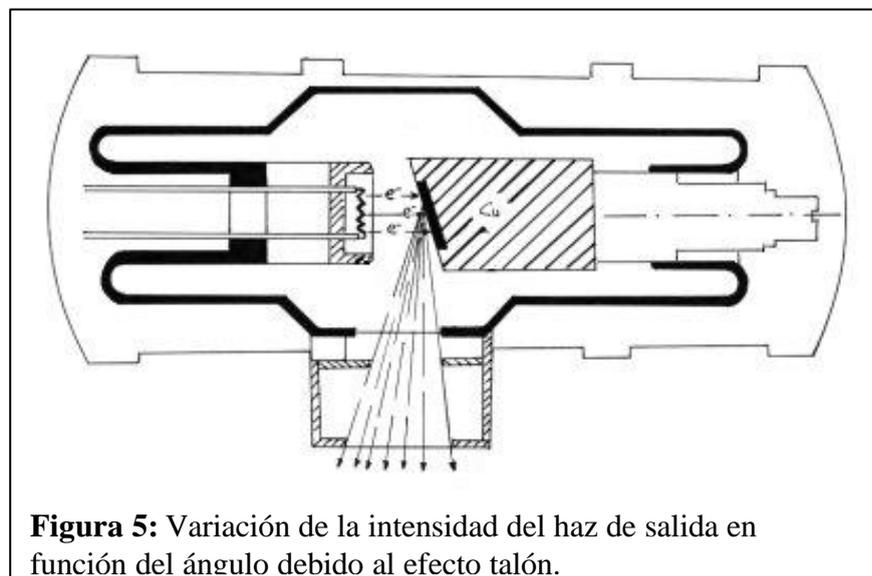
La filtración inherente es el resultado de la absorción de los fotones de rayos X en su paso a través del envoltorio de vidrio que recubre el cátodo y el ánodo, el aceite aislante y la ventana del blindaje. La filtración inherente se mide en **milímetros equivalentes de aluminio**, que representan el espesor de aluminio que produciría el mismo grado de atenuación que el espesor del material en cuestión. La filtración inherente normalmente varía entre 0.5 y 1 mm de Al.

La filtración añadida es aquella producida por absorbentes colocados en el camino del haz de rayos X. La atenuación es más intensa cuando la interacción predominante es el efecto fotoeléctrico y disminuye cuando la interacción Compton aumenta. La energía de la radiación filtrada del haz puede regularse seleccionando un material con número atómico apropiado. Los materiales comúnmente seleccionados en radiodiagnóstico son el aluminio y el cobre. El aluminio, con número atómico 13 es un filtro excelente para radiación de baja energía y un buen filtro de propósito general. El cobre, con número atómico 29 es un filtro más adecuado para radiación de alta energía. El cobre se usa siempre en combinación con aluminio y el objeto de introducir el cobre es reducir el espesor de filtrado. En un filtro compuesto de dos materiales, el material con más alto número atómico se sitúa más cercano al foco de rayos X y el de menor número atómico más cercano al paciente. En el caso del Al-Cu la mayor filtración ocurre en el cobre, mientras que el papel del aluminio es absorber la radiación característica producida en el cobre. La radiación característica producida en el aluminio es de energía tan baja que se absorbe en el aire situado entre filtro y paciente.

El espesor de filtro que debe ser añadido a un haz de rayos X depende de la mínima tasa de exposición y calidad que se desea obtener en el haz. La tasa de exposición disminuye a medida que el haz se endurece y, por tanto, debe hallarse un compromiso entre ambos factores. Después de añadir un cierto espesor de filtro a un haz de rayos X, la filtración adicional puede reducir la tasa de exposición sin aumentar su calidad significativamente. Un espesor de 2 mm de Al son suficientes para absorber el 82% de los fotones de energías inferiores a 20 keV. Por tanto, la mayoría de las ventajas de la filtración se consiguen con este espesor. Una filtración excesiva causaría una disminución global del haz, principalmente por absorción de fotones de alta energía, ya que todos los fotones de baja energía son absorbidos por las primeras capas de material. La calidad del haz no se ve alterada significativamente, pero su intensidad disminuye mucho. Esto hace que el tiempo necesario para realizar una exposición aumente y, por tanto, aumente también la probabilidad de que el paciente se mueva durante el estudio.

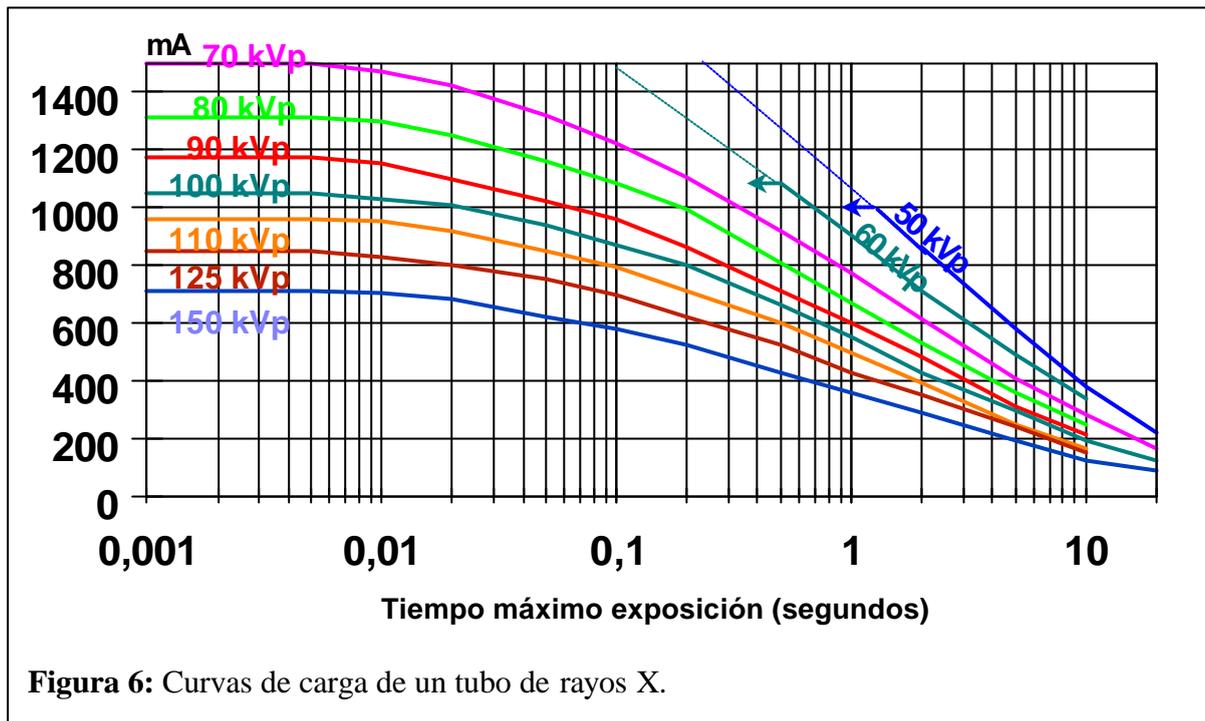
3.- EFECTO TALÓN

La intensidad del haz de rayos X que abandona el tubo no es uniforme en toda la superficie del mismo sino que depende del ángulo en el que se emiten los rayos desde el foco, siendo menor en la parte del haz más cercana al ánodo. Esta variación de intensidad es lo que se conoce como efecto talón. La disminución de intensidad del haz a ángulos



aproximadamente paralelos a la superficie del ánodo (Fig. 5) se debe a la absorción de algunos de los fotones por el mismo ánodo. Por otra parte, debido a la ley del inverso al cuadrado de la distancia, los rayos que impresionan la película en los extremos del haz han recorrido una distancia mayor que los que la impresionan en el eje del mismo, con lo cual la intensidad en aquella región de la placa radiográfica será menor. Además, la radiación que sale en direcciones oblicuas atraviesa un espesor de absorbente (vidrio, aceite) mayor que la que sale en direcciones próximas al eje del haz. La intensidad del haz en función del ángulo de emisión varía dependiendo de las características físicas de cada tubo y de su antigüedad. El efecto talón se ve acrecentado con las rugosidades del ánodo y éstas van aumentando con el uso del tubo y el empleo de valores altos de kV y mAs. Este efecto es menos importante cuando se utilizan distancias foco-película mayores y, para una distancia foco-película dada, es menos importante para tamaños de campo menores, ya que la intensidad del haz cerca del eje es más uniforme que hacia la periferia del mismo. El efecto talón puede compensarse exponiendo por el lado del ánodo partes del cuerpo del paciente con menor espesor o densidad.

4.- CURVAS DE CARGA



Se llaman curvas de carga a la representación gráfica de la **intensidad (mA)** en ordenadas en escala lineal y el **tiempo de exposición (s)** en abscisas en escala logarítmica (Fig. 6). Establecen para cada kilovoltaje el límite máximo de selección simultánea de intensidad y tiempo o, lo que es equivalente, el límite de seguridad dentro del cual puede operar un tubo de rayos X. Este límite es función de la energía calorífica producida durante la exposición. La tasa de generación de calor por una corriente eléctrica es proporcional al producto del voltaje (kV) y de la corriente (mA). La cantidad de calor que un tubo puede soportar sin llegar a dañarse excesivamente viene en parte determinada por el generador (forma de onda y tipo de rectificación), el área de wolframio bombardeada por los electrones (tamaño de la mancha focal, masa y diámetro del ánodo, ángulo del mismo y velocidad de rotación) y duración de la exposición. Los fabricantes de tubos de rayos X con fines diagnósticos proporcionan las curvas de carga para cada circunstancia específica para la que el tubo va a ser usado. Por ejemplo, las curvas de carga para equipos de grafía no serán las mismas que para escopia o para series rápidas de disparos.

Ejemplo:

Consideremos un equipo cuyas curvas de carga son como las que se muestran en la figura 6. Si para un determinado estudio se necesitan 120 mAs (1200 mA en 0.1 s), en la gráfica de la figura 6 podemos observar que las líneas de 1200 mA y 0.1 s se cruzan en un punto que cae aproximadamente sobre la curva de 70 kV. Esto significa que el máximo kilovoltaje utilizable con este equipo y en este caso sería de 70 kV.

Si quisiéramos utilizar un kilovoltaje mayor para realizar el disparo, manteniendo constante el valor de los mAs, el único modo seguro de efectuarlo sería disminuir el tiempo de disparo.

5. - COLIMACIÓN

Como resultado de la interacción de los rayos X con el tejido, el efecto Compton produce la radiación dispersa, que no sólo provoca la aparición de información carente de utilidad en la imagen radiográfica, sino que también eleva el velo de la película y, como consecuencia, reduce el contraste de la imagen. La intensidad de la radiación dispersa es función del kV, del tamaño de campo y del grosor del tejido irradiado. Aunque cuando el kV es bajo se reduce el porcentaje de radiación dispersa que alcanza la película, el uso de valores bajos de kV trae como consecuencia el aumento de la dosis de radiación en el paciente al producirse un aumento de la absorción de rayos X de baja energía. Más efectivo es el uso de colimadores. El colimador es un dispositivo de plomo que se sitúa a la salida del tubo de rayos X y sirve para limitar el área irradiada. Pueden ser de diferentes formas, rectangulares, cónicos, como en el caso de equipos dentales, o trapezoidales como en el caso de equipos de mamografía. Un ajuste adecuado de la colimación supone menor dosis para el paciente y la producción de menor radiación dispersa, es decir, una mejor calidad de imagen. Algunos equipos disponen de colimación automática con ajuste al tamaño del chasis.

6.- REJILLA ANTIDIFUSORA

Los dispositivos restrictores del haz (diafragmas, conos, cilindros) ofrecen un modo eficaz de reducir la radiación dispersa, pero su empleo por sí solo no resulta suficientemente satisfactorio. La rejilla antidifusora (Fig. 7) es un dispositivo que se sitúa entre el paciente y el receptor de imagen y consiste en una serie de láminas de plomo (radioopaco) separadas por espacios que dejan pasar la radiación (radiotransparente). La orientación de estos espacios es tal que por ellos sólo pasa la radiación proveniente del foco de rayos X, es decir, la propagada en línea recta desde la fuente al receptor de imagen, mientras que los rayos X transmitidos en dirección oblicua, en un cierto ángulo con la rejilla, son absorbidos por la misma. Las rejillas disponibles comercialmente pueden tener sus láminas paralelas o focalizadas. Las rejillas paralelas atenúan más los rayos X primarios en el borde de la radiografía que en el centro. Por tanto, la densidad óptica es mayor en el centro y menor en los bordes. Las rejillas focalizadas proporcionan una densidad óptica más uniforme siempre que estén colocadas a la distancia correcta del foco.

A veces la sombra de la rejilla interfiere en la identificación de pequeñas estructuras en la imagen radiográfica. Para evitar esto se utilizan frecuentemente las rejillas móviles. La distancia a la que se mueven las rejillas es pequeña (entre 1 y 5 cm) y la dirección de movimiento no debe ser paralela a las láminas de la misma. Las interferencias producidas por la rejilla se eliminan difuminando su imagen en la película.

Mediante este dispositivo se elimina la mayor parte de la radiación dispersa que se produce dentro del paciente. Como la rejilla absorbe también parte de la radiación directa, se necesita utilizar una mayor técnica para conseguir el mismo grado de ennegrecimiento en la película. Por tanto, su uso supone mayor dosis al paciente, pero este hecho se ve compensado por una mejor calidad de imagen al eliminar la radiación dispersa que reduce el contraste de la imagen. Si el objeto estudiado tiene un volumen pequeño (mano, mama, bebé), la producción de radiación dispersa será menor y el aumento de dosis por el uso de la rejilla antidifusora puede no compensar la pequeña mejoría en la imagen al eliminar la pequeña fracción de radiación dispersa formada.

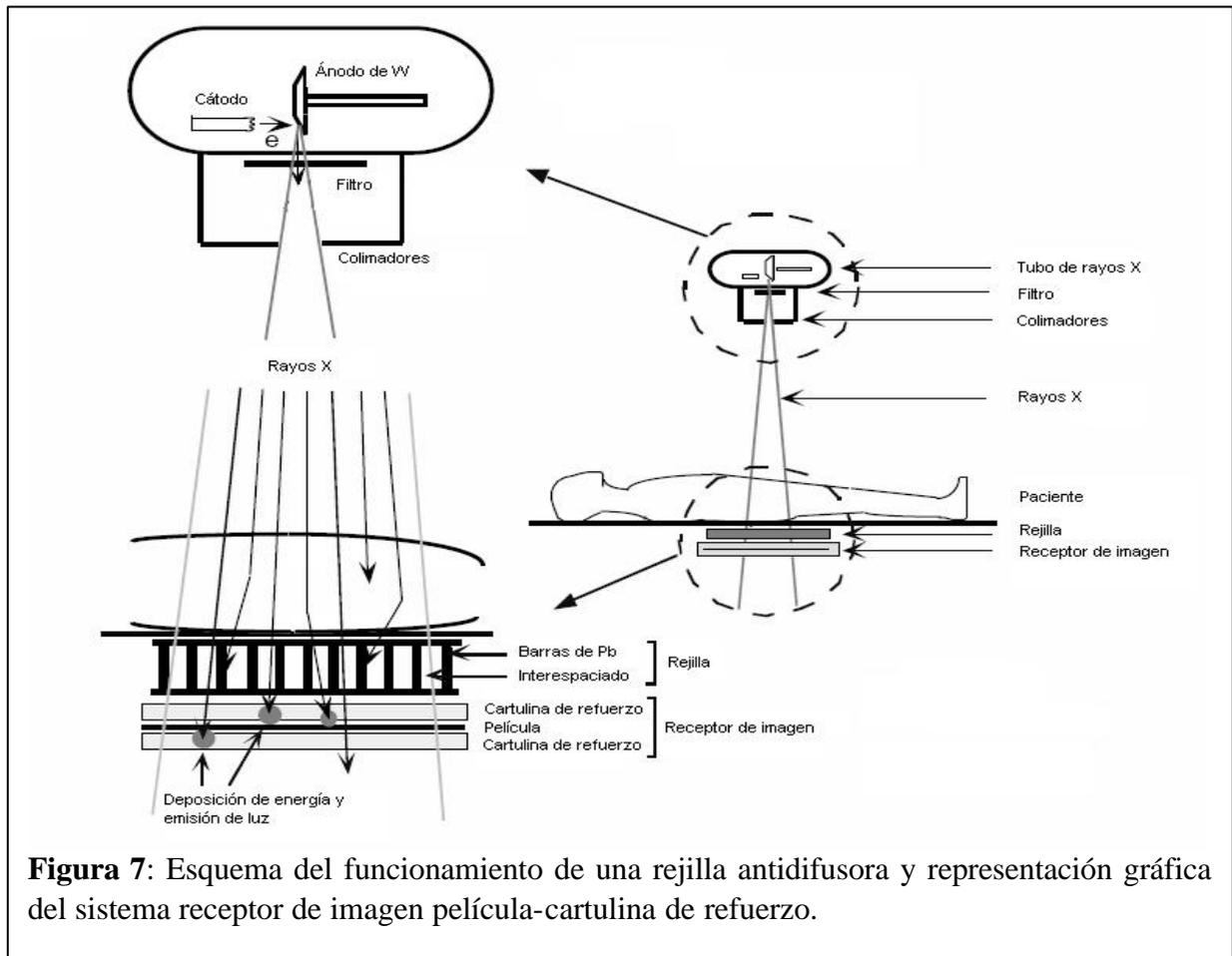


Figura 7: Esquema del funcionamiento de una rejilla antidifusora y representación gráfica del sistema receptor de imagen película-cartulina de refuerzo.

Se define el **factor de rejilla** como la relación entre la altura de las láminas de plomo y la distancia entre ellas.

$$r = \frac{h}{d}$$

Los factores de rejilla utilizados más comúnmente están entre 8 y 12. La efectividad de una rejilla para mejorar el contraste de la imagen aumenta con el factor de rejilla. Sin embargo, las rejillas con un factor de rejilla mayor de 12 son difíciles de alinear y requieren una mayor exposición del paciente a la radiación.

Una rejilla no se describe únicamente por su factor de rejilla, ya que éste puede aumentarse ya sea aumentando la altura de las láminas o reduciendo el ancho de los espacios entre ellas. Como consecuencia, además del factor de rejilla, se habla del **número de láminas por centímetro** y del **contenido de plomo de la rejilla** en g/cm^2 . Las rejillas con muchas láminas por cm^2 producen sombras en la imagen radiográfica menos visibles que las que producen aquellas rejillas más gruesas en una rejilla con menos láminas por cm.

Se define también el **factor de mejora del contraste** como el cociente entre el máximo contraste alcanzable con la rejilla y el máximo contraste alcanzable sin la rejilla. Este factor puede utilizarse para comparar la efectividad de distintas rejillas para eliminar la radiación

dispersa. Para una rejilla dada el factor de mejora del contraste varía con el espesor de paciente y con tamaño y energía del haz.

La selectividad de una rejilla es la relación entre la radiación primaria y la radiación dispersa transmitidas por la rejilla.

7.- CONTROL AUTOMÁTICO DE EXPOSICIÓN

Se trata de un dispositivo que mide la cantidad de radiación que llega al receptor de imagen y concluye automáticamente la exposición cuando ha llegado al mismo una cantidad suficiente de radiación como para proporcionar una densidad óptica adecuada. Con este dispositivo se reducen las dosis a los pacientes al evitar las exposiciones demasiado bajas (lo cual podría hacer necesaria la repetición de la placa) o excesivas (lo cual redundaría en una dosis innecesaria para el paciente) para conseguir el nivel óptimo de densidades ópticas. Este dispositivo consta de una o varias **cámaras de ionización** situadas entre el paciente y la película. Estas cámaras son radiotransparentes, de manera que no interferirán con la imagen radiográfica. La ionización dentro de la cámara crea una carga proporcional a la densidad óptica. Cuando se ha alcanzado la carga apropiada, finaliza la exposición. Esta cámara de ionización debe ser calibrada con un maniquí para que corte la exposición cuando se ha alcanzado el intervalo de densidades ópticas requerido por el radiólogo.

8.- RECEPTORES DE IMAGEN

La radiación transmitida después de atravesar un determinado espesor de tejido es lo que se conoce con el nombre de **radiación primaria**. Esta radiación no puede ser observada directamente, pero puede convertirse en visible mediante el uso de algún tipo de sistema de imagen, como son los sistemas película radiográfica y cartulina de refuerzo, intensificador de imagen y monitor de televisión o los sistemas digitales. Antes de hablar sobre cada uno de ellos veamos cuáles son los principales parámetros que definen la calidad de imagen.

8.1.- Parámetros que definen la calidad de imagen

La calidad de imagen se define mediante tres parámetros fundamentales: resolución, contraste y brillo, este último asociado a los sistemas con intensificador de imagen y monitor de televisión. La resolución espacial del sistema receptor de imagen está relacionada con la capacidad de un sistema de representar los objetos con exactitud y tiene dos componentes, la resolución espacial y la resolución de contraste. La resolución espacial se define como la capacidad de un sistema para representar separadamente las imágenes de dos objetos muy cercanos el uno al otro. La resolución espacial se suele medir por los pares de líneas por milímetro (pl/mm) que pueden detectarse en la imagen y se expresa mediante un valor numérico. Cuanto mayor es este número, mejor será el detalle del objeto representado.

La resolución de contraste es la capacidad de un sistema para representar la imagen de un objeto relativamente grande que difiere muy poco en densidad de su entorno. La visibilidad de bajo contraste viene determinada por el ruido. Cuanto más homogéneo es el fondo, es decir, menor es el ruido, mejor es la visibilidad de las imágenes de bajo contraste.

El contraste se define como la variación de densidad óptica presente en un sistema receptor de imagen. La diferencia de densidad óptica entre estructuras adyacentes es el factor principal en la calidad de imagen. La escala de contraste es el intervalo de densidades ópticas comprendido entre la parte más blanca y la más ennegrecida de un sistema de imagen. Los sistemas de alto contraste producen escalas cortas, es decir, muestran el cambio del blanco al negro en pocos saltos. En cambio, los de bajo contraste producen escalas más largas y numerosos matices de gris.

El brillo de la imagen de una pantalla fluorescente de un intensificador de imagen puede compararse al brillo de un patrón como la pantalla de Patterson B-2. La ganancia de brillo se definen entonces como el cociente entre el brillo de la pantalla del intensificador de imagen y el brillo de una pantalla de Patterson B-2 cuando ambos reciben una exposición a la radiación idéntica. Si la imagen del intensificador es 6000 veces más brillante, se dice que la ganancia de brillo es 6000. La ganancia de brillo tiende a empeorar con la edad del intensificador de imagen.

8.2.- Sistema película-pantalla

Las **películas radiográficas** consisten en una emulsión sensible a la radiación compuesta por una mezcla homogénea de gelatina y cristales de haluro de plata que normalmente está recubierta por ambos lados de una lámina de plástico transparente llamada base, la cual va unida a la emulsión mediante una fina capa de adhesivo. La radiación primaria que emerge del paciente y llega a la película radiográfica deposita energía en la emulsión, principalmente por interacción fotoeléctrica, con los átomos de los cristales de haluro de plata. Esta energía se deposita con un patrón representativo del objeto o la parte anatómica que se está fotografiando. Si se observa la película inmediatamente después de su exposición, no se ve nada, aunque existe, sin embargo, una imagen llamada latente. Mediante una serie de procesos químicos adecuados la imagen latente se convierte en una imagen manifiesta.

Las películas radiográficas van contenidas en un chasis de aluminio o fibra de carbono que a su vez contiene a las pantallas intensificadoras o **cartulinas de refuerzo** (Fig. 8). Una cartulina de refuerzo consta de una base o soporte de plástico, una capa reflectora de TiO_2 , una capa de fósforo y un revestimiento protector. Las cartulinas de refuerzo pueden ser sencillas o dobles, rodeando por ambas caras a la película. El papel de éstas cartulinas de refuerzo consiste en transformar los rayos X en luz visible de una longitud de onda a la cual la película presenta alta sensibilidad. La eficiencia con la que el fósforo de la pantalla convierte los rayos X en luz se llama eficiencia de conversión intrínseca del fósforo, mientras que la capacidad de la luz emitida por el fósforo de escapar de la pantalla y exponer la película se llama eficiencia de pantalla. Para una pantalla típica, aproximadamente la mitad de la luz generada alcanza la película; el resto es absorbido en la propia pantalla. Se define el factor de intensificación de una pantalla o cartulina de refuerzo como la relación entre la exposición requerida para producir la misma densidad en una película con y sin pantalla. El uso de cartulinas de refuerzo hace disminuir la dosis al paciente, pero como contrapartida producen una dispersión adicional que ocasiona un deterioro en la definición de los bordes. En cualquier caso el uso de este sistema en comparación con otros tiene las ventajas de que presenta una alta resolución espacial (la imagen permite apreciar muchos detalles) y que permite un archivo de la información.

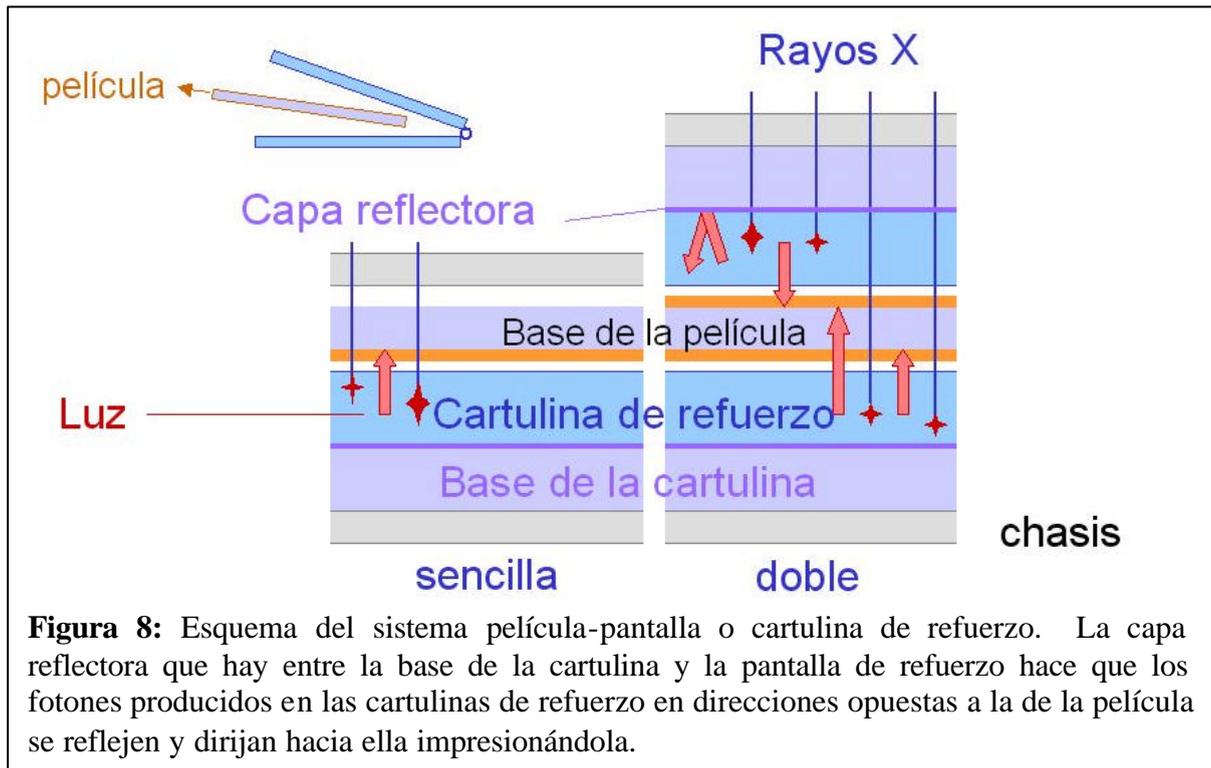


Figura 8: Esquema del sistema película-pantalla o cartulina de refuerzo. La capa reflectora que hay entre la base de la cartulina y la pantalla de refuerzo hace que los fotones producidos en las cartulinas de refuerzo en direcciones opuestas a la de la película se reflejen y dirijan hacia ella impresionándola.

8.3.- Intensificador de imagen

Los **intensificadores de imagen** (Fig. 9) contienen un material fotoemisivo o fotocátodo que emite electrones cuando inciden sobre él los fotones de rayos X. Los fotones de rayos X inciden sobre una pantalla fluorescente de CsI. Por cada fotón de rayos X absorbido, la pantalla emite unos 2000-3000 fotones de luz. Estos fotones no se observan directamente, sino que llegan al mencionado fotocátodo. Si la sensibilidad espectral del fotocátodo está ajustada a la longitud de onda de la luz emitida por la pantalla, se emiten de 15 a 20 electrones desde el fotocátodo por cada 100 fotones de luz recibidos. Estos electrones son enfocados y acelerados hacia el ánodo del tubo intensificador, pasan a través de un agujero que hay en el mismo e inciden sobre una pantalla fluorescente pequeña montada sobre un soporte de vidrio para producir una imagen amplificada en intensidad que se transmite a un **monitor de televisión**.

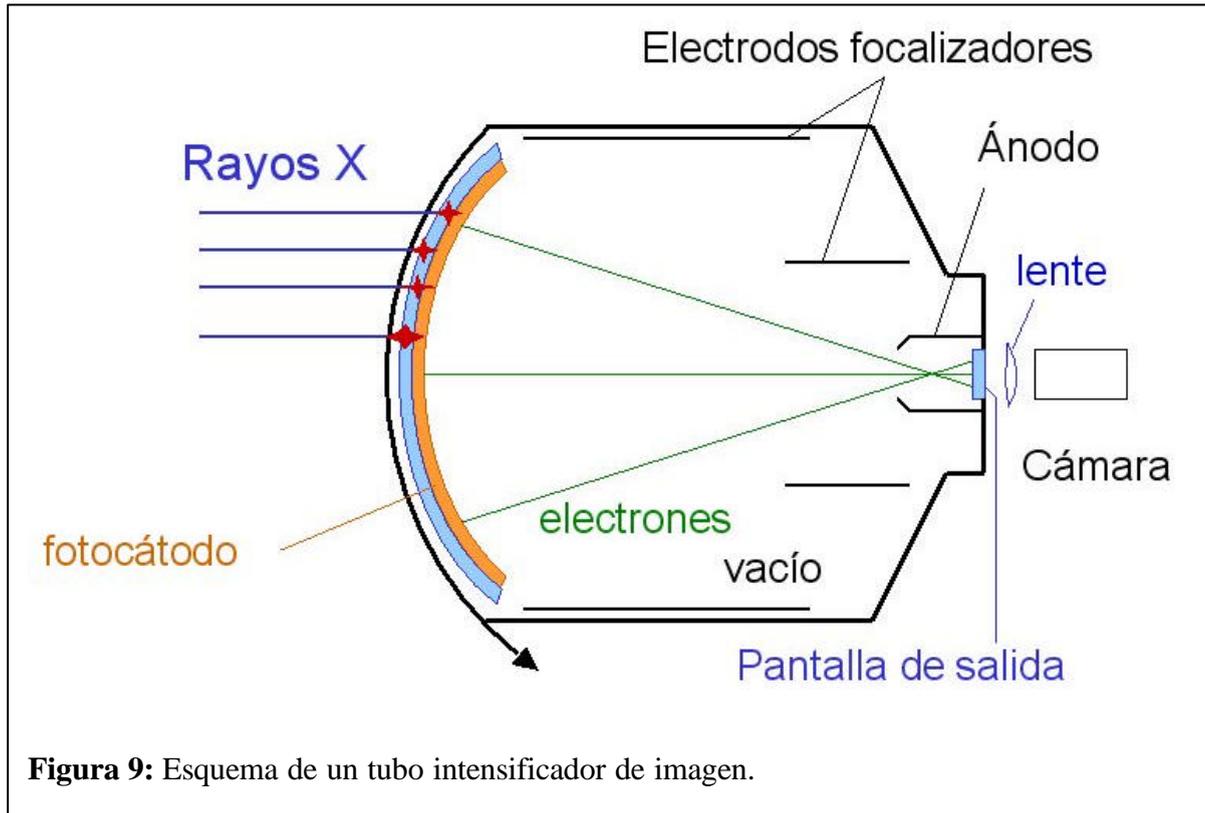


Figura 9: Esquema de un tubo intensificador de imagen.

Con un tubo intensificador, hay cuatro portadores diferentes de información desde el paciente hasta el radiólogo. En primer lugar, el haz de rayos X transmite información desde el paciente hasta la pantalla de entrada del intensificador de imagen. En la pantalla de entrada, los portadores de la información dejan de ser rayos X y pasan a ser fotones de luz visible. Cuando los fotones se absorben en el fotocátodo, la información se transfiere a un haz de electrones, que es dirigido hacia la pantalla de salida del intensificador. Desde la pantalla de salida la información se transmite como una imagen de luz hacia la retina del observador. La información sufre una distorsión en cada una de estas etapas y como consecuencia este sistema presenta una menor resolución espacial que la película radiográfica pero igualmente permite el archivo de información.

8.4.- Sistemas digitales

Los sistemas digitales de proyección más utilizados son **CR (Computed Radiography)** y **DR (Digital Radiography)**. En CR se realiza la adquisición de la imagen mediante una lámina de fósforo fotoestimulable que se utiliza dentro de chasis convencionales y que se digitaliza mediante lectura con láser. Con este sistema los equipos de rayos X no necesitan ninguna modificación. En DR la adquisición de la imagen es directamente digital y se realiza con los denominados paneles planos (flat panel). Este sistema tiene las ventajas de que son muy robustos (son compactos y sin partes móviles), el proceso de exposición y lectura se hace en un único paso (con películas y con CR se realiza en dos pasos) por lo que se puede ver la imagen inmediatamente (no hay demora de unos minutos hasta saber si la imagen es aceptable) y poseen una gran eficiencia en el uso de la radiación para formar la imagen.

TEMA 4
EL HAZ DE RADIACION

INDICE

1. INTRODUCCIÓN

2. ESPECTRO DE RAYOS X

3. FACTORES QUE MODIFICAN LA FORMA DEL ESPECTRO DE RAYOS X

3.1. Intensidad de corriente y tiempo de exposición

3.2. Material del ánodo

3.3. Tensión

3.4. Filtración y capa hemirreductora

4. RADIACIÓN DISPERSA

5. MÉTODOS DE REDUCCIÓN DE LA RADIACIÓN DISPERSA

5.1. Reducción del kilovoltaje

5.2. Reducción del volumen irradiado

5.3. Separación entre el objeto y la película

5.4. Rejillas antidifusoras

6. INFLUENCIA DEL HAZ DE RADIACIÓN EN LA CALIDAD DE IMAGEN Y EN LA DOSIS AL PACIENTE

1. Introducción.-

La radiografía convencional es una técnica de obtención de imágenes por transmisión. La radiación emitida por un tubo de rayos X atraviesa la zona a explorar y alcanza después el detector. El haz emitido por el tubo tiene una distribución de intensidad esencialmente uniforme antes de incidir sobre el paciente. La absorción y la dispersión de fotones al interactuar con los tejidos de éste dan lugar a una alteración de dicho haz, que contiene información sobre las estructuras atravesadas. Su registro en el sistema de imagen es lo que se conoce como radiografía.

Dando por hecho que la transmisión de rayos X a través de un objeto tridimensional es capaz de producir una representación bidimensional de dicho objeto, basada en la mayor o menor absorción y dispersión producida en la interacción con las estructuras atravesadas, es lógico suponer que un objetivo adicional es que tal representación sea fiel y dé la mayor información posible. La fidelidad y la riqueza de la información contenida en la representación suele evaluarse en términos de la *calidad de la imagen*. La calidad de imagen no puede medirse en una escala simple. Sin embargo, y aunque siempre incorpora un cierto carácter cualitativo, subjetivo si se quiere, la calidad de imagen puede describirse a partir de un conjunto de magnitudes y conceptos, cuantificables y más o menos interrelacionados entre sí.

De una manera intuitiva podría decirse que, para considerar buena una imagen radiográfica, debe ser posible, por un lado, visualizar en ella objetos de pequeño tamaño, detalles finos o bordes nítidos. Por otro, también debe ser posible que la imagen permita distinguir estructuras diferentes pero con propiedades relativamente similares en cuanto a interacción con los rayos X, como es el caso de muchos tejidos biológicos. La primera de las cuestiones puede cuantificarse a partir del concepto de *resolución espacial*. La segunda se puede tratar en términos de *resolución de contraste*.

La resolución espacial y la resolución de contraste están relacionadas y condicionadas tanto por la *intensidad* de la señal como por el *ruido* de la imagen. El ruido en la imagen radiológica, además de eventuales causas externas comunes con otros campos, suele tener una componente importante originada en la fluctuación estadística de la señal, asociada al hecho de que ésta está formada en ocasiones por muy pocos eventos: es el llamado *ruido cuántico*.

La posibilidad de distinguir en la imagen objetos o áreas que corresponden a zonas del objeto original con propiedades similares de absorción para los rayos X es una cuestión clave. Muchos tejidos biológicos plantean ese tipo de cuestiones, como es el caso del tejido muscular y su entorno en el caso del abdomen o el del tejido glandular y el tejido graso en la mama. El clásico *umbral de sensibilidad a bajo contraste* describe el porcentaje de contraste original mínimo necesario para dar lugar a algo discernible en la imagen.

Son muchos los factores que limitan el contraste en la imagen. Para lo que aquí interesa, valdría con llamar la atención sobre algunos de ellos: el *espectro del haz de rayos X* incidente, y la mayor o menor abundancia de *radiación dispersa*.

2. Espectro de rayos X

Los fotones que integran el haz de rayos X emitido por el tubo presentan una distribución continua en energías con valores comprendidos, teóricamente, entre 0 y un valor máximo que corresponde al valor de tensión o kilovoltaje aplicado al tubo de rayos X. En efecto, si aplicamos una tensión, por ejemplo, de 90 kV entre el cátodo y el ánodo, los electrones adquirirán una energía de 90 keV, y en consecuencia los fotones de rayos X emitidos tras impactar los electrones contra el blanco tendrán energías comprendidas entre 0 y 90 keV. A esta distribución de energías se la denomina *espectro continuo*.

Sin embargo el espectro de rayos X, además de esta componente continua, comprende también una parte discreta en forma de picos de gran intensidad que se superponen a la primera. Estos picos se denominan *radiación característica*, ya que su posición dentro del espectro depende del material del ánodo, y más concretamente de su *número atómico* (número de protones de cada átomo). Los rayos X característicos se producen cuando los átomos

excitados del ánodo por la colisión con los electrones, se desexcitan y emiten su exceso de energía en forma de radiación electromagnética. La radiación característica puede jugar un papel muy importante en la calidad de la imagen y de hecho así es en el caso de la mamografía, como se verá posteriormente.

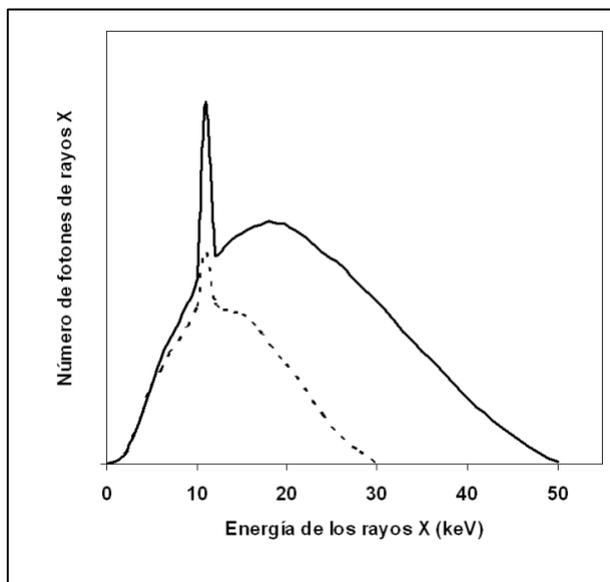


Figura 1: Espectro de radiación para distintas energías (30 kV , 50 kV) para un tubo con ánodo de tungsteno

El espectro de emisión de un haz de rayos X es una representación gráfica de la distribución por energías de los fotones que constituyen el haz. En la **figura 1** se muestra el espectro de emisión para un tubo con ánodo de tungsteno y para diferentes valores de tensión aplicados al tubo de rayos X. En él se superponen el espectro continuo procedente de los fotones de frenado y el espectro discreto generado por los fotones característicos.

3. Factores que modifican la forma del espectro de rayos X

El conocimiento de los espectros de emisión de los equipos de rayos X es un dato clave para comprender cómo afectan los cambios de la tensión de pico o kilovoltaje, la intensidad de corriente, el tiempo y la filtración en las características de la imagen radiológica. Es preciso resaltar que, en radiología convencional con película radiográfica, la forma del espectro de rayos X está fuertemente relacionada con las características de la imagen, especialmente por el hecho de que la interacción de los fotones con la materia es muy sensible a la energía de los primeros y una variación en ésta afecta de manera apreciable al contraste.

3.1. Tensión

En el espectro del tungsteno que se ve en la figura 1 puede observarse un pico de radiación característica próximo a 10 keV. El valor máximo alcanzado por el espectro continuo es numéricamente igual a la tensión o kilovoltaje seleccionada para generar ese haz. Este espectro continuo tiene un máximo que se encuentra aproximadamente en una energía igual a la tercera parte de la energía máxima (40 keV para un haz generado con 120 kV). Puede deducirse por tanto que al subir la tensión o kilovoltaje del equipo de rayos X va a obtenerse un haz más rico en fotones de mayor energía, por tanto más penetrantes, es decir, más capaces de atravesar espesores grandes de pacientes. Es por este motivo por el que se utilizan técnicas de bajo kilovoltaje en aquellas exploraciones que requieran más contraste (el efecto fotoeléctrico predomina sobre el efecto Compton), y técnicas de kilovoltaje más alto en exploraciones de alta absorción (abdomenes, proyecciones laterales de cadera, etc), pacientes más gruesos, o exploraciones en las que se requiera un contraste más bajo (por ejemplo en una exploración de tórax, un kilovoltaje más bajo impediría ver a la vez con detalle el pulmón y la zona retrocardíaca y las costillas molestarían la visión del pulmón).

3.2. Intensidad de corriente y tiempo de exposición

Otra posibilidad para modificar el espectro de un haz de rayos X es variar la intensidad de corriente del tubo, es decir el número de electrones por segundo que van a ser acelerados y van a impactar contra el ánodo. Con ello la energía máxima del espectro no se modifica, pero sí el número de fotones del haz de radiación (véase la **figura 2**). Al incrementar la intensidad de corriente, es posible emitir todos los fotones necesarios para la formación de la imagen radiológica en menos tiempo y ello va a tener una incidencia muy importante en la reducción de la borrosidad por movimiento del paciente durante la exploración o en aquellas exploraciones en las que haya órganos en movimiento (por ejemplo una exploración de tórax para evitar la borrosidad del corazón). Por el contrario cuanto mayor sea la intensidad de corriente, mayor debe ser la potencia y capacidad del tubo para poder soportarlo, y ello en ocasiones no es posible sin recurrir a un filamento (cátodo) más grueso que no se funda con corrientes elevadas. Hay por tanto un compromiso entre exploraciones que requieran tiempos cortos y por tanto intensidades de corriente más altas, y otras en las que el tiempo no sea tan crítico y se pueda utilizar un foco (filamento o cátodo) más fino y de mejor resolución.

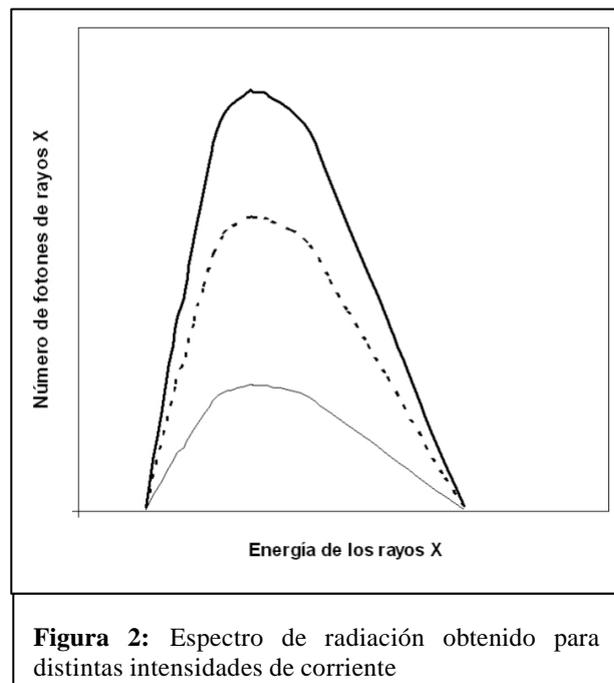


Figura 2: Espectro de radiación obtenido para distintas intensidades de corriente

Es evidente que el efecto que tiene el tiempo de exposición en el espectro del haz de rayos X es el mismo que el que tiene la intensidad de corriente. Da lo mismo incrementar al doble el número de fotones por segundo que salen del tubo de rayos X (es decir, incrementar al doble la intensidad de corriente) durante un tiempo determinado, que manteniendo la misma

corriente, duplicar el tiempo de exposición, y por tanto el número de fotones que salen del tubo de rayos X. El producto de la intensidad de corriente por el tiempo de exposición es la *carga de disparo* (a veces denominada *mAs* por las unidades en que se mide), y tiene que ver con el número total de fotones que salen del tubo de rayos X.

Tanto con la intensidad de corriente como con el tiempo de exposición no se modifica la calidad del haz de rayos X, es decir su energía media ni su capacidad de penetración, pero sí la cantidad total de fotones que lo componen.

3.3. Material del ánodo

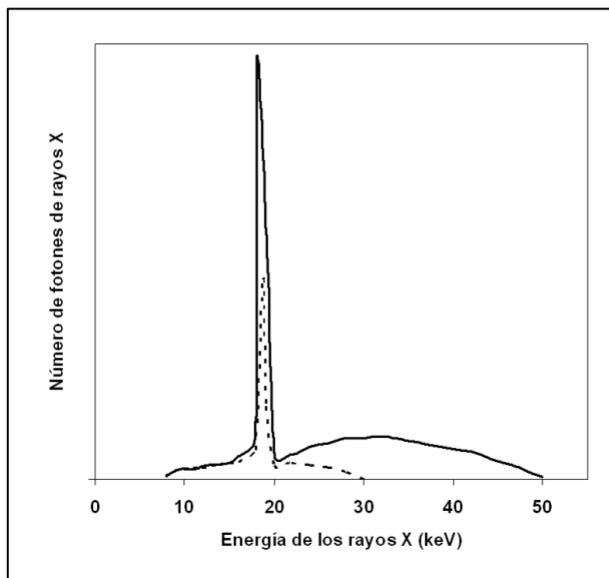


Figura 3: Espectro de radiación para distintas energías (30 kV , 50 kV) para un tubo con ánodo de molibdeno

Ya se sabe que los rayos X se producen por el bombardeo de un blanco (ánodo) por un haz de electrones. Pues bien, la forma del espectro del haz de radiación producido también va a depender del material con que esté fabricado ese blanco. Una aplicación práctica del beneficio que supone el conocimiento de los espectros de los haces de rayos X es la comparación entre los espectros del molibdeno (con número atómico 42) y el tungsteno (con número atómico 74) para una misma tensión para su uso en mamografía. La mamografía es una imagen de las estructuras internas de la mama, que podemos englobar como un caso límite de una exploración de partes blandas, tejidos con densidades y composiciones similares, de muy baja absorción, y con un contraste intrínseco muy pequeño. Además en la imagen el

radiólogo busca pequeñas masas (alta resolución de contraste) y microcalcificaciones (alta resolución espacial). Para que en la imagen puedan alcanzar a detectarse este tipo de detalles es necesario que el haz de radiación sea de una energía muy inferior a la usual en radiografía general.

Para un espesor típico de mama (entre 3 cm y 5 cm comprimidos) se obtiene un contraste excelente con rayos X de energías entre 17 keV - 22 keV. El molibdeno produce rayos X característicos a 17.4 y 19.6 keV (véase la **figura 3**), por lo que si se utiliza este material como blanco del tubo de rayos X se obtiene un haz de radiación con un porcentaje muy elevado de su energía en el rango de interés. Además los fotones del espectro cuyas energías estén por debajo de los 15 keV difícilmente llegarán al detector de imagen y con toda probabilidad no contribuirán a la formación de la imagen, y como puede verse el espectro del tungsteno tiene una cantidad mucho mayor de este tipo de fotones.

Este ejemplo sirve también para comprobar que la intensidad de rayos X no es despreciable para energías muy bajas, próximas a cero. Estos fotones de energías tan bajas no contribuyen o contribuyen de manera mínima a la formación de la imagen, puesto que un pequeño espesor de tejido blando basta para absorberlos por completo. Únicamente van a aumentar la dosis al

paciente, por lo que deben ser eliminados antes de que alcancen a éste. La mejor manera de eliminarlos del espectro es añadir filtros a la salida del haz de rayos X.

3.4. Filtración y capa hemirreductora

La filtración, de la que ya se ha hablado en temas anteriores, produce, por una parte, un endurecimiento del haz, es decir un aumento de la energía media del mismo. Este endurecimiento da lugar a disminuciones apreciables en la dosis en piel del paciente, que es el objetivo. Sin embargo al filtrar el haz se produce también un efecto no deseado: la atenuación (aunque en menor proporción) de la zona de altas energías del espectro. Ello quiere decir que si se filtra en exceso el haz de radiación, será necesario incrementar el número de fotones que salen del tubo, y dicho incremento será a costa de un mayor calentamiento del mismo, que en determinadas circunstancias puede no ser aceptable para su potencia y vida media.

Debido a que los filtros atenúan de manera distinta los fotones de baja energía y los de alta energía, es fácil deducir que el mero conocimiento de la tensión o kilovoltaje y la carga de disparo (mAs o producto de la intensidad de corriente y tiempo de exposición) no resulta suficiente para conocer la *calidad* del haz, es decir, su capacidad de penetración en la materia. Por este motivo se define el concepto de *capa hemirreductora*.

La capa hemirreductora de un haz de rayos X (CHR) es el espesor de un determinado material absorbente que habría que interponer para reducir a la mitad la exposición. Como el aluminio es el material empleado habitualmente como filtro para el rango de energías utilizado en radiodiagnóstico, es normal dar el valor de la CHR de un haz de rayos X en milímetros de aluminio.

En muchos casos en vez de utilizar el valor de la tensión o kilovoltaje y la CHR para especificar la calidad del haz, se emplea en lugar de esta última, el valor de filtración total del tubo de rayos X. Para cada material de ánodo y para cada kilovoltaje existen tablas que dan la equivalencia entre la CHR y la filtración total, por lo que no existe ningún problema en utilizar uno u otro parámetro.

A veces interesa saber en qué medida puede tratarse el haz como si fuese monoenergético, esto es, *homogéneo*. Se define la segunda capa hemirreductora como el espesor adicional que hay que interponer al haz de rayos X para bajar la exposición de la mitad a la cuarta parte del valor original. El *coeficiente de homogeneidad* se define como el cociente entre los valores de la primera y segunda capas hemirreductoras. Para un haz de rayos X, la 2ª CHR será siempre mayor que la 1ª CHR, aunque cuanto más homogéneo sea el haz, menor será la diferencia y el valor del coeficiente de homogeneidad estará más próximo a la unidad.

4. Radiación dispersa

Se denomina radiación directa al haz que sale por la ventana del tubo de rayos X. En su utilización habitual (**figura 4**), al interaccionar con el paciente, una parte del haz directo es absorbido, otra lo atraviesa (haz primario transmitido) y otra es dispersada en direcciones múltiples. Una fracción apreciable de los fotones dispersados atraviesa el espesor total del paciente (haz disperso transmitido). La radiación total que llega al detector de imagen es la suma del haz primario y el haz disperso transmitido.

Se denomina radiación de fuga a la dispersa que sale a través de la coraza de plomo en la que está encapsulado el tubo. Esta radiación, como es lógico, debe ser mínima (inferior a 1 mGy en una hora de utilización continua del equipo y a un metro de distancia del tubo).

En condiciones normales, la radiación dispersa, justamente por el carácter que tiene de multidireccionalidad, es la causa principal de irradiación de los profesionales, trabajadores y público en general. Además es una de las causas más importantes de la pérdida de contraste en la imagen. Este tipo de radiación llega al sistema de imagen de manera no correlacionada con las estructuras atravesadas y tiende a emborronar la imagen, esto es, a reducir el contraste. La radiación dispersa está asociada al efecto Compton y aumenta claramente cuanto mayor es el volumen irradiado.

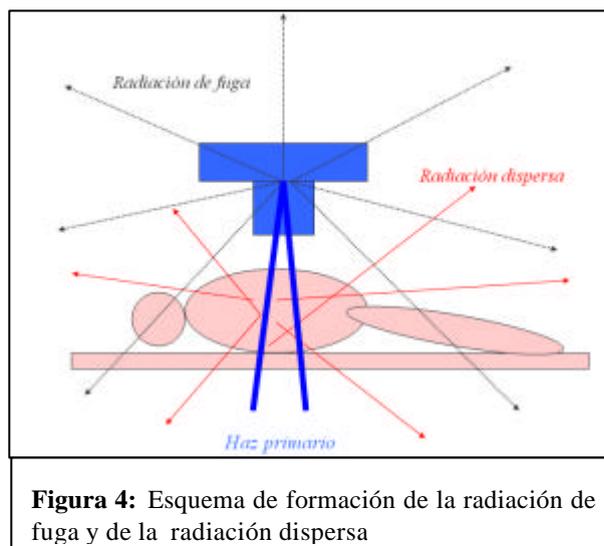


Figura 4: Esquema de formación de la radiación de fuga y de la radiación dispersa

5. Métodos de reducción de la radiación dispersa

Los factores que contribuyen a aumentar la proporción de radiación dispersa que llega a la película son el *kilovoltaje* (cuanto más alta sea la energía del fotón de rayos X, más probabilidades hay de que un fotón disperso llegue a la película) y el *volumen irradiado* (cuanto mayor sea el volumen irradiado, mayor cantidad de fotones sufrirán dispersión).

Un objetivo pues importante de cara tanto a la protección radiológica como a la calidad de la imagen es la eliminación completa o al menos una reducción importante de la componente de radiación dispersa. Existen diversas formas de reducir dicha radiación dispersa:

5.1. Reducción del kilovoltaje

Los valores de tensión o kilovoltaje (kV) y la carga de disparo (mAs) van a condicionar el número de fotones que alcanzan el sistema de imagen. El kilovoltaje controla esencialmente la penetración y el contraste, de modo que reducciones del kilovoltaje mejorarán el contraste, sin perder de vista que también disminuye la penetración del haz.

En general, trabajar con valores bajos de kilovoltaje va a implicar mejoras de contraste y disminuciones de la radiación dispersa (se disminuyen las interacciones Compton en beneficio del efecto fotoeléctrico) aunque, si se desea obtener un número de fotones adecuado en el sistema de imagen hay que aumentar drásticamente la carga de disparo. Ambas modificaciones (disminución de la tensión y aumento de la carga) dan lugar a incrementos de dosis para el paciente, puesto que se absorberá en él más radiación dispersa y el haz es más intenso. Por ello debe alcanzarse un compromiso entre una dosis mínima con una calidad de imagen compatible con el diagnóstico.

5.2. Reducción del volumen irradiado

Hay dos posibles formas de minimizar el volumen del paciente sometido a radiación: limitar el tamaño del haz al mínimo posible (irradiar sólo la anatomía del paciente de la que se desea obtener una imagen) y reducir el espesor del paciente mediante compresión.

Limitación del tamaño del haz (colimación): La cantidad de radiación dispersa producida en el paciente se disminuye si se restringe el campo de radiación al área de interés. Esto se consigue utilizando los sistemas de limitación del haz o *colimadores*. Por ésta y otras razones (relacionadas con la protección radiológica del paciente y del personal), los equipos de radiodiagnóstico están provistos de dichos sistemas.

Los colimadores están formados por varios niveles de láminas de plomo, cada uno de los cuales consta de dos pares de láminas planas y perpendiculares entre sí. Las láminas pueden moverse a voluntad para agrandar o reducir el tamaño del haz de radiación. El sistema incorpora también un haz luminoso para simular la geometría del haz de rayos X. Esto se consigue con una lámpara que, colocada lateralmente, emite luz sobre un espejo inclinado que la refleja en la dirección adecuada. Como es obvio, es importante que el haz de luz esté perfectamente alineado con el haz de radiación ya que, en caso contrario, se producirían problemas con el área irradiada.

Compresión de tejidos: Se emplea fundamentalmente para disminuir el espesor del paciente. Se utiliza fundamentalmente en estudios de digestivo y en mamografía, y requiere el uso de algún instrumento de compresión. Además de su utilidad para inmovilizar al paciente y disminuir el espesor, presenta como ventajas adicionales la obtención de una exposición más uniforme y una cierta mejora de nitidez en la imagen por estar el objeto más próximo a la película.

5.3. Separación entre el objeto y la película

Como la radiación dispersa se produce fundamentalmente en el cuerpo del paciente, si se aleja la película del mismo, llegará a ella menos radiación dispersa. El principal inconveniente proviene del aumento excesivo del tamaño de la imagen. Esto puede evitarse aumentando también la distancia foco-paciente, con el inconveniente añadido de que hay que aumentar la radiación empleada para obtener la imagen.

5.4. Rejillas antidifusoras

Constituyen uno de los sistemas de reducción de radiación dispersa más empleados en la práctica. El modo en que actúa está esquematizado en la **figura 5**. Ya que en el tema anterior se ha tratado con cierto detalle el principio de funcionamiento y características de las parrillas antidifusoras, en este capítulo únicamente se incidirá en su influencia sobre el espectro.

Aunque las parrillas consiguen atenuar notablemente la radiación dispersa, también contribuyen a disminuir la radiación directa transmitida. Su utilización, por ello, obliga a aumentar la dosis que recibe el paciente. La frecuencia y el factor de rejilla utilizados modificarán tanto la

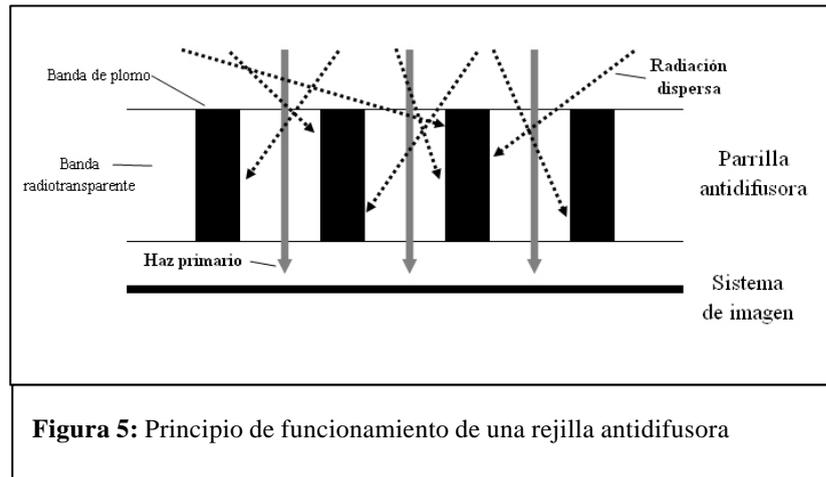


Figura 5: Principio de funcionamiento de una rejilla antidifusora

cantidad de radiación dispersa atenuada como este incremento de la dosis a los pacientes. Parrillas con frecuencias y factores de rejilla altos serán más efectivas en la reducción de la radiación dispersa, pero a costa también de dosis más elevadas.

Estos dos últimos apartados (separación objeto-película y parrilla antidifusora) sirven para reducir exclusivamente la componente de radiación dispersa transmitida, esto es, la que llega al sistema de imagen. Los dos primeros (reducción del kilovoltaje y del volumen irradiado) reducen todas las componentes de radiación dispersa, es decir sirven también para la protección radiológica de los profesionales y el público.

6. Influencia del haz de radiación en la calidad de imagen y en la dosis al paciente

Es evidente a partir de todo lo expuesto hasta ahora que el haz de radiación tiene una importancia muy grande en la calidad de imagen final del estudio radiológico y en la dosis recibida por el paciente como consecuencia de dicho estudio. En efecto un haz de radiación con un kilovoltaje más alto o una filtración de tubo elevada (lo que hemos definido como una calidad de haz alta) será más penetrante y atravesará por tanto más fácilmente los tejidos del paciente, alcanzando el sistema de imagen sufriendo una atenuación menor. Ello se traducirá fundamentalmente en una reducción importante de la dosis en la superficie de entrada del paciente y, en mucha menor medida pero también, en una disminución de la dosis efectiva.

Sin embargo la utilización de haces más penetrantes, como ya se ha indicado en el punto 4.1, va a producir por una parte un incremento de la proporción de radiación dispersa que llega a la película; y por otra, a un aumento de la proporción del efecto Compton sobre el efecto fotoeléctrico, en definitiva, a una pérdida de calidad de imagen.

Por el contrario, si se utiliza una calidad de haz más baja, se aumentará la proporción de fotones que son atenuados por el paciente y no alcanzan el sistema de imagen, o lo que es lo mismo se produce un aumento de la dosis al paciente. También es verdad que la calidad de imagen se incrementa al mejorar el contraste debido al efecto fotoeléctrico y reducirse la componente de radiación dispersa.

Desde este punto de vista, los conceptos de calidad de imagen y dosis al paciente son inversamente proporcionales y es necesario llegar a un compromiso entre una calidad suficiente para el diagnóstico con la menor dosis posible. Por último no debe olvidarse que un

incremento de la radiación dispersa es causa primera de un aumento de los niveles de dosis ambientales y por tanto de las dosis recibidas por los profesionales en aquellas exploraciones que requieran la presencia de estos a pie de tubo .

TEMA 5

MAGNITUDES Y UNIDADES RADIOLÓGICAS

ÍNDICE:

1.- INTRODUCCIÓN

2.- GENERALIDADES SOBRE MAGNITUDES RADIOLÓGICAS

3. RADIATIVIDAD

4.- DOSIMETRÍA

- 4.1 Exposición
- 4.2 Kerma
- 4.3 Dosis absorbida
- 4.4 Transferencia lineal de energía

5.- RADIOPROTECCIÓN

- 5.1 Dosis equivalente en un punto, H
- 5.2 Magnitudes limitadoras
 - 5.2.1 Dosis equivalente en un órgano, H_T
 - 5.2.2 Dosis efectiva, E
- 5.3 Magnitudes operacionales

6. RELACIÓN ENTRE ACTIVIDAD Y KERMA EN AIRE O EXPOSICIÓN

7.- RELACIÓN ENTRE EXPOSICIÓN Y DOSIS ABSORBIDA EN UN MATERIAL

8.- DOSIMETRÍA DE LOS PACIENTES

- 8.1 Dosis Integral (Energía impartida)
- 8.2 Dosis a la entrada del paciente
- 8.3 Dosis en órganos

1. INTRODUCCIÓN

La necesidad de establecer normas de protección contra los efectos biológicos perjudiciales de las radiaciones ionizantes, se hizo patente a los pocos meses del descubrimiento de los rayos X por Roentgen en 1895, y al comienzo del trabajo con elementos radiactivos en 1896. Como consecuencia del trabajo con radiaciones ionizantes, algunos operadores en este campo comenzaron a manifestar efectos nocivos. El análisis de síntomas patológicos de un conjunto de radiólogos, permitió establecer en 1922 que la incidencia de cáncer en este grupo de trabajo, era significativamente más alta respecto a otros médicos, circunstancia que demostró la peligrosidad de las radiaciones ionizantes y la necesidad de establecer normas específicas de radioprotección.

Para caracterizar de forma cuantitativa y precisa las radiaciones ionizantes y sus posibles efectos es necesario disponer de un conjunto de magnitudes con sus correspondientes unidades. En vista de lo anterior, no es sorprendente que haya un gran número de magnitudes para dosimetría de radiaciones y protección radiológica, en comparación con otros campos de la física. Esto es consecuencia por una parte de la naturaleza compleja de los fenómenos considerados y por otra del intento de definir magnitudes que midan no solamente propiedades físicas (tales como carga, energía o número de partículas) sino que tengan en cuenta los posibles efectos biológicos y el riesgo potencial debido a las radiaciones ionizantes.

Desde la creación de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU) en 1925, esta comisión se ocupa de la definición formal de las magnitudes y unidades radiológicas así como de desarrollar recomendaciones internacionalmente aceptables acerca del uso de dichas magnitudes y los métodos adecuados de medida. Por otra parte, la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), fundada en 1928 por la Sociedad Internacional de Radiología (ISR) y modificada con su nombre actual en 1950, se ocupa de establecer recomendaciones similares en relación con la protección radiológica.

La definición formal y una descripción completa de las magnitudes fundamentales utilizadas en dosimetría de radiaciones y en protección radiológica puede encontrarse en los informes ICRU 60 (ICRU, 1998) e ICRU 51 (ICRU, 1993), así como en el Anexo A de la publicación ICRP 60 (ICRP, 1991). La definición utilizada en la legislación española (tomada o traducida de los documentos anteriores) se encuentra en el Anexo I del Real Decreto 783/2001, de 6 de julio, por el que se aprueba el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes.

La legislación europea establece que desde el 1 de Enero de 1986 las mediciones de radiaciones ionizantes se expresen en unidades del Sistema Internacional (SI). El hecho de que se citen en este documento las unidades antiguas obedece únicamente a la existencia de instrumentación de medida con escalas o mostradores expresados en ese tipo de unidades

2. GENERALIDADES SOBRE MAGNITUDES RADIOLÓGICAS

Todas las magnitudes en el campo de la Radiología se pueden clasificar en cinco categorías:

- a) **Radiometría**, que trata con magnitudes asociadas a un campo de radiación. Tales son, cantidad (fluencia de partículas) y calidad (distribución espectral) de un haz de radiación.
- b) **Coefficientes de interacción** (atenuación, absorción, etc.). Trata con magnitudes asociadas a la interacción de la radiación con la materia.
- c) **Dosimetría**, Trata con magnitudes relacionadas con la medida de la energía absorbida y de su distribución. Las magnitudes dosimétricas son generalmente producto de magnitudes de las dos categorías anteriores.
- d) **Radiactividad**, Trata de las magnitudes asociadas con el campo de radiación producido por las sustancias radiactivas.
- e) **Radioprotección**, donde las magnitudes están relacionadas con el efecto biológico de las magnitudes dosimétricas, y que atienden tanto al tipo de radiación como a la naturaleza del medio irradiado.

Entre las magnitudes radiológicas unas son específicas o definidas para partículas cargadas o directamente ionizantes y otras para partículas no cargadas o indirectamente ionizantes. De todas las magnitudes, consideramos sólo las más importantes.

3. RADIATIVIDAD

La **actividad**, **A**, de una cantidad de nucleido radiactivo en un estado particular de energía en un instante determinado es el cociente dN/dt donde dN es el valor esperado del número de transiciones nucleares espontáneas que parten de ese estado de energía en el intervalo de tiempo dt .

$$A = \frac{dN}{dt}$$

La unidad es la inversa del segundo, s^{-1} y en el SI recibe el nombre de **becquerel**; **1 Bq = 1 s⁻¹**.

Históricamente, y durante un período muy dilatado de tiempo se usó una unidad especial, el *curio*, de elección y definición completamente desafortunada pese a su dilatada vida. El curio, comenzó siendo una unidad de masa, pues se definió originalmente como ? la cantidad de radón en equilibrio radiactivo con 1 g de ²²⁶Ra? . La definición ligada a un soporte material, dio lugar a una redefinición como 1 Ci = 3,7 x 10¹⁰ desintegraciones/s.

La relación entre ambas unidades,

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq} = 37 \text{ GBq}$$

4. DOSIMETRÍA

4.1. Exposición

Se define esta magnitud, como el cociente $X = dQ/dm$, donde dQ es el valor absoluto de la carga total de todos los iones de un mismo signo producidos en aire, cuando todos los electrones liberados por los fotones absorbidos en la masa dm sean detenidos completamente en el aire,

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

La definición de la exposición implica una serie de restricciones y consideraciones:

- a) Es una magnitud definida exclusivamente para un haz o campo de fotones (radiación X o gamma) en un medio específico, **el aire**.
- b) El efecto medido, es la ionización del aire, cuando la magnitud de importancia radiobiológica es la energía absorbida. Es una magnitud de paso hacia la dosis absorbida.
- c) Con las técnicas actualmente en uso, es difícil medir la exposición para energías inferiores a unos pocos keV, y por encima de unos pocos MeV.

La unidad en el SI de la exposición es el culombio por kilogramo, **C/kg**

La unidad antigua y hoy obsoleta es el roentgen, (R).

La equivalencia entre ambas unidades es la siguiente:

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

$$1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

La dificultad que representa el empleo de la unidad SI de exposición por la difícil relación con el R, junto con la circunstancia de que la exposición esté definida solamente para fotones, hacen que cada vez sea menos interesante esta magnitud. Para niveles de terapia, el interés se desplaza hacia el kerma en aire, y en niveles de protección, hacia la dosis equivalente.

La exposición es una magnitud que disminuye con el cuadrado de la distancia a la fuente emisora, cuando ésta emite fotones de forma homogénea en todas las direcciones.

La tasa de exposición se define como dX/dt donde dX es el incremento de exposición durante el intervalo de tiempo dt . La unidad en el SI es el C/kg · s y la unidad antigua el R/s. De acuerdo con los niveles de radiación se utilizan otras unidades de tiempo como la hora (h) y el minuto (min).

4.2. Kerma

El nombre de esta magnitud radiológica, deriva de las iniciales de la definición breve inglesa (**K**inetic **E**nergy **R**elased per unit **M**Ass), y se define como el cociente dE_{tr}/dm , donde dE_{tr} es igual a la suma de todas las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas, liberadas por partículas ionizantes no cargadas, en un material de masa **dm**,

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

La unidad en el SI de kerma es el julio/kilogramo y su nombre especial es **gray (Gy)**.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/1 kg}$$

La unidad antigua de kerma es el **rad**, cuya relación con la unidad SI es:

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J/kg} = 1 \text{ cGy}$$

El kerma es una magnitud característica de un campo de partículas no cargadas (neutrones y fotones). Una ventaja del kerma, que añadir a su propiedad de ser válido tanto para los neutrones como para los fotones, es que sus valores numéricos expresados en gray se parecen mucho a los valores numéricos correspondientes a la dosis absorbida en aire, en agua o en tejido biológico blando, en **condiciones de equilibrio** (véase más adelante, el concepto de equilibrio). Estas dos características es lo que hace más atrayente su uso frente al de exposición.

Se define la tasa de kerma como el cociente dK/dt , donde dK es la variación de kerma en el intervalo de tiempo **dt**.

La unidad especial en el SI es el Gy/s y la unidad antigua de tasa de kerma es el rad/s. La relación entre ambas unidades se expresa en la forma siguiente:

$$1 \text{ rad/s} = 10^{-2} \text{ J/kg} \cdot \text{s} = 1 \text{ cGy/s}$$

4.3. Dosis absorbida

La dosis absorbida, **D**, en un material dado se define (ICRU, 1998b) como el cociente $d\bar{e}/dm$ donde $d\bar{e}$ es la energía media impartida por la radiación a un material de masa **dm**

$$D = \frac{d\bar{e}}{dm}$$

Es decir, \bar{e} representa la energía neta que "se queda" en el volumen de materia considerado.

Las unidades especiales en el SI y antiguas de la dosis absorbida, y de las correspondientes tasas de esta magnitud, son las mismas que las establecidas por el kerma, pues ambas magnitudes tienen las mismas dimensiones.

La dosis absorbida, que es la magnitud dosimétrica de más interés, resulta válida para **cualquier**

tipo de radiación, y requiere especificar el material en el que se cede la energía.

A fin de concretar más la naturaleza de las magnitudes definidas, se va a examinar seguidamente la relación existente entre el kerma y la dosis absorbida. Si se considera una pequeña cantidad de materia aislada, **dm**, sobre la que incide radiación gamma, la suma de energía cinética de todas las partículas cargadas liberadas, componen el kerma, pero tan sólo una fracción de ésta energía quedará absorbida en la masa de referencia, la dosis absorbida. En estas condiciones el kerma será siempre mayor que la dosis.

En cambio, si la muestra de masa elegida está rodeada de una gran cantidad de masa de idéntica naturaleza, la energía que escapa del elemento de masa **dm**, puede venir compensada por otras partículas procedentes de la materia circunvecina, que penetran en **dm**. Si se produce esta circunstancia conocida como equilibrio electrónico y es despreciable la producción de radiación de frenado, el kerma y la dosis absorbida son iguales. Cuando no hay equilibrio, resulta muy difícil relacionarlas.

Como en casos anteriores se define la tasa de dosis absorbida \dot{D} como el cociente dD/dt donde **dD** es el incremento de dosis absorbida durante el intervalo de tiempo **dt**,

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$$

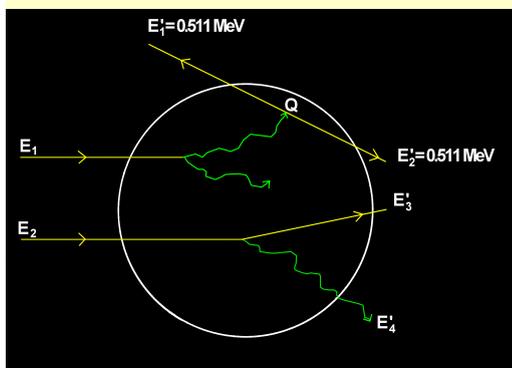
y se expresa en Gy/s, Gy/min ó Gy/h, según el nivel de radiación.

DOSIS ABSORBIDA (D)

DEFINICIÓN (ICRU 60, 1998): La dosis absorbida, D, en un material dado es el cociente:

$$D = \frac{d\bar{e}}{dm} \left[= \frac{\text{energía depositada}}{\text{masa de material}} \right]$$

donde $d\bar{e}$ es la energía media impartida por la radiación a un material de masa **dm**.



UNIDADES:

Julio / kg = Gray (Gy) (SI)

1rad = 0.01 Gy (en desuso)

La medida de la exposición, kerma y dosis absorbida requiere condiciones de equilibrio electrónico.

4.4. Transferencia lineal de energía

Se define la transferencia lineal de energía, L_T , de un material para partículas cargadas, como el cociente de dE por dl , donde dE es la energía disipada por una partícula cargada al atravesar la longitud dl a causa de aquellas colisiones con electrones en las que la pérdida de energía es menor que ?

$$L_{\Delta} = \frac{dE}{dl}$$

La unidad es el **J/m**. **E** se puede expresar en **eV** y entonces L_T se puede dar en **eV/m**, o cualquier submúltiplo o múltiplo convenientes, como keV/ μ m. Si se consideran todas las colisiones en la pérdida de energía, $L_T = L_{\infty}$.

5. RADIOPROTECCIÓN

5.1 Dosis equivalente¹ en un punto, H

El concepto de dosis equivalente en un punto se introdujo por primera vez en 1962 para tener en cuenta la distinta eficacia biológica relativa de los diferentes tipos de radiación ionizante en los niveles bajos de exposición.

En su versión más reciente, la dosis equivalente, H, en un punto de un órgano o tejido se define (ICRP, 1991; ICRU, 1993) como el producto:

$$H = Q \cdot D$$

donde D es la dosis absorbida y Q es el factor de calidad en ese punto. El factor de calidad se introduce para cuantificar la mayor o menor eficacia biológica de las partículas cargadas generadas en el proceso de absorción de energía. De acuerdo con los estudios realizados, ICRP recomienda una relación entre el factor de calidad Q y la transferencia lineal de energía (o poder de frenado lineal), $L_{\infty} = L$, para un material como el agua (ICRP, 1991). En la **Figura 1** se muestra una representación gráfica.

¹ Traducción incorrecta pero habitualmente utilizada en español, por razones históricas, de la magnitud denominada en inglés "dose equivalent". Esta magnitud es diferente conceptualmente de la definida en el apartado 4.2.1.

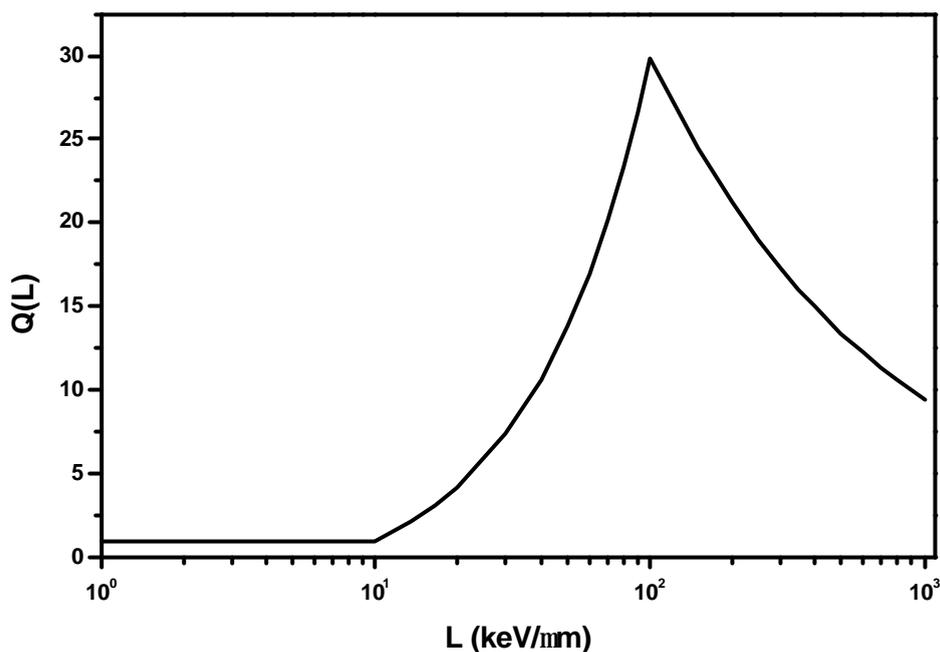


Figura 1: Factor de calidad, Q (ICRP, 1991)

5.2. Magnitudes limitadoras

Las magnitudes limitadoras son las que se utilizan para establecer límites máximos con objeto de proteger a los seres humanos de los posibles efectos nocivos de las radiaciones ionizantes. Estas magnitudes son valores medios, promediados sobre una masa extensa, como puede ser un órgano o un tejido humano. Las dos magnitudes actualmente en uso fueron introducidas por ICRP en 1991 (ICRP, 1991).

5.2.1. Dosis equivalente en un órgano, H_T

Los estudios biológicos han mostrado que la probabilidad de efectos estocásticos sobre la salud debidos a radiaciones ionizantes depende no solo de la dosis absorbida (energía depositada por unidad de masa) sino también del tipo y energía de la radiación considerada. Ello es consecuencia de los diferentes procesos mediante los cuales se deposita la energía a nivel microscópico, que varían dependiendo del tipo de radiación (fotones, electrones, neutrones, partículas pesadas, etc.). Para tener en cuenta dicho efecto, ICRP introdujo los denominados "factores ponderales de radiación" o "factores de peso de radiación" en la definición de una nueva magnitud.

La dosis equivalente en un órgano o tejido T debida a la radiación R, $H_{T,R}$, se define (ICRP, 1991; ICRU, 1993) como:

$$H_{T,R} = w_R D_{T,R}$$

donde $D_{T,R}$ es la dosis absorbida media para la radiación R en el órgano o tejido T y w_R es el factor de ponderación para la radiación R. En el caso de que existan radiaciones y energías con distintos valores de w_R , la dosis equivalente en el órgano o tejido T, H_T , es la suma:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

Puesto que los factores de ponderación son números, la unidad para la dosis equivalente en un órgano o tejido es la misma que para la dosis absorbida, es decir: julio/kg. Sin embargo, se utiliza el nombre especial de sievert (Sv) para distinguir claramente cuando se está hablando de esta magnitud y cuando de dosis absorbida o de kerma (magnitudes dosimétricas que no tienen en cuenta posibles efectos biológicos).

Los factores de ponderación para los distintos tipos de radiaciones ionizantes se muestran en la **Tabla 1**.

5.2.2. Dosis efectiva, E

La probabilidad de aparición de efectos estocásticos depende no solo del tipo de radiación sino también del órgano considerado. Es decir, no todos los órganos y tejidos del cuerpo humano son igualmente radiosensibles. Por tanto, se consideró apropiado definir una magnitud más, a partir de la dosis equivalente, que tuviese en cuenta la combinación de diferentes dosis en diferentes órganos como consecuencia de una irradiación del cuerpo entero.

La dosis efectiva, E, se define (ICRP, 1991; ICRU, 1993) como:

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_{T,R} w_T w_R D_{T,R}$$

donde H_T es la dosis equivalente en el órgano o tejido T y w_T es el factor de ponderación para dicho órgano, con la condición:

$$\sum_T w_T = 1$$

Los factores de ponderación para los distintos órganos del cuerpo humano se muestran en la **Tabla 1**, y representan la proporción del riesgo que se debe al órgano T, dentro del riesgo total cuando el cuerpo se irradia uniformemente.

DOSIS EQUIVALENTE en un órgano (H_T)

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R}$$

$D_{T,R}$ = dosis absorbida media para la radiación R en el órgano o tejido T

w_R = factor de ponderación para la radiación R

Tipo de radiación	Energía	w_R
Fotones	todas	1
Electrones	todas	1
Neutrones	< 10 keV	5
	10 keV - 100 keV	10
	100 keV - 2 MeV	20
	2 MeV - 20 MeV	10
	>20 MeV	5
Protones	> 2MeV	5
Partículas alfa, fragmentos de fisión, núcleos pesados		20

DOSIS EFECTIVA (E)

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

w_T = el factor de ponderación para el órgano o tejido T

Tejido / órgano	w_T
Gónadas	0.20
Hueso (médula)	0.12
Colon	0.12
Pulmón	0.12
Estomago	0.12
Vejiga	0.05
Mama	0.05
Hígado	0.05
Esófago	0.05
Tiroides	0.05
Piel	0.01
Hueso (superficie)	0.01
resto	0.05

Tabla 1: Factores ponderales de radiación y factores ponderales de tejido (ICRP, 1991)

5.3. Magnitudes operacionales.

Las magnitudes limitadoras descritas anteriormente no pueden medirse puesto que para ello habría que situar los detectores en el interior de los órganos del cuerpo humano. Por esta razón, ICRU ha definido un grupo de magnitudes capaces de proporcionar en la práctica una aproximación razonable (o una sobreestimación) de las magnitudes limitadoras. Estas magnitudes medibles se definen a partir de la dosis equivalente en un punto del cuerpo humano o de un maniquí y su relación con las magnitudes limitadoras puede calcularse para condiciones de irradiación determinadas (ICRP, 1996; ICRU 1998a).

Las magnitudes operacionales recomendadas fueron introducidas por ICRU en 1985 para diferentes aplicaciones de dosimetría personal y ambiental. Una descripción detallada de las mismas puede encontrarse en el informe ICRU 51 (ICRU, 1993)

6. RELACIÓN ENTRE ACTIVIDAD Y KERMA EN AIRE O EXPOSICIÓN

A efectos prácticos y de manera aproximada, pero compatible con los grados de incertidumbre que se manejan en radioprotección, resulta útil manejar los factores que relacionan la actividad de un radionucleido emisor de fotones con el kerma en aire o con la exposición, (ambos en el seno de aire), a una determinante distancia. Esos factores se denominan *constante de tasa de kerma en aire* (G_a) y *constante de tasa de exposición* (G'_a). De esta forma, las tasas de kerma en aire y de exposición a una distancia l , vendrán dados por:

$$K_d = \frac{\Gamma_d \cdot A}{l^2}$$

$$X_d = \frac{\Gamma'_d \cdot A}{l^2}$$

donde **A** es la actividad, **l** la distancia y **G_d** y **G'_d** las respectivas constantes de tasa. En la **Tabla 2** se dan valores de **G_d** y **G'_d** para diferentes radionucleidos y usando unidades SI o las unidades especiales, en el caso de la constante de tasa de exposición.

Observaciones:

- El subíndice **d**, tanto en las tasas como en las constantes de tasa, significa que son valores para energías de fotones superiores a un valor **d**.
- Tanto **G_d** como **G'_d** se definen para una fuente puntual ideal y en "vacío", es decir cuando pueden despreciarse todas las interacciones con la materia, en la fuente y entre la fuente y el punto de interés.
- Los fotones que contemplan **G_d** y **G'_d** son rayos gamma, rayos X característicos y radiación de frenado interno.

De lo señalado en **b)** procede la aproximación anteriormente citada. En fuentes de tamaño finito y en distancias considerables, las correcciones a introducir en las expresiones anteriores pueden ser muy significativas.

7. RELACIÓN ENTRE EXPOSICIÓN Y DOSIS ABSORBIDA EN UN MATERIAL

De la exposición en un punto en el seno de aire, **X**, se puede obtener por cálculo la dosis absorbida en ese mismo punto espacial, **D**, en una pequeña porción de material, **m**, siempre que el material **m** que rodea a ese punto sea de espesor suficiente de modo que reinen condiciones de equilibrio y que el campo de radiación no se altere significativamente por la presencia del material. En radioprotección, se designa mediante el símbolo **f** la relación entre ambas magnitudes:

$$D = f \cdot X$$

En la **Tabla 3** se muestran tabuladas y para las unidades del SI y unidades antiguas valores de **f** para diferentes energías y materiales de interés biológico como el agua, hueso y músculo.

NUCLEÍDO	G_a		G'_d	
	$mGy \cdot m^2 \cdot GBq^{-1}$	$Gy \cdot m^2 \cdot s^{-1} \cdot Bq^{-1}$	$C \cdot kg^{-1} \cdot m^2 \cdot s^{-1} \cdot Bq^{-1}$	$R \cdot m^2 \cdot h^{-1} \cdot Ci^{-1}$
^{22}Na	281	$7,8 \times 10^{-17}$	$2,3 \times 10^{-18}$	1,19
^{40}K	19,0	$5,2 \times 10^{-18}$	$1,55 \times 10^{-19}$	0,080
^{59}Fe	149	$4,1 \times 10^{-17}$	$1,22 \times 10^{-18}$	0,63
^{60}Co	307	$8,5 \times 10^{-17}$	$2,52 \times 10^{-18}$	1,30
^{125}I	31,2	$8,65 \times 10^{-18}$	$2,56 \times 10^{-19}$	0,132
^{131}I	51,9	$1,44 \times 10^{-17}$	$4,3 \times 10^{-19}$	0,22
^{137}Cs	76,7	$2,13 \times 10^{-17}$	$6,29 \times 10^{-19}$	0,325
^{192}Ir	110	$3,05 \times 10^{-17}$	$9,01 \times 10^{-19}$	0,465
^{198}Au	54,5	$1,51 \times 10^{-17}$	$4,47 \times 10^{-19}$	0,231
^{226}Ra (2) con hijos	195	$5,41 \times 10^{-17}$	$1,59 \times 10^{-18}$	0,825
(1) Los valores de G_a y G'_d para valores de d de unos pocos keV no difieren apreciablemente de G_0 y G'_0 ($d = 0$).				
(2) En una cápsula de platino de 0,5 mm de espesor.				

Tabla 2.- Constante de tasa de kerma en aire, G_a , (y de tasa de exposición, G'_d) para fuentes radiactivas emisoras de fotones (1)

8. DOSIMETRÍA DE LOS PACIENTES

8.1. Dosis integral (Energía Impartida)

Dado que la dosis absorbida se define como la energía depositada en un elemento de masa, la energía total impartida por la radiación al interaccionar con el material, se podrá calcular como la suma de los productos de las dosis en cada elemento de masa por los valores de esos elementos de masa.

Si la dosis es constante en todo el material, la dosis integrada es el producto de la dosis por la masa irradiada.

La dosis integral, o energía impartida, se mide en julios (J).

8.2 Dosis a la entrada del paciente

Si se pretende estimar la dosis de entrada en el paciente (en la superficie), se debe conocer adicionalmente la contribución de la radiación retrodispersada en un punto cercano de la superficie de la piel. Para ello se debe utilizar el factor de retrodispersión, que tiene en cuenta el "exceso" de dosis que

aparece como consecuencia de los fotones retrodispersados en el tejido.

Este factor varía con la energía de los fotones y con el tamaño de área irradiada y puede valer entre 1,0 y 1,8 aproximadamente. En la **Tabla 4** pueden verse los factores de retrodispersión para distintas filtraciones y kilovoltios pico, en maniqués antropomórficos.

TABLA 3
Factor f que relaciona DOSIS ABSORBIDA con EXPOSICIÓN
para FOTONES de energías desde 10 keV a 2 MeV en condiciones
de equilibrio

<u>Energía de</u> <u>fotones</u> <u>(keV)</u>	<u>Dosis absorbida/exposición</u>					
	<u>Agua</u>		<u>Hueso</u>		<u>Músculo</u>	
	<u>Gy kg/C</u>	<u>rad/R</u>	<u>Gy kg/C</u>	<u>rad/R</u>	<u>Gy kg/C</u>	<u>rad/R</u>
10	35,4	0,914	135	3,48	35,8	0,925
15	35,0	0,903	150	3,86	35,8	0,924
20	34,7	0,895	158	4,09	35,8	0,922
30	34,4	0,888	165	4,26	35,7	0,922
40	34,5	0,891	157	4,04	35,9	0,925
50	35,0	0,903	137	3,53	36,1	0,932
60	35,6	0,920	113	2,91	36,5	0,941
80	36,7	0,946	75,4	1,94	36,9	0,953
100	37,2	0,960	56,2	1,45	37,2	0,960
150	37,6	0,971	41,3	1,065	37,4	0,964
200	37,7	0,973	38,1	0,982	37,4	0,965
300	37,8	0,974	36,6	0,944	37,4	0,966
400	37,8	0,974	36,3	0,936	37,4	0,966
500	37,8	0,975	36,2	0,933	37,4	0,966
600	37,8	0,975	36,1	0,932	37,4	0,966
800	37,8	0,975	36,1	0,931	37,4	0,966
1000	37,8	0,975	36,1	0,931	37,4	0,966
1500	37,8	0,975	36,0	0,930	37,4	0,966
2000	37,8	0,974	36,1	0,931	37,4	0,965

Para el caso de las energías utilizadas, habitualmente en radiodiagnóstico, existen tablas de valores donde se señalan los factores de retrodispersión en función del kVp, tamaño del campo y filtración del tubo de rayos X. Se puede medir con dosímetros termoluminiscentes o con cámaras de ionización apropiadas.

El valor de la dosis a la entrada no siempre es muy indicativo del riesgo al que se expondrá el paciente. Un haz muy poco filtrado puede dar alta dosis a la entrada y poca dosis en profundidad.

8.3 Dosis en órganos

Es el parámetro más importante que se debe evaluar, ya que permite estimar con precisión el riesgo que

tendrá el paciente como consecuencia de la irradiación.

En radiodiagnóstico, las diferentes edades de los pacientes y las altas dosis que se pueden alcanzar en algunos órganos, hace que éste parámetro sea el utilizado por la mayoría de los países de la CE para la estimación del riesgo.

Estas dosis sólo se pueden medir directamente en órganos superficiales como mama, tiroides o testículos. Para la medida directa de dosis en órganos profundos, tales como útero o pulmón, hay que recurrir al uso de maniqués que simulan el cuerpo humano y sobre los que se hace una reproducción de la exploración radiológica con idéntico protocolo al que se utilizará para pacientes.

CHR (mm Al)	kVp	FILTRC. (mm Al)	ABDOMEN (26x35)	PECHO (30x38)	LATERAL (11x14)
1,5	50	2,0	1,25	1,18	1,20
2,0	60	2,5	1,31	1,23	1,23
2,5	80	2,0	1,37	1,27	1,25
3,0	80	3,0	1,41	1,30	1,27
4,0	110	2,5	1,45	1,34	1,29
5,0	110	4,0	1,48	1,37	1,30

Tabla 4. Factores de retrodispersión calculados a partir de técnicas de Montecarlo en maniqués antropomórficos.

TEMA 6

DETECCIÓN Y DOSIMETRÍA DE LA RADIACIÓN

ÍNDICE:

1.- FUNDAMENTOS FÍSICOS DE LA DETECCIÓN

2.- DETECTORES DE IONIZACIÓN GASEOSA

3.- DETECTORES DE CENTELLEO

4.-DEFINICIÓN DE DOSIMETRÍA. DOSIMETRÍA AMBIENTAL Y PERSONAL.

5.- MONITORES Y DOSÍMETROS DE RADIACIÓN.

5.1. Dosímetros personales.

5.2. Dosímetros operacionales.

5.3. Monitores de tasa de exposición o de dosis.

6.- INTERPRETACIÓN DE LECTURAS DOSIMÉTRICAS.

1.-FUNDAMENTOS FÍSICOS DE LA DETECCIÓN

El organismo humano no puede percibir directamente muchos agentes físicos del mundo que le rodea; entre ellos figuran las radiaciones ionizantes.

Gran parte del desarrollo científico y técnico de la humanidad responde al deseo del hombre de remediar sus propias insuficiencias. Así, el ojo humano constituye un órgano maravilloso, pero no es capaz de ver todo lo que puede ser visto. Por ello fue inventado y perfeccionado el telescopio, que aumenta la distancia de visión millones de veces y también el microscopio óptico y el microscopio electrónico, que permite ver objetos muchísimo más pequeños que los que puede distinguir el ojo desnudo.

Análogamente, el hombre ha ideado procedimientos y aparatos para detectar, medir y analizar las radiaciones ionizantes a fin de prevenir sus posibles efectos perjudiciales, y poder, en cambio, sacar ventaja de sus múltiples aplicaciones. Para ello se aprovechan diversos efectos que produce la radiación al atravesar la materia. Los principales de tales efectos son:

- a) Producción de carga (ej.: ionización de los gases).
- b) Excitación de luminiscencia en algunos sólidos.
- c) Disociación de la materia.

Como ya se ha dicho, cuando una radiación ionizante atraviesa un gas, provoca la ionización de una parte de sus átomos y, por consiguiente, la liberación de iones positivos y electrones negativos. Con ello, el gas, que primitivamente se comportaba como un aislante eléctrico, pasa a ser parcialmente conductor. Midiendo la corriente eléctrica que por él circula, en determinadas condiciones, puede deducirse la intensidad de la radiación que lo atraviesa.

De una manera parecida la radiación provoca, al atravesar ciertos sólidos transparentes, la excitación de una fracción de los átomos de la sustancia atravesada, los cuales se desexcitan inmediatamente emitiendo fotones luminosos. La medida de la luz emitida permite medir y analizar la radiación ionizante que la provocó.

Los efectos producidos por la cesión de energía de la radiación, pueden dar lugar a disociación, proceso en el que se rompen enlaces químicos produciendo alteraciones en la constitución de la materia. Un ejemplo de este fenómeno es el ennegrecimiento de placas fotográficas.

Las radiaciones ionizantes pueden atravesar la envoltura que protege de la luz ordinaria a una película fotográfica y ennegrecerla. Midiendo después la intensidad de dicho ennegrecimiento se puede deducir la dosis de radiación que ha alcanzado a la película fotográfica.

El efecto final de la interacción de la radiación en muchos tipos de detectores, es la aparición de carga eléctrica en el volumen activo del dispositivo. Esta suposición es cierta solamente en detectores de ionización (cámaras de ionización, contadores proporcionales, contadores Geiger) o detectores de

semiconductor. Sin embargo es igualmente útil en otros detectores en los que la producción de la carga eléctrica es indirecta, como en los detectores de centelleo.

Al establecer un campo eléctrico suficientemente intenso al dispositivo, los iones positivos creados son captados por el electrodo negativo (cátodo) y los negativos por el electrodo positivo (ánodo), midiéndose una corriente cuya intensidad estará relacionada con la intensidad de la radiación ionizante que la ha producido.

En general, cualquiera de los tres procesos citados puede constituir el fundamento de un detector, dispositivo genérico que puede adoptar varias configuraciones específicas que permiten alcanzar una variada información, que puede ser por ejemplo, la mera información de llegada de radiación ionizante, el tipo de partícula, su energía, etc. En general, se suele distinguir entre **detectores**, meros contadores de partículas o fotones que alcanzan el dispositivo, o **espectrómetros**, donde además de la información de presencia que da el detector, se mide la energía de la radiación incidente.

Se debe tener en cuenta que los equipos detectores de la radiación ionizante pueden variar su respuesta en función del tipo y energía de la radiación, la tasa de emisión, la geometría y condiciones ambientales en las que se realiza la medida.

2.- DETECTORES DE IONIZACIÓN GASEOSA

Los detectores de ionización tienen un recinto lleno de un gas a presión conveniente en el que se disponen dos electrodos a los que se les aplica una tensión de polarización, creando por tanto un campo eléctrico en el interior del volumen del detector **Figura 1**.

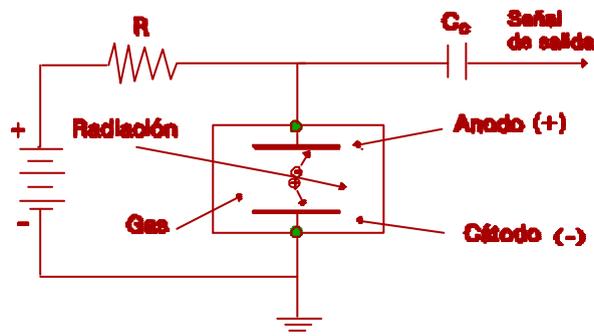


Figura 1. Detectores de ionización gaseosa.

En las circunstancias descritas, dado que los gases son aislantes, en condiciones normales no circula corriente eléctrica entre ambos electrodos. Pero si una partícula ionizante alcanza el espacio interelectródico, el campo eléctrico existente dará lugar a que las cargas eléctricas generadas por la interacción de la radiación, se muevan hacia los electrodos de signo contrario. De esta forma se origina en el circuito de detección un breve paso de corriente, o impulso de corriente, que puede ser medido y revela la llegada de la radiación al detector.

Al variar la tensión de polarización aplicada a los electrodos, varía la amplitud del impulso obtenido

según se ve en la gráfica de la **Figura 2**, estableciéndose tres tipos de detectores de ionización gaseosa que se corresponden con las 3 zonas de la gráfica.

2.1. Cámara de ionización

En la cámara de ionización, la tensión de polarización aplicada produce un campo eléctrico suficiente para que sea posible la colección de toda la carga generada por la radiación incidente.

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 cilíndricos. Las últimas están formadas por un electrodo en forma de cilindro hueco, siendo el otro electrodo un alambre o varilla central (**figura 1**). La pared exterior de la cámara no debe ser muy gruesa a fin de que pueda ser atravesada por la radiación que se quiere detectar.

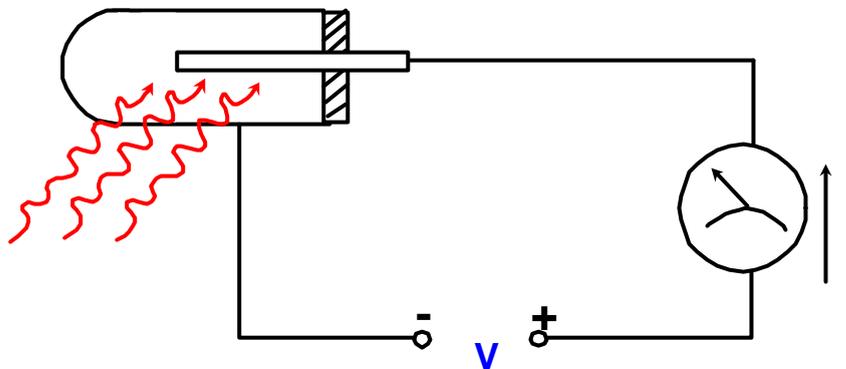


Figura 1.- Esquema de una cámara de ionización

Por su forma de operar, se dividen también en cámaras de corriente y cámaras de impulsos. Las cámaras de corriente detectan el efecto promedio que producen las radiaciones en su conjunto al interaccionar con el gas que sirve de detector. Este efecto origina una corriente eléctrica que se relacionará con la magnitud dosimétrica apropiada.

Por otra parte, como la corriente generada en la cámara es muy pequeña, para que pueda ser medida por un instrumento ordinario se amplifica previamente mediante un circuito electrónico que constituye un amplificador lineal.

Las cámaras de corriente resultan muy adecuadas para medidas dosimétricas en las que no interesa conocer la energía de cada una de las radiaciones sino el efecto global que éstas producen.

En las cámaras de impulsos se mide cada suceso producido por la radiación individualmente. La altura de los impulsos proporciona además información sobre la energía de la radiación incidente.

2.2. Contador Geiger

En la práctica se suelen utilizar frecuentemente los contadores Geiger. Son meros contadores de las

partículas ionizantes que alcanzan el volumen sensible del detector. Los impulsos medidos alcanzan todos la misma amplitud, independientemente de la ionización primaria producida por la radiación, por lo que no dan información sobre la naturaleza de la radiación o la energía de ésta.

La amplitud del impulso es suficiente para activar directamente sistemas electrónicos de registro, sin necesidad de amplificación previa. Esta circunstancia, que abarata considerablemente la cadena electrónica, constituye la cualidad más apreciada en este tipo de detector.

Los equipos detectores de radiación basados en tubos Geiger resultan así mucho más sensibles que los basados en cámaras de ionización y más adecuados, por tanto, para medir niveles de radiación muy bajos.

El rendimiento de detección, definido como el número de partículas detectadas por cada 100 partículas incidentes, se aproxima al 100% para partículas alfa y beta que alcancen el volumen sensible de la cámara. En cambio para fotones sólo se logran rendimientos del orden del 1%.

3. DETECTORES DE CENTELLEO

La interacción de la radiación ionizante en medios materiales, tiene como consecuencia una absorción parcial o total de su energía por el medio. Dicha energía cedida origina principalmente procesos de excitación e ionización, siendo también degradada a calor en la mayor parte de sustancias. Sin embargo, ciertos compuestos cristalinos (materiales luminiscentes) tienen la propiedad 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, los llamados **detectores de centelleo**, formados por una **substancia luminiscente** y un dispositivo fotoeléctrico llamado **fotomultiplicador** que convierte los destellos luminosos en impulsos eléctricos y mide la luz emitida por la sustancia luminiscente. Este detector es capaz de funcionar como espectrómetro, con las ventajas adicionales de un alto rendimiento de detección y un tiempo de resolución corto.

Entre las sustancias inorgánicas fluorescentes más empleadas en detectores de centelleo, figuran el sulfuro de cinc activado con plata, SZn(Ag) , y el ioduro sódico activado con talio, NaI(Tl) . El primero de los cristales citados se utiliza para la detección de partículas pesadas cargadas (alfa, protones, productos de fisión, etc.) y se usa en forma de microcristales prensados. En el caso de las partículas alfa, el espesor másico del cristal es de unos 5 mg/cm^2 , equivalente aproximadamente al alcance de las partículas alfa emitidas por radionucleidos naturales. Debido a su pequeño espesor, este detector es muy poco sensible a partículas beta o radiación gamma, propiedad muy útil cuando se desea contar partículas alfa en un fondo intenso de partículas beta o fotones gamma.

Para la detección de la radiación gamma, el NaI(Tl) constituye el cristal inorgánico más utilizado, dada su gran transparencia en la banda de emisión luminiscente, su alta razón de conversión de energía a fotones y que un 80 % de su masa está constituida por yodo, lo que proporciona un excelente rendimiento de detección, del orden de un 60 % para radiación gamma de unos 0,5 MeV. Estos cristales son muy higroscópicos (absorbentes de humedad) y el efecto de hidrólisis sobre el ioduro de talio, propicia la formación de compuestos que dan al cristal coloración amarillo-verdosa y absorben fuertemente la luz de fluorescencia. Para evitarlo, se manejan siempre encapsulados, con una ventana de

vidrio transparente que deja salir la luz generada.

El dispositivo que convierte la luz generada por el cristal luminiscente en un impulso de tensión medible recibe el nombre de **fotomultiplicador**. Este dispositivo está integrado por una ampolla cilíndrica de vidrio en la que se ha hecho un vacío elevado **Figura 4**. En una de sus bases, en la cara interna, se encuentra depositado el **fotocátodo** (generalmente una aleación de antimonio, cesio y potasio) en forma de capa tan fina que resulta semitransparente y una serie de electrodos, llamados **dinodos**, en disposición geométrica conveniente, y polarizados respecto al fotocátodo con tensiones crecientes de unos 100 V.

Al incidir luz sobre el fotocátodo, se emiten fotoelectrones que son dirigidos hacia el primer dinodo donde cada uno de ellos produce por ionización secundaria un número variable de electrones. Este proceso de multiplicación se repite en cada dinodo, formándose una avalancha de electrones con un factor de multiplicación del orden de $10^5 - 10^7$ electrones por cada fotoelectrón inicialmente emitido.

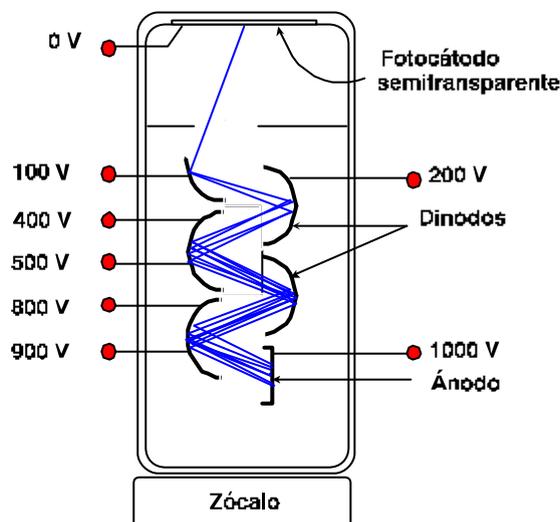


Figura 1. Esquema de un tubo fotomultiplicador.

4.- DEFINICIÓN DE DOSIMETRÍA. DOSIMETRÍA AMBIENTAL Y PERSONAL

La dosimetría es la ciencia que tiene por objeto la medida de la dosis absorbida. Por extensión se aplica también a la determinación de cualquier otra magnitud radiológica.

Para la vigilancia radiológica continua de los trabajadores expuestos a las radiaciones ionizantes suelen realizarse dos tipos de controles:

- a) Vigilancia radiológica del ambiente de trabajo que comprenderá:
 - La medición de las tasas de dosis externas, especificando la naturaleza y calidad de las

radiaciones de que se trate.

- La medición de las concentraciones de actividad en el aire y la contaminación superficial, especificando la naturaleza de las sustancias radiactivas contaminantes y sus estados físico y químico.

b) Medida periódica de las dosis acumuladas por cada individuo durante su trabajo.

El primer tipo de medidas es el objetivo de la dosimetría ambiental, utilizando dispositivos que registren las dosis en puntos claves de la instalación radiactiva, también es necesario para cumplir el requisito de vigilancia radiológica del ambiente de trabajo utilizar equipos que evalúen la actividad o concentración de actividad. A estos dispositivos se les denomina monitores de radiación y de contaminación.

La medida de las dosis acumuladas por cada trabajador se realiza mediante la llamada dosimetría personal, utilizando dispositivos que lleva cada persona permanentemente y que registran por tanto la dosis que recibe individualmente.

La Dosimetría Personal abarca dos aspectos: Control y medida de las dosis recibidas por irradiación externa (Dosimetría Personal Externa) , y control y medida de la dosis recibida por contaminación interna (Dosimetría Personal Interna).

Para el control y medida de las dosis recibidas por irradiación externa se emplean los dosímetros personales, una breve descripción de los más empleados se desarrolla a lo largo del tema.

La Dosimetría Interna evalúa dosis a partir de los datos de la actividad de un determinado radionúcleido incorporado en el organismo. La evaluación de dosis es compleja, realizándose medidas directas (Contador de Radiactividad Corporal) o indirectas (mediante el análisis de excretas).

5.- MONITORES Y DOSÍMETROS DE RADIACIÓN

La detección y medida de la radiación mediante monitores y dosímetros se basa en alguno de los efectos producidos por dicha radiación en la materia, es decir:

- a) Ionización de los gases.
- b) Excitación de luminiscencia en sólidos.
- c) Disociación de la materia (producción de reacciones químicas, como por ejemplo el ennegrecimiento de placas fotográficas).

Cuando la radiación ionizante atraviesa un gas provoca la ionización de una parte de sus átomos y por consiguiente la liberación de iones positivos y electrones. Con ello, el gas que previamente se comportaba como un aislante eléctrico, pasa a ser parcialmente conductor. Midiendo la corriente eléctrica que por él circula puede deducirse, en determinadas condiciones, la intensidad de la radiación que lo atraviesa.

Por otra parte, las radiaciones ionizantes al atravesar ciertas sustancias pierden parte de su energía en provocar fenómenos de luminiscencia con emisión inmediata o diferida de fotones luminosos. La medida de la luz emitida permite a su vez medir, y en ocasiones analizar, la radiación que la provocó.

Las radiaciones ionizantes (a excepción de las partículas alfa por su muy reducido poder de penetración) pueden atravesar la envoltura que protege de la luz ordinaria a una película fotográfica y ennegrecerla. Midiendo después la intensidad de dicho ennegrecimiento se puede deducir la dosis de radiación que ha alcanzado a la película fotográfica.

5.1. Dosímetros personales

Estos dispositivos se utilizan para la vigilancia radiológica individual. Son detectores de pequeño tamaño, contruidos con materiales adecuados equivalentes a tejido biológico. Dependiendo del principio de funcionamiento, los sistemas mas comúnmente utilizados son los dosímetros de termoluminiscencia, los de película fotográfica y los basados en detectores de semiconductor o de ionización gaseosa.

Dosímetros de termoluminiscencia

Se denomina termoluminiscencia (TL) a la emisión de luz que presentan ciertas sustancias al ser calentadas después de haber sido expuestas a radiación ionizante. Las radiaciones ionizantes al atravesar ciertos materiales ceden parte de su energía produciendo fenómenos de excitación. La peculiaridad de los materiales utilizados en la dosimetría por termoluminiscencia, también llamada TLD, es que la desexcitación con la consiguiente emisión de luz no se produce de forma inmediata, sino que necesita el calentamiento para que ésta se produzca. La intensidad de luz emitida está directamente relacionada con la dosis de radiación recibida por el material.

Los materiales más adecuados utilizados en TLD son materiales sintéticos (LiF , CaF_2 , CaSO_4 , Al_2O_3 , etc.) dopados con pequeñas cantidades de impurezas ($\text{LiF}:\text{Ti}$, Mg), ($\text{LiF}:\text{Mg,Cu,P}$), ($\text{CaF}_2:\text{Mn}$), ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$). Los dosímetros, en forma de discos, cristales, polvo o polvo sinterizado (prensado), van alojados en un portadosímetro, **Figura 1** que se sujeta a la ropa de trabajo del profesional mediante un imperdible o se coloca en la zona de la instalación de la que se desee obtener información dosimétrica. Cuando el dosímetro ha sido irradiado, su termoluminiscencia se mide en un aparato que calienta el dosímetro en una cámara estanca a la luz exterior y se registra la intensidad de la luz emitida mediante un fotomultiplicador. Con la calibración adecuada, esta intensidad de luz es proporcional a la dosis absorbida en un determinado rango de medida que depende del material del dosímetro.

Los dosímetros por termoluminiscencia resultan más precisos que los de película fotográfica. Ello, unido a que pueden ser borrados y utilizados de nuevo repetidamente, hace que su uso esté muy extendido. En contrapartida, no pueden archivarse con el historial dosimétrico como ocurre con los de película fotográfica.

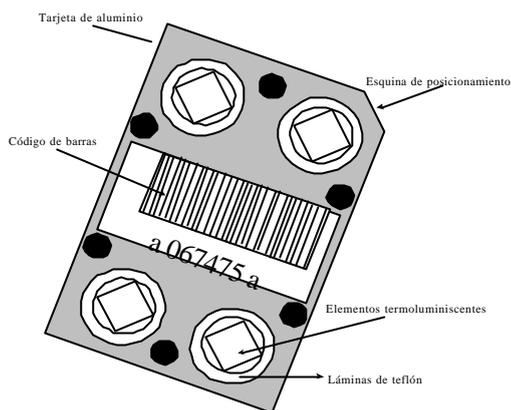


Figura 1.- Dosímetro de termoluminiscencia

Dosímetros fotográficos

El principio en el que se basan estos dosímetros, es la exposición de una emulsión fotográfica a la radiación, seguido del revelado de la placa, y evaluación del grado de ennegrecimiento mediante un densitómetro. Este último dato permite evaluar la dosis absorbida, tras un calibrado previo para cada tipo de película.

Los dosímetros fotográficos constan de una película especial envuelta en una funda de papel opaca, montada en un soporte provisto de una pinza, que permite llevar el instrumento sobre la bata o ropa de trabajo. El bastidor del soporte está dotado de una serie de ventanas y filtros **Figura 2**, que permiten la determinación simultánea de una serie de datos radiológicos de interés.

Diferentes clases de película pueden cubrir distintos y relativamente amplios márgenes de dosis. Las más usadas suelen cubrir entre 0.1 mSv y 10 mSv y otras entre 10 mSv y 1 Sv. Para medidas o experiencias especiales se preparan películas que alcanzan a medir hasta 10 Sv.

En el manejo de dosímetros fotográficos deben tenerse en cuenta ciertas precauciones. Por ejemplo, las placas fotográficas presentan un proceso de envejecimiento con el tiempo de almacenamiento, que sesga por exceso los valores de dosis registrados. Si la película experimenta los efectos de temperaturas elevadas o la acción de ciertos vapores, puede sufrir sensibilización espúrea que conduce a un ennegrecimiento incontrolado en el revelado, y consecuentemente a un error por exceso en las medidas.

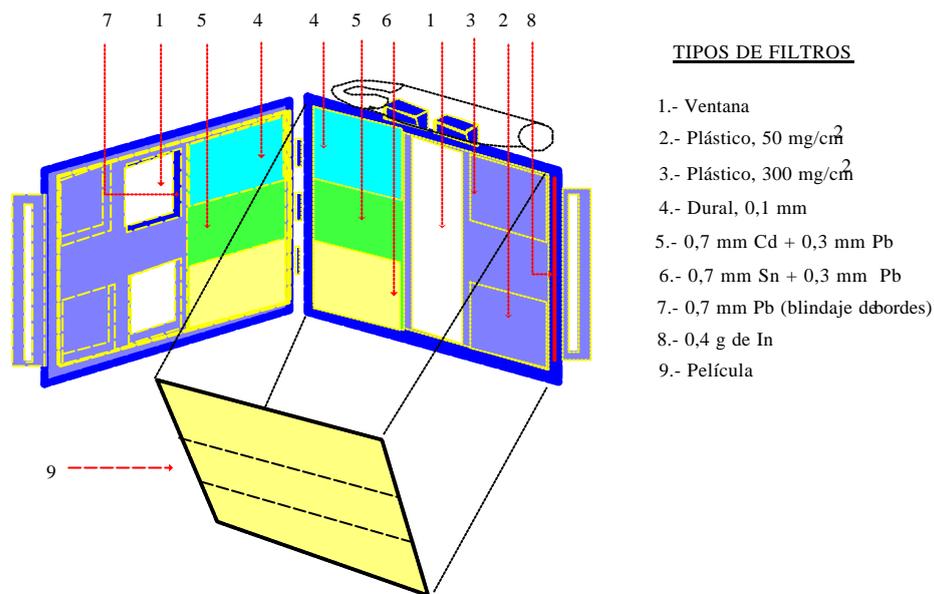


Figura 2. Dosímetro fotográfico.

Como ventaja principal, la dosimetría con película fotográfica proporciona un registro permanente de la información dosimétrica puesto que películas reveladas pueden archivar para formar parte del historial dosimétrico del trabajador. En contrapartida, la película fotográfica presenta algunas desventajas importantes como son: sensibilidad a la luz, mayor imprecisión en la medida de dosis elevada y una dependencia bastante crítica de los procesos de revelado y medida.

5.2. Dosímetros operacionales

Los dosímetros operacionales son dosímetros digitales de lectura directa, de pequeño tamaño **Figura3**, basados en detectores de ionización o en detectores de silicio, que al alcanzar un valor prefijado de dosis absorbida, emiten una señal acústica.

Proporcionan en todo momento el valor de la dosis acumulada en un sistema de lectura digital, lo que permite una lectura instantánea de dosis y de tasas de dosis para dosis profunda y superficial.

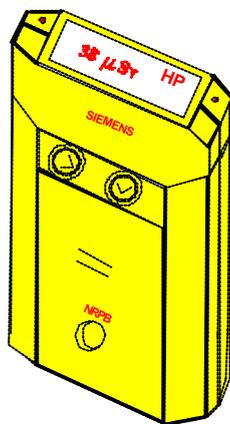


Figura 3.- Dosímetro digital.

5.3. Monitores de tasa de exposición o dosis

La vigilancia radiológica de áreas de trabajo, en las zonas que exista riesgo de operar en campos de radiación ionizante, se realiza mediante monitores de radiación que miden la exposición, la dosis absorbida o las respectivas tasas en zonas determinadas. Estos instrumentos suelen llevar como órgano detector una cámara de ionización o un contador Geiger **Figura 4** y suelen ir provistos de ventanas de pared delgada, oculta por pantallas absorbentes desplazables, con objeto de medir, bien el efecto conjunto de radiación beta y gamma (ventana abierta) o sólo la componente gamma (ventana cerrada). Tienen la posibilidad de modificar el rango de medida adecuándolo al campo de radiación de interés.

Para comprobar el correcto funcionamiento de estos instrumentos cada equipo viene provisto de una fuente de verificación beta o gamma, que debe producir una irradiación determinada al situar la muestra en un punto previsto del detector. Así mismo, en todos los monitores existe un sistema de comprobación del estado de las baterías, en la cual la aguja del instrumento debe situarse en una zona identificada con un trazo o sector sombreado, en la carátula del instrumento de medida.

Los monitores portátiles provistos de cámara de ionización suelen tener un volumen sensible del orden de 0,5 litros y como gas de llenado usan aire a presión atmosférica. El rango de medida suele ser de 1 a 1.000 mR/h.

Los sistemas provistos de contador Geiger son bastante más sensibles que los de cámara de ionización, y suelen tener el detector en el extremo de una sonda conectada al detector por un cable de hasta varios metros de longitud, o con un sistema de extensión telescópica facilitando así las medidas en zonas de alta actividad o en espacios restringidos.

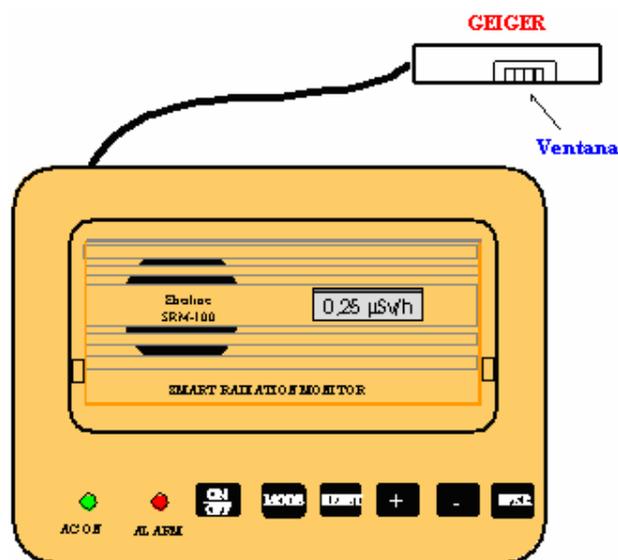


Figura 4. Detector portátil de radiación de área

El contador Geiger, que ofrece la importante ventaja de alcanzar rendimientos de detección próximos al 100% para partículas beta y alfa, tiene en cambio una eficiencia de alrededor del 1% para radiación gamma.

En ocasiones, la fuente de radiaciones ionizantes es fija y bien localizada, pero sus condiciones pueden variar y, en todo momento, se debe conocer el nivel de radiación que existe a su alrededor. Tal sucede, por ejemplo, con un reactor nuclear que, aún estando rodeado de un blindaje adecuado, puede producir fuera del mismo niveles de radiación peligrosos que es preciso detectar y conocer. Se colocan entonces alrededor del reactor y en los puntos adecuados un número suficiente de detectores fijos, generalmente cámaras de ionización. A través de cables apropiados, dichas cámaras envían su corriente a instrumentos medidores situados en la sala de control del reactor. El operador puede saber así el nivel de radiación existente en los puntos donde se hallan los detectores. Suelen estos monitores poseer un dispositivo de alarma que produce una señal acústica o luminosa cuando el nivel de radiación excede de un valor fijado de antemano.

Otras veces, se trata de medir la radiación ambiente en múltiples puntos para apercibirse de cualquier elevación anormal. En más de mil lugares de España se hallan instalados a este objeto monitores de radiación que tienen como detector un contador Geiger.

6. INTERPRETACIÓN DE LECTURAS DOSIMÉTRICAS

Según el Reglamento sobre Protección Sanitaria contra las Radiaciones Ionizantes (R.D. 53/1992), la dosimetría individual, tanto externa como interna, será efectuada por Entidades o Instituciones expresamente autorizadas y supervisadas por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN).

Estos Servicios de Dosimetría deben informar al titular de la instalación de las dosis recibidas por los trabajadores expuestos. En el cómputo de la dosis no se incluirán las dosis debidas al fondo radiactivo natural, las derivadas de exámenes o tratamientos médicos (como pacientes), ni las recibidas individualmente como miembros del público.

El titular de la instalación debe registrar dichas dosis en forma de un historial dosimétrico individual que estará, en todo momento, a disposición del propio trabajador. En el historial dosimétrico correspondiente a trabajadores de la categoría A, el registro de las dosis debe incluir las dosis mensuales y las dosis acumuladas durante cada período de doce meses y cinco años. En el caso de trabajadores de la categoría B, se registrarán las dosis anuales determinadas o estimadas.

Los límites anuales de dosis para los trabajadores expuestos que aparecen en el citado Reglamento hacen referencia a la magnitud "dosis efectiva". Como esta magnitud no es directamente medible, en el caso de exposición externa, los límites de dosis se consideran respetados si la dosis equivalente profunda no sobrepasa el límite de dosis fijado para la exposición global, si la dosis equivalente superficial no sobrepasa el límite de dosis fijado para la piel y si se respetan los límites de dosis para cristalino, manos y demás localizaciones.

Todo lo expuesto hasta ahora en este apartado hace referencia a la legislación actual en materia de dosimetría y nos servirá para interpretar la información dosimétrica suministrada por un Servicio de Dosimetría Externa (SDE) autorizado por el CSN. Como ejemplo, en la **Figura 7** se muestra una copia de la información dosimétrica que el SDE del CIEMAT suministra mensualmente a los trabajadores expuestos (categorías A y B) que operan en dicho centro. La mayoría de los datos son autoexplicativos

y, por lo tanto, nos referiremos sólo a aquellos de mayor interés:

- **Dosis Profunda (mSv):** Es la dosis equivalente profunda [Hp(10)] evaluada con el dosímetro corporal una vez sustraída la dosis correspondiente al fondo natural normalizada al período de uso.
- **Dosis Superficial (mSv):** Es la dosis equivalente superficial [Hp(0,07)] evaluada con el dosímetro corporal una vez sustraída la dosis correspondiente al fondo natural normalizada al período de uso.
- **Dosis Localizada (mSv):** Es la dosis equivalente superficial [Hp(0,07)] evaluada con el dosímetro localizado una vez sustraída la dosis correspondiente al fondo natural normalizada al período de uso.
- **NOTAS:** En este campo aparece un código para identificar cualquier posible anomalía en el uso del dosímetro o en la evaluación de la dosis.

Para una correcta interpretación de las lecturas dosimétricas es necesario saber que el CSN recomienda que la estimación del fondo natural se haga mediante la lectura de un número mínimo de 10 dosímetros situados en el Servicio de Dosimetría en lugares no influenciados por fuentes de irradiación. Este valor suele estar en torno a los 0,06 mSv/mes. Además, el CSN establece un nivel de registro en 0,10 mSv, lo que supone que se registrarán como cero los valores de dosis inferiores a dicho valor.

Para tener una estimación cuantitativa de la magnitud dosis citaremos como ejemplo que la dosis a la entrada de referencia para una radiografía de abdomen simple es de 10 mGy, lo que supone una dosis efectiva de 1,2 mSv.

SERVICIO DE DOSIMETRÍA

10/12/2001

D/D Nombre Apellido:

Departamento:

Resultados de la evaluación de los dosímetros personales asignados

<u>Período de uso: 01/11 a 01/12 (Mes: 11/2001)</u>		NOTAS
Dosímetro corporal n: 0012345	DOSIS PROFUNDA (mSv):	0,00
	DOSIS SUPERFICIAL (mSv):	0,00
Dosímetro localizado n: nnnnnn	DOSIS LOCALIZADA (mSv):	NO

Dosis acumuladas en los últimos doce meses (12/2000 a 11/2001)

DOSIS PROFUNDA (mSv):	0,00
DOSIS SUPERFICIAL (mSv):	0,00
DOSIS LOCALIZADA (mSv):	NO

* Sobrepasa el límite aplicable
- Dato no disponible

Figura 5: Ejemplo de la información dosimétrica suministrada por un SDE

TEMA 7

**EFFECTOS BIOLÓGICOS DE LAS RADIACIONES
IONIZANTES**

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN

2. INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA CÉLULA Y SUS COMPONENTES: RESPUESTA A NIVEL MOLECULAR Y CELULAR.

2.1. Factores físicos que influyen la respuesta celular frente a radiación

2.2. Factores biológicos que influyen la respuesta celular frente a radiación

2.3. Factores químicos que influyen la respuesta celular frente a radiación

3. CLASIFICACIÓN DE LOS EFECTOS BIOLÓGICOS RADIOINDUCIDOS

3.1. Efectos deterministas

3.2. Efectos estocásticos: somáticos y hereditarios

4. FACTORES DE RIESGO DERIVADOS DE LA EXPOSICIÓN A RADIACIÓN IONIZANTE

1. INTRODUCCIÓN.

Desde su descubrimiento, la radiación ionizante se utiliza en diversas aplicaciones beneficiosas para el hombre, pero también puede producir efectos dañinos tanto en la salud de las personas como en el medio ambiente. Para poder proteger al hombre de los posibles efectos nocivos de la radiación ionizante es imprescindible conocer, tan en detalle como sea posible, los efectos producidos por ésta, sus características y los factores físicos, químicos y biológicos que influyen en dichos efectos. Ese es precisamente el objetivo de este tema, describir el estado actual del conocimiento sobre los efectos biológicos que puede producir la radiación ionizante, con especial énfasis en aquellos efectos que se producen tras exposición a dosis bajas y los factores de riesgo que llevan asociados.

2. INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN CON LA CÉLULA Y SUS COMPONENTES: RESPUESTA A NIVEL MOLECULAR Y CELULAR.

Como es bien sabido, la unidad básica del organismo vivo es la célula. Los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes derivan del daño que éstas producen en la estructura química de las células, fundamentalmente en la molécula de ADN (ácido desoxirribonucleico) **Figura 1**. En el ADN se encuentra toda la información necesaria para controlar funciones celulares como el crecimiento, la proliferación y la diferenciación. Además, esta información se transmite a las células de la descendencia.

Las trayectorias de radiación pueden depositar energía directamente en el ADN (efecto directo) o pueden ionizar otras moléculas íntimamente asociadas al ADN, especialmente las moléculas de agua, para formar radicales libres que pueden dañar al ADN (efecto indirecto). Dentro de la célula los efectos indirectos ocurren en distancias muy cortas, del orden de pocos nanómetros, ya que la distancia de difusión de los radicales está limitada por su reactividad. Aunque es difícil determinar de forma precisa la contribución de los efectos directos y los indirectos en el daño del ADN causado por radiación, evidencias obtenidas introduciendo en las células captadores de radicales libres sugieren que cerca del 35% es exclusivamente directo y el 65% tiene un componente indirecto, para radiaciones de tipo rayos-X o rayos-gamma.

Las lesiones que la radiación puede inducir en el ADN son muy diversas y entre ellas se pueden mencionar las roturas de una o de las dos cadenas (roturas sencillas o dobles), recombinaciones, sustituciones de las bases, de lecciones, etc. En la **Tabla 1** se muestran los principales productos del daño en el ADN que pueden medirse tras exposición a radiación de tipo rayos-X o rayos-gamma. En algunos casos, estos cambios en la estructura del ADN se traducen en aberraciones cromosómicas, lesiones que pueden ser utilizadas como parámetros para la medida de la dosis absorbida (dosimetría biológica).

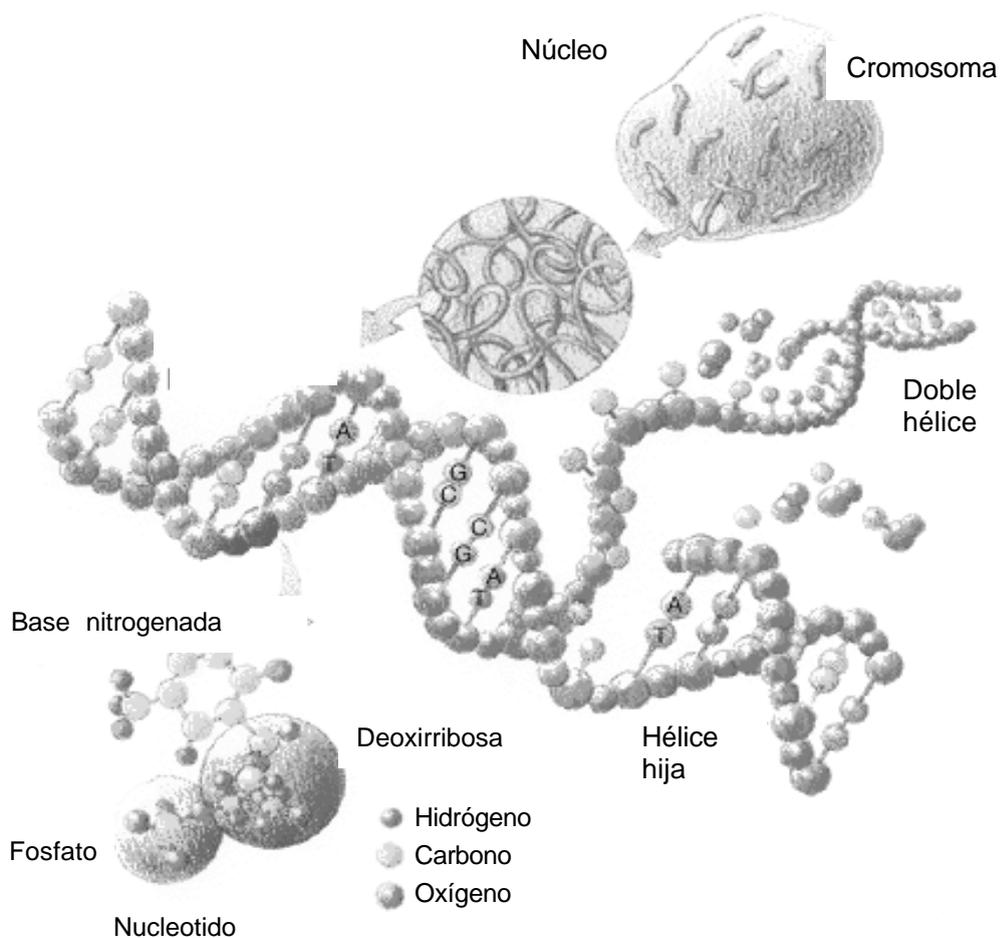


Figura 1. La molécula de ADN: Composición, estructura, localización celular.

Tipo de daño	Frecuencia (número de defectos por células por Gy)
Roturas de cadena sencilla	1000
Daño en bases	500
Roturas de doble cadena	40
Entrecruzamientos ADN-proteína	150

Tabla 1. Frecuencia estimada de daño en el ADN en células de mamíferos, causado por exposición a radiación de tipo rayos-X o rayos-gamma.

Antes de comentar los efectos que la radiación puede tener a nivel celular es importante explicar el concepto de **radiosensibilidad**. Poco después del descubrimiento de los rayos X, se observó que éstos parecían tener una eficacia selectiva para destruir células cancerosas sin afectar a los tejidos normales. De aquí nació el concepto de **radiosensibilidad**, basado en características inherentes a la célula y no a la radiación. Poco tiempo después se demostró la existencia de una relación entre la radiosensibilidad de una célula y su nivel de diferenciación, entendiendo como célula diferenciada aquella que está especializada funcional o morfológicamente, y como célula no diferenciada aquella que tiene pocas características morfológicas y funcionales especializadas. La misión fundamental de este tipo de células indiferenciadas es la división, para proporcionar así, las células necesarias para mantener el tamaño de su propia población y para reemplazar a aquellas células diferenciadas que se van perdiendo.

Para comparar la radiosensibilidad de diferentes poblaciones celulares del organismo se pueden utilizar diversos parámetros:

- **Muerte mitótica.** Es el criterio más ampliamente utilizado para comparar la radiosensibilidad de poblaciones celulares distintas. Se entiende por muerte mitótica la pérdida de la capacidad de proliferación de la célula, aún cuando conserve sus funciones vitales y su aspecto morfológico.
- **Muerte en interfase.** La radiación también puede producir la muerte de la célula antes de que ésta entre en mitosis, división celular. La muerte en interfase puede ocurrir tanto en células que no se dividen (por ejemplo, las neuronas) como en células con capacidad de proliferación (por ejemplo, células linfoides). La dosis necesaria para producir esta respuesta varía ampliamente según el tipo de células.
- **Retraso mitótico.** El cociente entre el número de células que están en mitosis en cada instante y el número total de células en la población se conoce como índice mitótico. En condiciones normales este número permanece relativamente estable, disminuyendo durante un cierto período de tiempo después de la irradiación. Si la dosis es lo suficientemente baja, las células atrapadas en mitosis, se recuperan e inician de nuevo la división.

Las células, como consecuencia de la exposición a radiación, pueden sufrir un daño severo que les conducirá a la muerte o bien pueden sufrir daños menos severos, subletales, que si bien no provocan la muerte de la célula sí alteran su composición genética (ADN). La respuesta de las células frente a la exposición a radiación está influida por un gran número de factores físicos, químicos y biológicos. Entre los factores físicos se incluyen la dosis, la tasa de dosis y la calidad de la radiación (transferencia lineal de energía). Los factores químicos son sustancias que bien aumentan o disminuyen la radiosensibilidad celular. Dentro de los múltiples factores biológicos que intervienen en la respuesta celular a la radiación cabe destacar la fase del ciclo celular en el que se encuentre la célula en el momento de la irradiación (si está activamente proliferando o está en reposo) o la eficacia de los mecanismos de reparación para reparar las lesiones en la molécula de ADN.

2.1. Factores físicos que influyen la respuesta celular frente a radiación.

- Calidad de la radiación. Una determinada dosis de radiación va a producir un daño biológico diferente dependiendo de la transferencia lineal de energía (LET) de la radiación incidente. Así, a medida que aumenta el valor de la LET de la radiación, se producen lesiones cada vez más complejas en la estructura del ADN y por tanto más difíciles de ser reparadas. Es por ello, por lo que para radiaciones de alta LET, una misma dosis de radiación produce mayor muerte reproductiva en la población de células irradiadas que la misma dosis de radiación de baja LET .
- Tasa de dosis. Las tasas de dosis altas son más eficaces que las tasas de dosis bajas en cuanto a la producción de lesiones. Esto es debido a que las tasas de dosis bajas permiten que se produzca la reparación de las lesiones, evitando la acumulación del daño necesario para que tenga lugar la muerte de la célula **Figura 2**.

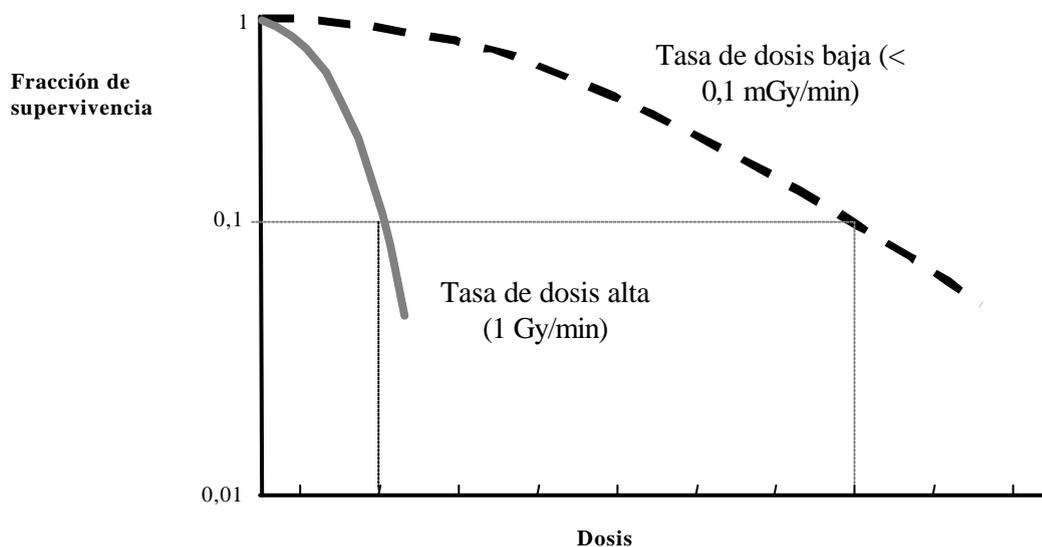


Figura 2. Influencia de la tasa de dosis en la respuesta celular (supervivencia) frente a la radiación.

2.2. Factores biológicos que influyen la respuesta celular frente a radiación.

- Ciclo celular. Las células muestran distinta sensibilidad dependiendo de la etapa del ciclo de división celular en la que se encuentren en el momento de la irradiación. En general, se ha observado que las fases más radiosensibles son G₁ y M (mitosis). Por el contrario la fase S (síntesis del ADN) se comporta como una fase más radiorresistente
- Mecanismos de reparación. Uno de los factores biológicos más interesantes a considerar para comprender la respuesta de una célula a las radiaciones es su capacidad de reparar el daño producido en la molécula de ADN. Como consecuencia de la irradiación de una célula, ésta puede sufrir un daño cuya severidad depende de diversos factores, como ya se ha comentado anteriormente. Cuando se produce un daño potencialmente letal, únicamente si la célula es capaz de repararlo podrá sobrevivir. Dicha reparación es especialmente eficaz cuando las células se encuentran en estado de reposo proliferativo. Así, si a una célula irradiada se la estimula

proliferativamente, resulta poco probable que pueda reparar el daño potencialmente letal inducido. Pero, como consecuencia de la irradiación, también pueden inducirse daños menos severos, los conocidos genéricamente como daños subletales, los cuales pueden acumularse en las células y se reparan eficazmente con más frecuencia que los daños letales. Aunque se repare la mayor parte del daño producido por radiación ionizante, lo que tiene consecuencias para la célula y su descendencia es el daño remanente no reparado o mal reparado, siendo el resultado en estos casos una célula viable pero modificada genéticamente o la muerte celular

2.3. Factores químicos que influyen la respuesta celular frente a radiación.

Hay que diferenciar, dentro de los factores químicos:

- Radiosensibilizadores. Factores que aumentan la sensibilidad de las células a la radiación. Existen dos tipos principales de productos químicos que sensibilizan las células frente a la radiación:
 - Las pirimidinas halogenadas (5-bromodeoxiuridina, 5-clorodeoxiuridina y 5-iododeoxiuridina), que se incorporan en el ADN en lugar de la timina, haciendo más débil la molécula y sensibilizándola a la producción de radiolesiones.
 - Los sensibilizadores de afinidad electrónica, que inducen una mayor producción de radicales libres como consecuencia de la radiólisis inicial. Entre estos productos, uno de los más eficaces es el oxígeno molecular y también el metionidazol y el misonidazol.
- Radioprotectores.- Al contrario de los productos descritos anteriormente, otras sustancias actúan secuestrando radicales libres, con lo que reducen la acción indirecta de la radiación. Los compuestos sulfidrilos o los sulfuros que contienen grupos tioles, son los mejor conocidos. La toxicidad de estos compuestos impidió su utilización durante mucho tiempo, si bien en la actualidad existen numerosos productos que se encuentran en fase de estudio experimental o clínico para inducir radioprotección en células de tejidos sanos.

3. CLASIFICACIÓN DE LOS EFECTOS BIOLÓGICOS RADIOINDUCIDOS.

Atendiendo a la naturaleza del daño producido por la radiación en las células, los efectos biológicos se clasifican en estocásticos y deterministas **Tabla 2**.

Tabla 2. Principales características de los efectos estocásticos y deterministas.

	Efectos estocásticos	Efectos deterministas
Mecanismo	Lesión subletal (una o pocas células)	Lesión letal (muchas células)
Naturaleza	Somática o hereditaria	Somática
Gravedad	Independiente de dosis	Dependiente de dosis
Dosis umbral	No	Sí
Relación Dosis-Efecto	Lineal-cuadrática; Lineal	Lineal

Aparición	Tardía	Inmediata o tardía
-----------	--------	--------------------

Si como consecuencia de la irradiación, se produce la muerte de un número de células suficientemente elevado de un órgano o tejido, habrá una pérdida de función del órgano, efecto que se conoce como **determinista Figura 3**. La gravedad de los efectos deterministas es proporcional a la dosis de radiación recibida, siempre y cuando ésta sea mayor que la dosis umbral, dosis que establece el límite entre la aparición o no del efecto. Estos efectos ocurren tras exposición a dosis relativamente altas, poniéndose de manifiesto a medio-corto plazo.

Como consecuencia de la exposición a radiación la célula puede no morir, sino verse modificada (mutada), hablándose en estos casos de efectos **estocásticos Figura 3**. Estos efectos ocurren tras exposición a dosis moderadas y bajas de radiación y se ponen de manifiesto a medio-largo plazo. La gravedad de los efectos estocásticos no es proporcional a la dosis recibida, pero sí la probabilidad de que tenga lugar el efecto. Aunque siguen existiendo discrepancias al respecto, para la estimación de riesgos de efectos estocásticos se considera que no existe dosis umbral para su aparición (Revisión en UNSCEAR, 2000).

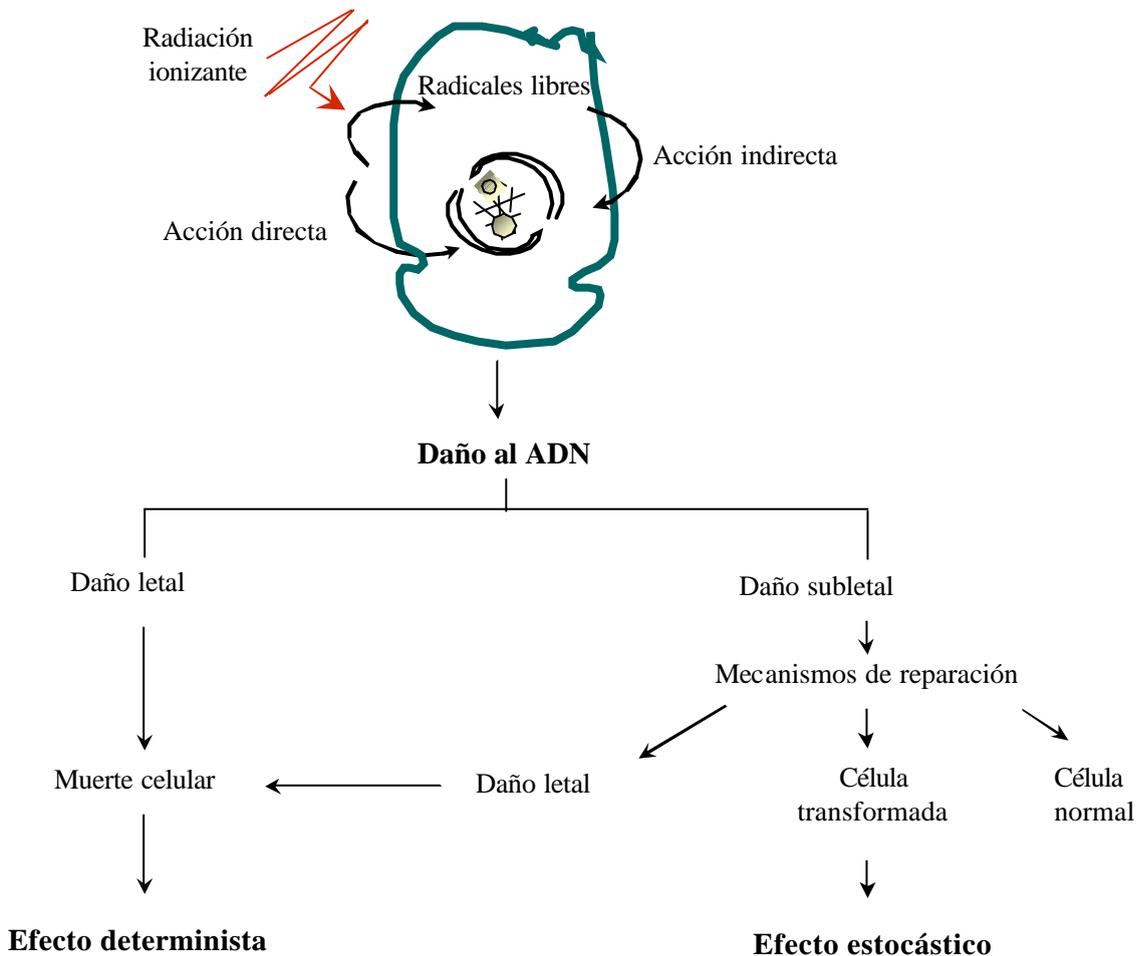


Figura 3. Esquema de las consecuencias de la interacción de la radiación ionizante con los componentes celulares.

3.1. Efectos deterministas.

Puesto que para que tenga lugar un efecto determinista tiene que producirse la muerte de un número sustancial de células, existe una dosis umbral de radiación por debajo de la cual el número de células afectadas es insignificante para que se ponga de manifiesto efecto alguno. El número de células afectadas se relaciona con la dosis, por lo que en este tipo de efectos la gravedad resulta proporcional a la dosis recibida. Por tanto, esta propiedad y la existencia de una dosis umbral son las características más notables de los efectos deterministas.

Los efectos deterministas ocurren tras exposición a dosis relativamente altas de radiación, y su aparición suele ser inmediata o tras un corto periodo desde la irradiación. Para describir los efectos deterministas se utiliza la magnitud dosimétrica dosis absorbida (D), que es la energía absorbida por unidad de masa. Su unidad es el julio por kilogramo que recibe el nombre especial de Gray (Gy).

Teniendo en cuenta que el mecanismo por el que se producen los efectos deterministas es la muerte celular, es importante definir lo que se entiende como muerte celular ya que ésta se define de distintas maneras en función del tipo de célula considerada. Así, para células diferenciadas, que no proliferan, la muerte significa la pérdida de la función para la que se han especializado; sin embargo, para células que se dividen, una definición adecuada puede ser la de pérdida de la capacidad de proliferar, pérdida de su capacidad reproductiva o bien muerte mitótica. Así, tras la irradiación una célula indiferenciada puede estar físicamente presente, aparentemente intacta, pero haber perdido su capacidad para llevar a cabo divisiones sucesivas. Esta definición de letalidad se utiliza generalmente en radiobiología y tiene particular interés en radioterapia de tumores, porque para su curación es necesaria la muerte de las células, en el sentido que éstas pierdan su capacidad de división, impidiéndose así el crecimiento del tumor.

Pero la sensibilidad de los distintos tejidos del organismo no sólo depende de la sensibilidad inherente de las células que lo componen, sino que también varía en función de la cinética de la población, considerando al conjunto de células. Así, existen diversos tejidos que aún conteniendo todos ellos células en división, difieren mucho en el tiempo que tardan en expresar la lesión radioinducida. La evolución de la respuesta frente a la radiación depende fundamentalmente de la velocidad con que las células de un tejido se reemplazan y de su dinámica de producción, diferenciación, envejecimiento y pérdida celular.

En la **Tabla 3**, presentada al final del tema, se muestra un resumen de los principales efectos deterministas producidos en diferentes órganos y tejidos del organismo tras exposición aguda a radiación de baja LET. Se indican así mismo las principales causas de los efectos, las dosis umbral y las dosis que dan lugar a efectos deterministas severos.

Una vez descritos los principales efectos deterministas que pueden tener lugar a nivel de tejidos u órganos, vamos a conocer qué efectos se producen a nivel del organismo completo. Cuando se consideran los efectos deterministas a nivel de individuo, hay que diferenciar entre adultos y organismos en desarrollo, ya que la respuesta va a ser diferente entre ellos.

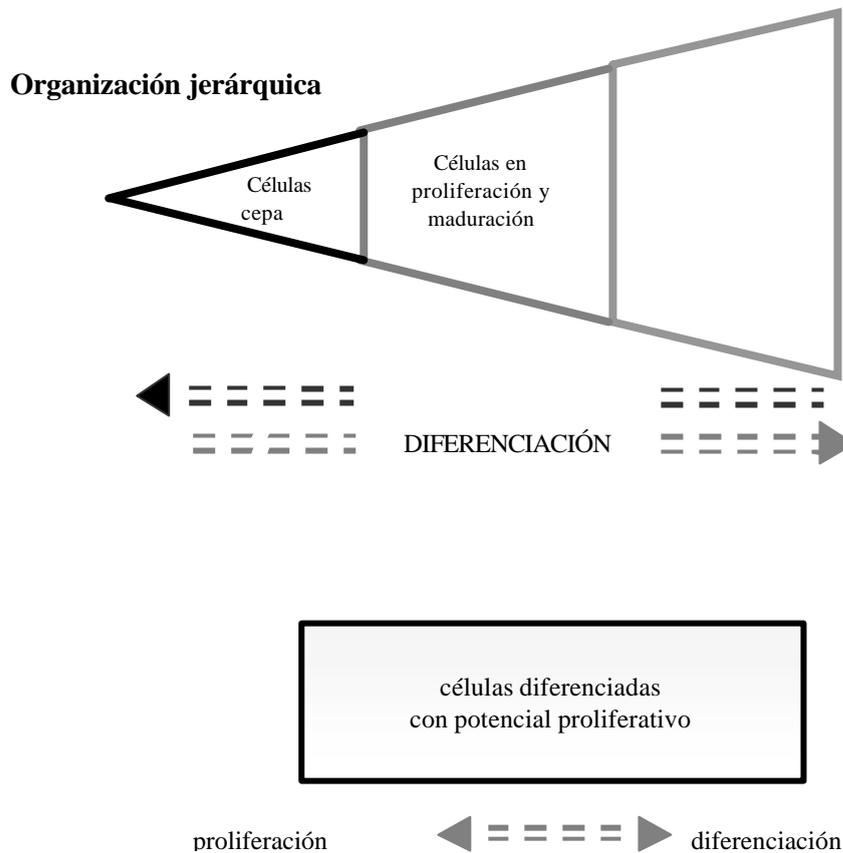


Figura 4. Distintos tipos de organización en los tejidos del organismo.

La respuesta de un organismo adulto a una exposición aguda (en un tiempo corto, del orden de minutos o inferior), que provenga de una fuente externa y que afecte a todo el organismo, produce signos, síntomas y un cuadro clínico variable que se conoce con el nombre de síndrome de irradiación.

Con objeto de poder comparar los efectos letales producidos por diferentes niveles de dosis, se suele utilizar el concepto de dosis letal porcentual en función del tiempo, con una notación de la forma DL 50/30 o DL50/60 que significa la dosis necesaria para producir la muerte al 50% de la población expuesta al cabo de 30 ó 60 días, respectivamente. La DL50/60 está en el orden de los 3-5 Gy para el hombre (irradiación de cuerpo entero), en ausencia de cuidados médicos especiales.

Los efectos que se observan en un individuo adulto después de una irradiación global aguda se pueden diferenciar en tres etapas:

- **Prodrómica:** Comprende los signos y síntomas que aparecen en las primeras 48 horas tras la irradiación y es consecuencia de la reacción del sistema nervioso autónomo. Se caracteriza por náuseas, vómitos, diarreas, cefaleas, vértigo, alteraciones de los órganos de los sentidos, taquicardia, irritabilidad, insomnio, etc. Puede durar desde algunos minutos, hasta varios días.

- Latente: Este periodo se caracteriza por la ausencia de síntomas y varía desde minutos hasta semanas, dependiendo de la dosis recibida.
- De enfermedad manifiesta: Se caracteriza porque aparecen los síntomas concretos de los órganos y tejidos más afectados por la radiación.

En función del órgano que contribuye mayoritariamente a la muerte del individuo, se diferencian tres síndromes post-irradiación:

- Síndrome de la médula ósea. Se produce tras exposición aguda a dosis de entre 3 y 5 Gy. La fase prodrómica aparece a las pocas horas y consiste en vómitos, náuseas y diarreas. La fase latente puede durar entre algunos días y 3 semanas, según la dosis. En la 3ª semana se inicia la enfermedad hematopoyética, con leucopenia y trombopenia muy marcadas. La inmunidad está deprimida, por lo que aparecen infecciones graves. Habrá hemorragias, por trastornos en la coagulación sanguínea, que acentuarán más la anemia debida a la lesión medular. A partir de la 5ª semana se inicia la recuperación si la dosis ha sido inferior a 3 Gy; dosis más altas pueden provocar la muerte en 30-60 días.
- Síndrome gastrointestinal. Se presenta a dosis entre 5 y 15 Gy. La DL100 para el hombre se sitúa entre los 6-10 Gy. La fase prodrómica se produce a las pocas horas de la exposición y se caracteriza por náuseas, vómitos y diarreas muy intensas. La fase latente dura desde el 2º al 5º día después de la irradiación. En la enfermedad manifiesta vuelven a aparecer náuseas, vómitos y diarreas con fiebre. La muerte se puede producir en 10-20 días tras la irradiación. Los síntomas se deben a la lesión del tracto gastrointestinal, y en parte a la lesión de la médula ósea. El intestino delgado pierde su mucosa; existe un cuadro de mala absorción, con pérdida de líquidos, proteínas y electrolitos por vía digestiva, aparece deshidratación y hemorragias intestinales. Se favorece además la infección generalizada producida por los gérmenes habituales del intestino, sobre todo si existe leucopenia por afectación de la médula ósea y depresión inmunitaria.
- Síndrome del sistema nervioso central. Se produce a dosis superiores a 15 Gy. La fase prodrómica aparece rápidamente y su duración es a veces de minutos. Hay náuseas, vómitos y síntomas psíquicos (confusión, irritabilidad, etc.) y neurológicos (disminución de consciencia, quemazón en la piel, etc.). La fase latente dura escasas horas. A las 4-6 horas de la irradiación aparece la fase final con síntomas neurológicos, convulsiones, ataxia, grados progresivos de coma, etc., sobreviniendo la muerte a los 1-5 días después de la irradiación. La causa es un cuadro de hipertensión endocraneal muy fuerte, con edema cerebral, hemorragias y meningitis aséptica por afectación vascular principalmente.

Como se ha comentado anteriormente, la respuesta tras la exposición a radiación de un organismo en desarrollo no es la misma que en el individuo adulto. Los tipos de efectos que puede producir la radiación en embriones y/o fetos son:

- Muerte del organismo en desarrollo.

- Anomalías congénitas que se manifiestan en el nacimiento y que son producidas por efecto de la exposición a radiación en útero.
- Anomalías congénitas que no se manifiestan en el momento del nacimiento sino a edades más avanzadas.

La mortalidad e inducción de anomalías producidas por la exposición a radiación del embrión o feto dependen entre otros factores del momento de la gestación en el que tenga lugar la irradiación. El desarrollo fetal se divide en tres periodos en función de los diferentes tipos de efectos que es probable que ocurran como consecuencia de la exposición a radiación **Figura 5**.

Cuando se produce la fertilización del óvulo comienza una etapa muy activa de división celular. Antes de que el cigoto se implante en la mucosa del útero (etapa de preimplantación) puede producirse una elevada mortalidad, si bien, la irradiación en ese momento del desarrollo no origina una alta incidencia de anomalías congénitas. Una vez que haya tenido lugar la implantación y se inicie la diferenciación celular característica de la fase de la organogénesis, deja de ser probable que se produzca la muerte del embrión, pero sí puede producir anomalías estructurales y deformidades. La irradiación de fetos entre 4 y 11 semanas de gestación puede producir anomalías graves en muchos órganos, especialmente en el sistema nervioso central y esqueleto.

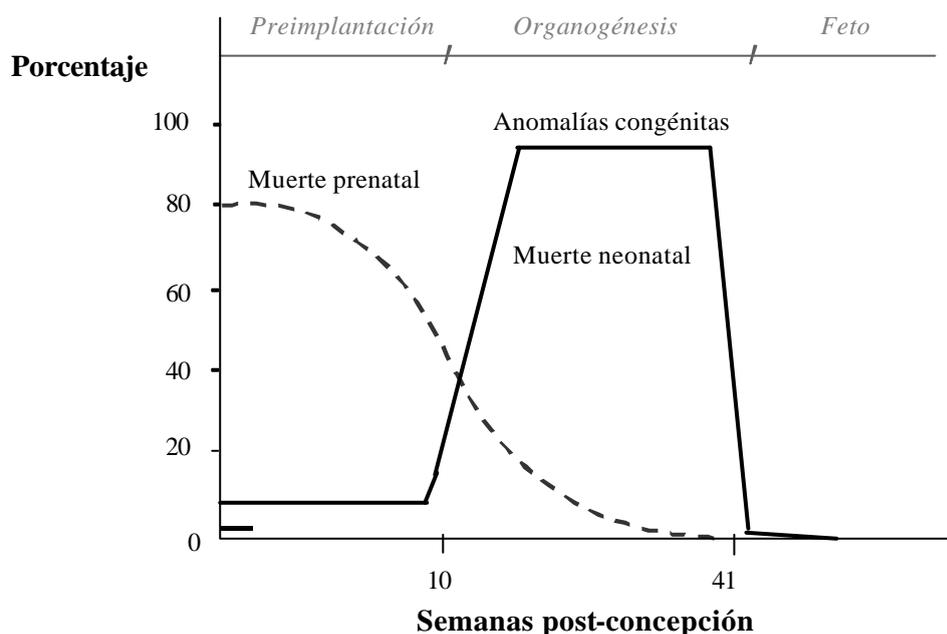


Figura 5. Incidencia de anomalías y muerte prenatal o neonatal en función de la etapa de gestación en la que tiene lugar la irradiación del feto (una dosis de 2 Gy).

La radorresistencia del feto aumenta durante la última fase del desarrollo al incrementarse el número de células diferenciadas y disminuir la actividad mitótica. Como consecuencia, la irradiación del feto a partir de la semana 15 de gestación produce un menor número de anomalías aparentes así como una disminución en la incidencia de muertes tanto prenatales como neonatales. Los efectos más aparentes se manifiestan por microcefalia y disminución del coeficiente de inteligencia **Tabla 4**.

Tabla 4. Efectos de la radiación recibida durante el periodo de gestación.

Periodo de gestación	Riesgo más importante	Dosi
Inicio del embarazo		
	Aborto espontáneo	1,0 Gy
Semana 2		
	Malformaciones en el feto	0,5 Gy
Semana 8		
	Retraso mental	0,4 Gy
Semana 15		
Semana 26		
	Poco riesgo	
Final del embarazo		

3.2. Efectos estocásticos.

Si como consecuencia de la irradiación la célula no muere sino que sufre una modificación en la molécula de ADN, podrán producirse los denominados efectos estocásticos. Estos efectos tienen lugar tras exposiciones a dosis o tasas de dosis bajas de radiación y la probabilidad de que ocurran, pero no su gravedad, aumenta al aumentar la dosis de radiación recibida. La gravedad de estos efectos depende de factores como el tipo de célula afectado y el mecanismo de acción del agente agresor que interviene.

Existe cierta controversia sobre la existencia o no de dosis umbral para los efectos estocásticos. Las organizaciones nacionales e internacionales responsables de dictar las recomendaciones de protección radiológica aceptan que no existe una dosis umbral para el caso de efectos estocásticos, ya que opinan que no se puede descartar, con la información de la que se dispone en la actualidad, que incluso a dosis muy bajas de radiación exista una probabilidad, aunque sea muy pequeña, de que la célula sea modificada.

Los efectos estocásticos pueden ser **hereditarios y somáticos**. Si la célula que ha sido modificada tras la irradiación es una célula somática, el efecto se pondrá de manifiesto en el individuo que ha sido expuesto a la radiación, hablándose en este caso de efectos estocásticos somáticos. Si por el contrario la célula que se ha visto modificada tras la irradiación es una célula germinal, el efecto biológico no se pondrá de manifiesto en el individuo expuesto sino en su descendencia, hablándose en este caso de efectos estocásticos hereditarios.

Antes de describir los principales efectos estocásticos producidos por la radiación, es importante definir que se entiende por dosis y tasas de dosis bajas, ya que este concepto se utilizará con frecuencia en este apartado. En protección radiológica se consideran dosis bajas aquellas que son inferiores a 0,2 Gy y tasas de dosis bajas cuando su valor es inferior a 0,1 mGy min⁻¹.

En el contexto de la radiobiología, una dosis o tasa de dosis baja se refiere a situaciones en las que resulta muy improbable que ocurra más de un evento de absorción de energía de la radiación en las partes críticas de una célula, antes de que puedan actuar en ella los mecanismos de reparación.

3.2.1. Efectos estocásticos somáticos: Desarrollo de cáncer.

El potencial carcinogénico de la radiación ionizante fue reconocido poco tiempo después de que Roentgen descubriera los rayos-X en 1895. En 1902, se describió el primer cáncer inducido por radiación, el cual se caracterizó por un área ulcerada en la piel. En pocos años, se observaron un elevado número de tumores de piel, y la primera leucemia se describió en 1911 en cinco trabajadores expuestos a radiación. Marie Curie y su hija se piensa que murieron por complicaciones de una leucemia inducida por la radiación.

Hoy día se sabe que el efecto estocástico somático de mayor relevancia tras exposición a dosis bajas de radiación es el desarrollo de cáncer. La transición desde una célula normal a una célula maligna es un proceso complejo que implica diversos cambios cuya naturaleza exacta dependerá del tipo de célula, del mecanismo de acción del carcinógeno implicado y del tipo de cáncer que se origine. En medicina se emplea la palabra cáncer para referirse genéricamente a un conjunto de enfermedades con más de cien formas clínicas diferenciadas, de comportamiento biológico y manifestaciones clínicas muy distintas, y que abarcan a su vez más de un millar de variedades histopatológicas.

A pesar de la diversidad, se han desarrollado diversos modelos generales para describir el proceso carcinogénico, siendo el más aceptado actualmente el modelo multietapa. Dicho modelo predice que un cáncer aparece como consecuencia de una serie de sucesos que pueden ser totalmente independientes, pero que con frecuencia están ligados, pudiendo incluso estar mediados por el mismo agente. El modelo multietapa considera que el desarrollo de cáncer tiene lugar en cuatro etapas: iniciación, conversión, promoción y progresión (figura 6).

- Iniciación. Esta etapa implica la inducción de cambios estables o mutaciones, esencialmente irreversibles, en uno o más genes importantes para el control del crecimiento y diferenciación celular, de tal modo que dichos genes ven modificada su función en una dirección que favorece el crecimiento celular (proliferación) o bien que dificulta o impide la diferenciación de las células. No existe umbral para que tenga lugar la etapa de iniciación, la cual puede ocurrir en respuesta a una exposición única al agente iniciador, volviéndose permanente tras un único ciclo mitótico, después del cual es irreversible. Una vez se ha producido el evento iniciador éste se transmite a las células hijas durante las siguientes divisiones celulares. En la actualidad se acepta que el cáncer tiene un origen clonal, es decir, que se inicia a partir de una única célula cepa de los tejidos, que sufre un daño en su ADN.

La iniciación también puede ocurrir en ausencia de mutación. Los mecanismos epigenéticos que intervendrían en este caso aún no han sido caracterizados, pero podrían ser similares a los responsables de los cambios hereditarios estables que aparecen durante la diferenciación celular, proceso por el que las células se especializan para desarrollar funciones específicas. En general, este proceso no implica daño genético y probablemente está mediado por una

combinación de patrones alterados de metilación del ADN y cambios en los factores de transcripción, que darán lugar a patrones alterados de expresión génica.

- **Conversión.** En esta etapa las células pre-neoplásicas se comprometen más en el desarrollo maligno, mediante la acumulación de mutaciones génicas adicionales. Existen cada vez más evidencias que sugieren que la heterogeneidad celular, característica del desarrollo maligno, puede en muchos casos ser consecuencia de la adquisición temprana de mutaciones en genes específicos que desestabilizan el genoma. Ejemplos de eventos de desestabilización del genoma son las mutaciones inducidas en el gen TP53.

La inducción de una alta frecuencia de mutaciones en una etapa temprana del desarrollo tumoral, puede ayudar a que se produzca una gran heterogeneidad celular dentro de una población de células pre-malignas. Dichas células tendrán la capacidad de evadir los controles celulares que actúan restringiendo la proliferación de células aberrantes, las cuales tienden a ser seleccionadas durante la tumorigénesis.

Los mecanismos de conversión todavía no están claros, aunque se sabe que esta etapa puede ocurrir después de una exposición única aguda a un agente conversor y es, generalmente, reversible durante un largo período de tiempo. Muchos agentes conversores aumentan el estrés oxidativo y parece haber una correlación entre su eficacia para convertir y la inducción de aberraciones cromosómicas.

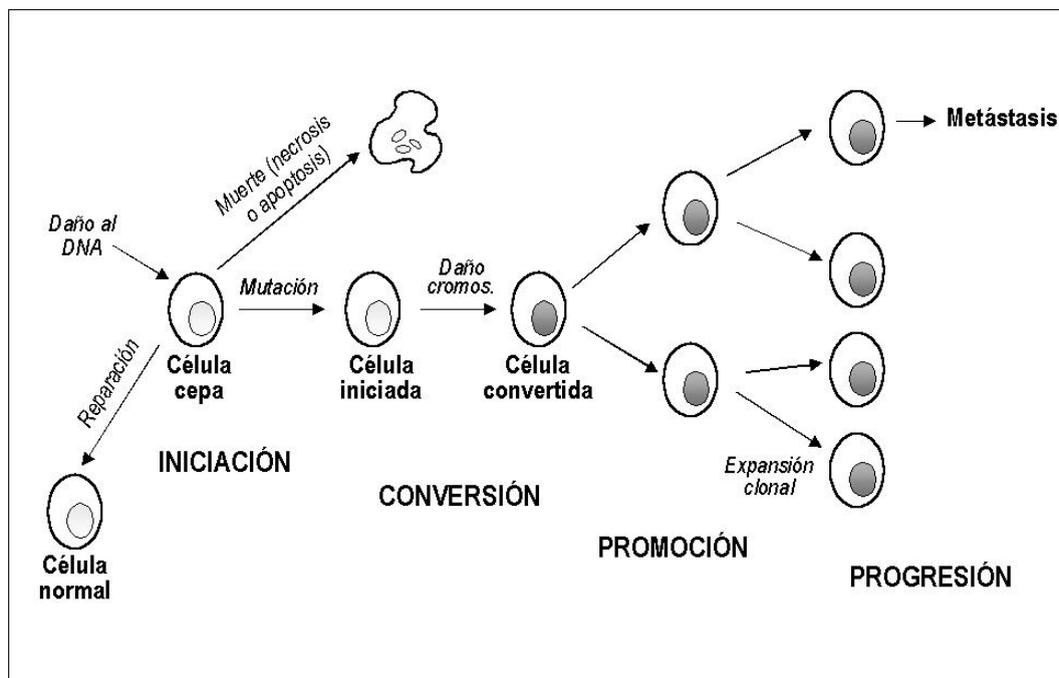


Figura 6. Esquema del proceso carcinogénico según el modelo multietapa.

- **Promoción.** La promoción es un proceso que requiere exposición prolongada o repetida al agente promotor y normalmente es reversible si el daño es eliminado. Existe una dosis umbral del agente por debajo de la cual no tiene lugar la promoción tumoral. En esta etapa, en presencia de agentes promotores, se desencadena una respuesta hiperproliferativa en células

iniciadas y convertidas y en su progenie, formándose una población clonal de células que expresan un fenotipo alterado.

Los agentes promotores van a producir efectos detectables, bien sobre la proliferación celular en sí misma, o sobre procesos que son necesarios para el crecimiento y división celular. A pesar de que existen muchas vías por las que los promotores tumorales pueden afectar la proliferación celular, las mejor caracterizadas son aquéllas en las que el promotor interfiere con los sistemas fisiológicos de control celular.

- Progresión. La progresión es una etapa poco conocida del proceso carcinogénico. Se sabe que es una etapa compleja y multifacética en la que el clon de células preneoplásicas acumula cambios celulares que afectan a la tasa de crecimiento, a la respuesta a factores de proliferación y diferenciación y a la capacidad de invasividad y de metástasis. Tales cambios fenotípicos se postula que son el resultado de mutaciones genéticas adicionales, si bien la naturaleza de estas alteraciones no está tan caracterizada como la de aquéllas que afectan las etapas tempranas de la carcinogénesis. Existen algunos datos sobre mutaciones en genes que codifican proteínas de la membrana celular, viéndose alteradas de esta forma las interacciones de estas células con su entorno.

El desarrollo de cáncer es un proceso complejo en el que pueden intervenir multitud de factores celulares y ambientales. Aunque en la actualidad los mecanismos implicados en cada una de las etapas del proceso carcinogénico no se conocen en su totalidad, se presupone que, si bien la radiación podría actuar en cualquiera de estas etapas, es en la iniciación donde su papel carcinogénico es más relevante.

3.2.2. Efectos estocásticos hereditarios.

Además de inducir cambios neoplásicos en tejidos somáticos, la radiación ionizante puede producir efectos transmisibles (hereditarios) en poblaciones irradiadas, a través de la inducción de mutaciones en el ADN de las células germinales masculinas o femeninas. Estas mutaciones, aunque no tienen consecuencias directas en el individuo expuesto, pueden expresarse en generaciones posteriores como desórdenes genéticos de muy diverso tipo y severidad.

Hasta el momento no se ha demostrado la inducción por radiación de enfermedades genéticas (hereditarias) en poblaciones humanas expuestas a radiación ionizante. Sin embargo, la radiación ionizante es un mutágeno universal y estudios experimentales realizados en plantas y animales demuestran claramente que la radiación puede inducir efectos genéticos; por tanto parece poco probable que los humanos sean una excepción.

La estimación del riesgo de efectos hereditarios en humanos como consecuencia de la exposición a radiación se basa en el marco general de las enfermedades genéticas que ocurren de forma natural y en su clasificación en:

- Mendelianas. Debidas a la mutación en un único gen. Dependiendo de la localización del gen mutado (en autosomas o en el cromosoma X) y de sus efectos en el fenotipo, las enfermedades Mendelianas se clasifican en autosómicas dominantes, autosómicas recesivas, ligadas a X dominantes o recesivas.

- Cromosómicas. Debidas a alteraciones en los cromosomas.
- Multifactoriales, debidas a complejas interacciones entre diversos factores genéticos y ambientales. Incluyen las anomalías congénitas comunes que están presentes en el momento del nacimiento y enfermedades crónicas en adultos.

El objetivo de las estimaciones del riesgo genético, ya sea para enfermedades Mendelianas o multifactoriales, es predecir los efectos de una pequeña dosis de radiación (que causa un aumento en la frecuencia de mutaciones) sobre la incidencia de enfermedades en la población.

Uno de los métodos que ha sido utilizado para la estimación del riesgo es el que se conoce como dosis dobladora. El riesgo se calcula mediante la ecuación:

$$\text{Riesgo por unidad de dosis} = P \times 1/DD \times MC \times PRCF$$

donde P es la frecuencia de base de la enfermedad que se esté considerando, 1/DD es el riesgo relativo de mutación por unidad de dosis, MC es el componente de mutación específico de la enfermedad para la generación de interés y PRCF es el factor de corrección de la recuperabilidad potencial.

La dosis dobladora (DD) se define como la dosis de radiación necesaria para producir tantas mutaciones como las que ocurren espontáneamente en una generación; Se calcula mediante el cociente de la frecuencia espontánea media y la frecuencia inducida media de mutaciones. Hasta 1993, el cálculo de la DD se basaba enteramente en datos de ratón sobre frecuencias de mutación espontáneas e inducidas. En las últimas estimaciones realizadas por UNSCEAR en 2001, utilizan las frecuencias de mutación espontánea en genes humanos y la frecuencia de mutaciones inducidas en genes de ratón (UNSCEAR, 2001).

Para poder extrapolar los datos de efectos hereditarios obtenidos en ratón y otras especies a humanos, es necesario hacer las siguientes presunciones:

- La cantidad de daño genético inducido por un tipo concreto de radiación bajo una serie de condiciones determinadas es la misma en células germinales humanas y en las de las especies estudiadas utilizadas como modelo.
- Los diferentes factores biológicos y físicos afectan a la magnitud del daño de forma similar y en un grado similar en las especies experimentales, a partir de las cuales se realiza la extrapolación, y en humanos.
- A dosis bajas y bajas tasas de dosis de radiación de baja LET hay una relación lineal entre la dosis y la frecuencia de efectos genéticos.

Considerando la frecuencia media de mutación espontánea en humanos ($2,95 \pm 0,64 \cdot 10^{-6}$ por gen por generación) y la frecuencia media de inducción de mutaciones en ratón ($0,36 \pm 0,10 \cdot 10^{-5}$ por locus por Gy), la dosis dobladora resultante es de $0,82 \pm 0,29$ Gy. Utilizándose para las estimaciones de riesgo el valor de 1 Gy.

3.2.3. Magnitudes utilizadas para cuantificar los efectos estocásticos.

La magnitud dosimétrica fundamental utilizada en protección radiológica es la dosis absorbida (D), que es la energía absorbida por unidad de masa, siendo su unidad el julio por kilogramo, que recibe el nombre especial de Gray (Gy).

Se ha observado que la probabilidad de que se produzcan efectos estocásticos depende no sólo de la dosis absorbida sino también del tipo y energía de la radiación que ha dado lugar a dicha dosis. Esto se tiene en cuenta ponderando la dosis absorbida por un factor relacionado con la calidad de la radiación.

Lo que realmente interesa en protección radiológica es la dosis absorbida media en todo el tejido u órgano, ponderada con respecto a la calidad de la radiación. Como ya se ha visto, el factor de ponderación utilizado para este fin se conoce con el nombre de factor de ponderación de la radiación (w_R) y se selecciona en función del tipo y energía de la radiación incidente sobre el cuerpo o, para fuentes internas, en función del tipo y energía de la radiación emitida por la fuente. La dosis ponderada se conoce como **dosis equivalente** (H_T), cuya unidad es el julio por kilogramo y recibe el nombre de Sievert (Sv).

El valor del factor de ponderación de la radiación para un determinado tipo y energía de la radiación ha sido escogido por la ICRP de forma que sea representativo de los valores de eficacia biológica relativa de dicha radiación para inducir efectos estocásticos a dosis bajas. La eficacia biológica relativa (RBE) de una radiación, frente a la de otra, es la relación inversa entre las dosis absorbidas que dan lugar a la aparición del mismo efecto biológico.

La relación entre la probabilidad de aparición de efectos estocásticos y la dosis equivalente también depende del órgano o tejido irradiado. Resulta por tanto apropiado definir otra magnitud, derivada de la dosis equivalente, para expresar la combinación de diferentes dosis equivalentes en distintos tejidos de forma tal que se pueda correlacionar razonablemente con el efecto estocástico total. El factor utilizado para ponderar la dosis equivalente en un tejido u órgano se denomina factor de ponderación del tejido, w_T , y representa la contribución relativa de ese órgano o tejido al detrimento total debido a los efectos estocásticos resultantes de la irradiación uniforme de todo el cuerpo. La dosis equivalente ponderada se denomina **dosis efectiva** (E) y su unidad es el julio por kilogramo y recibe el nombre de Sievert (Sv).

Los valores de los factores de ponderación de la radiación y del tejido dependen de nuestro conocimiento actual de la radiobiología, y podrían cambiar en el futuro.

En el caso de los efectos deterministas, los factores de ponderación de la radiación y del tejido son generalmente inferiores a los estimados para los efectos estocásticos, por lo que su aplicación conduciría a una sobreestimación del efecto determinista a ocurrir. Por ello como ya se ha comentado anteriormente, la magnitud empleada en el caso de efectos deterministas es la dosis absorbida y no la dosis efectiva.

4. FACTORES DE RIESGO DERIVADOS DE LA EXPOSICIÓN A RADIACIÓN IONIZANTE.

Para poder proteger a las personas de los efectos perjudiciales derivados de la exposición a radiación ionizante, es imprescindible conocer, hasta donde la información disponible lo permita, todos los riesgos que supondrían para la salud dichas exposiciones. Todas las actividades humanas acarrearán riesgos aunque algunos de ellos puedan considerarse muy bajos. En otras ocasiones, se aceptan actividades aún sabiendo que implican un riesgo elevado. Lo que sí parece una actitud general es que estamos dispuestos a aceptar un riesgo a cambio de disfrutar de los beneficios de una sociedad moderna, siempre que los riesgos no sean innecesarios o fácilmente evitables. Sin embargo, es difícil establecer qué niveles de riesgo estaría dispuesta a aceptar la sociedad.

Para poder desarrollar un sistema de protección radiológica es necesario un conocimiento cuantitativo de cómo la probabilidad de los efectos estocásticos y la gravedad de los efectos deterministas varían con la dosis. La información más adecuada es la que se obtiene directamente de estudios epidemiológicos sobre los efectos de la radiación en el hombre. Asimismo, se puede obtener información de interés sobre los mecanismos de daño y sobre las curvas dosis-respuesta, de estudios experimentales realizados con sistemas *in vitro* (microorganismos, cultivos celulares) e *in vivo* (animales de laboratorio). Sin embargo, desafortunadamente, la parte de la información experimental que puede aplicarse directamente a la protección radiológica es muy escasa o incluso nula, y en cualquier caso requiere una interpretación muy cuidadosa. Fundamentalmente, la información obtenida en estudios experimentales sirve de apoyo a los datos obtenidos en estudios epidemiológicos.

En lo que respecta al riesgo de desarrollar cáncer tras exposición a radiación ionizante, se dispone de información directa procedente de estudios epidemiológicos realizados en diversas poblaciones entre las que se incluyen los supervivientes de las bombas atómicas de Hiroshima y Nagasaki y personas expuestas a radiación externa o a radionucleidos por motivos médicos u ocupacionales. Estos estudios aportan información cuantitativa sobre el riesgo de cáncer a dosis intermedias y altas. A niveles bajos de exposición, sin embargo, no se pueden obtener estimaciones cuantitativas del riesgo tan fácilmente y es necesario hacer estimaciones mediante extrapolaciones de los datos disponibles a dosis altas.

Las estimaciones actuales del riesgo de cáncer asociado con exposición externa a radiación ionizante de baja LET se realizan en base a los datos obtenidos en el estudio de los supervivientes de las bombas atómicas, al considerarse la muestra más completa. Dicha muestra está compuesta por un número elevado de personas (unas 80.000), de ambos sexos y de todas las edades y que fueron expuestas a un rango de dosis muy amplio, distribuidas de manera bastante uniforme en el organismo expuesto. Sin embargo, hay que tener en cuenta que todas las dosis recibidas por el grupo de estudio japonés se produjeron a muy altas tasas de dosis.

El estudio de los supervivientes de Hiroshima y Nagasaki ha mostrado un aumento significativo en el número de tumores sólidos en personas expuestas a 200-500 mSv de radiación. La forma de la curva dosis respuesta para los tumores sólidos considerados en su conjunto, se ajusta a una función

lineal para dosis de hasta 3 Sv. En el caso de las leucemias, los datos se ajustan mejor a una función lineal-cuadrática.

Si bien para la estimación cuantitativa del riesgo de efectos estocásticos, hasta el momento se han utilizado exclusivamente los datos obtenidos de los supervivientes japoneses, los estudios realizados con pacientes sometidos a irradiación por motivos médicos suponen una valiosa fuente de información y son objeto de estudios continuos. Las estimaciones de riesgo de cáncer realizadas a partir de los datos obtenidos en poblaciones expuestas a radiación por motivos médicos u ocupacionales, rindieron valores de riesgo que concuerdan con los obtenidos a partir de los datos de la población de Hiroshima y Nagasaki. En relación con los estudios de exposición ocupacional, en la actualidad se está realizando un estudio epidemiológico en los trabajadores de distintas empresas de la industria nuclear europeas, coordinado por la IARC (Agencia Internacional de Investigación sobre el Cáncer). De cualquier manera va a ser muy difícil que estudios epidemiológicos permitan conocer cuantitativamente que ocurre tras exposición a dosis muy bajas de radiación, debido al bajo poder estadístico de los resultados de estudios en poblaciones expuestas a dosis bajas.

Además de los resultados de estudios epidemiológicos, son muy numerosos los estudios realizados sobre la inducción de cáncer por radiación en animales de laboratorio. Los resultados de estudios en animales contribuyen a la base de datos de información disponible para estimar los efectos biológicos de dosis bajas de radiación ionizante y la relación dosis-respuesta. Debido a las diferencias de radiosensibilidad existentes entre los animales de experimentación y los humanos, los resultados obtenidos para animales no pueden usarse directamente para obtener estimaciones cuantitativas del riesgo de cáncer en las poblaciones humanas. Sin embargo, los estudios en animales son muy valiosos para determinar la forma de la curva dosis respuesta, así como para examinar los factores biológicos y físicos que pueden influir en la respuesta a la radiación. También son útiles para estudiar como la edad en el momento de la irradiación, la calidad de la radiación o el fraccionamiento pueden influir en el desarrollo del tumor. Los animales de laboratorio tienen la ventaja de que son una población homogénea con variabilidad biológica mínima, pudiéndose eliminar la influencia de factores de confusión. Aunque los estudios con animales de experimentación normalmente utilizan un menor número de individuos que en el caso de estudios epidemiológicos, tienen la ventaja de que se realizan bajo condiciones controladas, con buenas estimaciones de la dosis de radiación y con una tasa de cáncer espontáneo conocida.

En estudios realizados en animales de laboratorio, la menor dosis aguda para la que se ha podido detectar un aumento significativo en la incidencia de cáncer es de 100-200 mGy (baja LET). Es muy probable que los estudios en animales de laboratorio no sean capaces de dar información cuantitativa sobre la incidencia de cáncer radioinducido para dosis menores de 100 mGy.

La ICRP asume que la relación dosis efecto es lineal para dosis bajas y que no existe dosis umbral para la aparición de efectos estocásticos.

Otra dificultad importante en la interpretación de los datos epidemiológicos es la estimación del número de efectos estocásticos todavía por aparecer en la población japonesa. Para el caso de las leucemias esta dificultad no existe porque la tasa de aparición de nuevos casos en esta población se ha reducido hasta alcanzar, o situarse próxima, a la tasa esperada en la población control. Para el total de los otros cánceres, la tasa sigue estando incrementada y, en el estudio japonés, todavía

crece en gran parte debido al aumento de mortalidad en los individuos expuestos cuando eran niños. Por tanto, para poder determinar el riesgo durante toda la vida de una población expuesta, es necesario proyectar la frecuencia de inducción del exceso de cánceres detectados en el período de observación, a lo largo de toda la vida de la población, para lo que se utilizan modelos matemáticos conocidos como modelos de proyección del riesgo. Adicionalmente, ha sido necesario transferir los datos obtenidos en la población japonesa de la posguerra a otras poblaciones del mundo, aplicando modelos de transferencia del riesgo.

Todo lo comentado anteriormente pone de manifiesto que en la estimación del riesgo de cáncer derivado de la exposición a radiación se introducen un gran número de incertidumbres al no existir suficientes datos epidemiológicos. Por este motivo, y también porque la ICRP estima el riesgo para poblaciones representativas con patrones de exposición definidos, se utiliza el término **coeficiente nominal de probabilidad de muerte** al referirse a la probabilidad estimada de un cáncer mortal por unidad de dosis efectiva. Esto es aplicable a dosis bajas a cualquier tasa de dosis y a dosis altas con tasas de dosis bajas.

Para obtener los valores de este coeficiente nominal de la probabilidad, la ICRP ha utilizado en el pasado la probabilidad de inducción de un cáncer mortal sin incorporar ningún elemento que diera cuenta de la reducción de dicha probabilidad debida a otras causas de muerte alternativas. Si se utiliza el modelo de proyección del riesgo multiplicativo, en lugar del aditivo, tal corrección es imprescindible, y de hecho, la ICRP si que la emplea en la actualidad para obtener los valores de los coeficientes de probabilidad. Aunque existen diferencias entre sexos y entre poblaciones con distintas tasas de mortalidad específicas a cada edad, dichas diferencias no son lo suficientemente grandes como para exigir el uso de distintos coeficientes nominales de probabilidad. No obstante, sí se introduce una pequeña diferencia entre los coeficientes nominales de probabilidad aplicables a los trabajadores y a la población en general, ya que el rango de edad de las poblaciones que componen uno y otro colectivo son diferentes **Tabla 5**.

Tabla 5 Coeficientes nominales de probabilidad de efectos estocásticos (ICRP-60).

Población expuesta	Detrimiento ($\times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$)*			
	Cáncer mortal**	Cáncer no mortal	Efectos hereditarios graves	Total
Trabajadores	4,0	0,8	0,8	5,6
Público general	5,0	1,0	1,3	7,3

* Valores redondeados. ** Para cánceres mortales, el coeficiente de detrimento es igual al de probabilidad. En relación con los cánceres inducidos por exposición prenatal, éstos van a depender del momento de la gestación en el que se produzca la exposición. Así, durante el periodo comprendido entre las tres semanas de la concepción hasta finales de la gestación (período de elevada radiosensibilidad), es probable que la exposición a la radiación pueda provocar efectos estocásticos que den como resultado un aumento en la probabilidad de cáncer en el nacido vivo. Los datos disponibles no son consistentes y existe un alto grado de incertidumbre. No obstante la ICRP supone que el coeficiente nominal de probabilidad de muerte será, como mucho, unas pocas veces superior al de la población en general.

Tabla 3. Resumen de las consecuencias, dosis y causas de los principales efectos deterministas (radiación de baja LET y exposición aguda)

Tejido	Efecto	Periodo de latencia aproximado	Umbral aproximado (Gy)	Dosis que producen efectos severos	Causa
Sistema hematopoyético	Infecciones Hemorragias	2 semanas	0,5	2,0	Leucopenia Plaquetopenia
Sistema Inmune	Inmunosupresión	Algunas horas	0,1	1,0	Linfopenia
Sistema gastrointestinal	Infección sistémica Deshidratación Desnutrición	1 semana	2,0	5,0	Lesión del epitelio intestinal
Piel	Descamación	3 semanas	3,0	10,0	Daño en la capa basal
Testículo	Esterilidad	2 meses	0,2	3,0	Aspermia celular
Ovario	Esterilidad	< 1 mes	0,5	3,0	Muerte interfásica del oocito
Pulmón	Neumonía	3 meses	8,0	10,0	Fallos en la barrera alveolar
Cristalino	Cataratas	> 1 año	0,2	5,0	Fallos en la maduración
Tiroides	Deficiencias metabólicas	< 1 año	5,0	10,0	Hipotiroidismo
Sistema nervioso central	Encefalopatías y mielopatías	Muy variable según dosis	15,0	30,0	Demielinización y daño vascular

TEMA 8

PROTECCIÓN CONTRA LAS RADIACIONES IONIZANTES

1. CONCEPTO Y OBJETIVOS

2. EL SISTEMA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

2.1. JUSTIFICACIÓN.

2.2. OPTIMIZACIÓN

2.3. LIMITACIÓN DE LA DOSIS INDIVIDUAL

3. MEDIDAS BÁSICAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

4. ORGANISMOS INTERNACIONALES RELACIONADOS CON LA SEGURIDAD NUCLEAR Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

4.1. ORGANISMO INTERNACIONAL DE ENERGÍA ATÓMICA (OIEA)

4.2. AGENCIA PARA LA ENERGÍA NUCLEAR (AEN)

4.3. COMISIÓN INTERNACIONAL DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA (ICRP)

4.4. COMISIÓN INTERNACIONAL DE UNIDADES RADIOLÓGICAS (ICRU)

4.5. ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD (OMS)

4.6. COMUNIDAD EUROPEA DE LA ENERGÍA ATÓMICA (EURATOM)

5. ORGANISMOS NACIONALES RELACIONADOS CON LA PROTECCION RADIOLÓGICA

1. CONCEPTO Y OBJETIVOS

La protección radiológica tiene por finalidad la protección de los individuos, de sus descendientes y de la humanidad en su conjunto, de los riesgos derivados de aquellas actividades que debido a los equipos o materiales que utilizan suponen la presencia de radiaciones ionizantes.

Hemos visto que los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes se clasifican, en la práctica, en efectos biológicos probabilísticos o estocásticos y deterministas. Son efectos estocásticos aquellos cuya probabilidad de aparición es función de la dosis, pero no así su gravedad, que es independiente de la dosis recibida. Son efectos no estocásticos o deterministas, aquellos cuya gravedad sí es función de la dosis, de forma que de no superarse una dosis umbral, es muy improbable que se produzcan.

El organismo internacional encargado de dictar la filosofía general de protección radiológica es la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP).

Como consecuencia del estado actual de conocimientos de los efectos biológicos de la radiación, la ICRP considera que el objetivo principal de la protección radiológica es evitar la aparición de efectos biológicos no estocásticos o deterministas y limitar al máximo la probabilidad de aparición de los estocásticos.

Para alcanzar este objetivo principal, la ICRP en su publicación nº 60 propone la adopción del Sistema de Protección Radiológica, basado en tres principios generales. Dichas recomendaciones han sido recogidas en la legislación española (Reglamento de protección sanitaria contra las radiaciones ionizantes).

En la práctica, la Protección Radiológica tiene como objetivos prevenir la incidencia de los efectos deterministas (no estocásticos) y limitar la probabilidad de aparición de los efectos estocásticos a niveles que se consideren aceptables, por comparación con los riesgos que implican otras actividades humanas; así como asegurar que las actividades que implican exposición de los individuos a las radiaciones, estén justificadas.

En general, para conseguir estos objetivos, toda actividad o práctica que implique un riesgo derivado de las radiaciones ionizantes deberá atenerse a los tres principios generales del "Sistema de Protección Radiológica" establecido por la ICRP:

1. Toda práctica con radiaciones ionizantes deberá ser justificada, esto es, deberá suponer un beneficio suficiente en relación con el detrimento que supone. (JUSTIFICACIÓN)
2. Las dosis individuales, el número de personas y las probabilidades de que se produzcan exposiciones potenciales, deberán mantenerse en el valor más bajo que sea razonablemente posible, teniendo en cuenta factores económicos y sociales, principio conocido como concepto OPTIMIZACIÓN ó ALARA (As Low As Reasonably Achievable)]

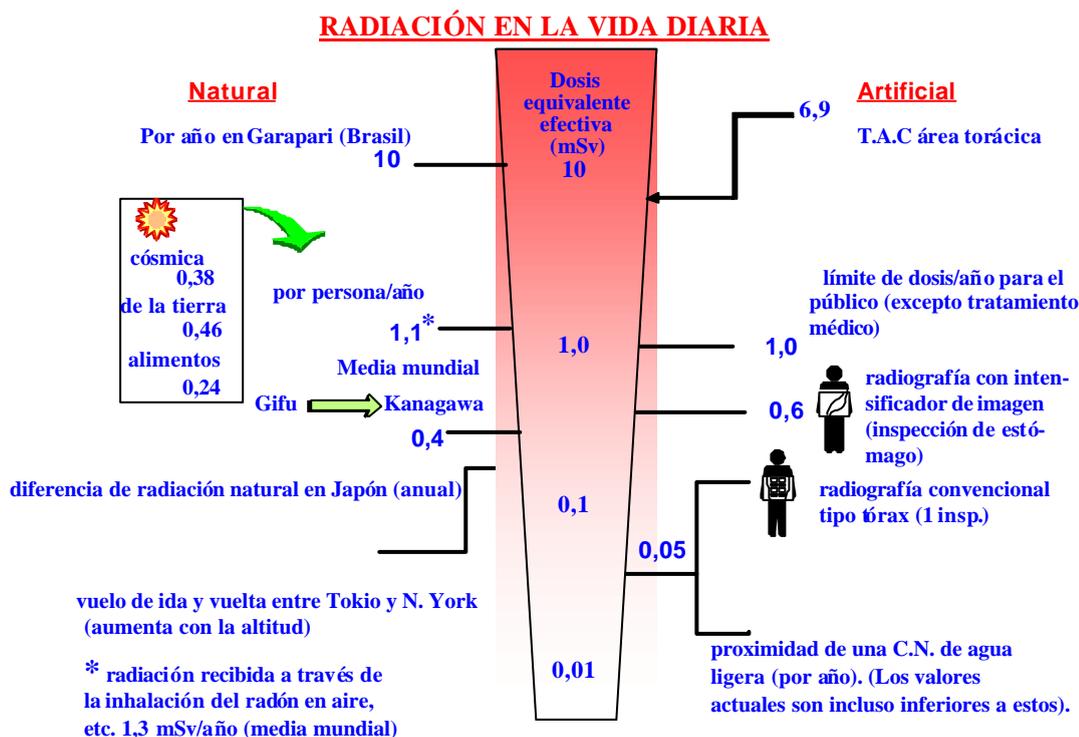
3. La suma de las dosis recibidas por los individuos procedentes de todas las prácticas pertinentes no debe exceder los límites establecidos para cada circunstancia. (LIMITACIÓN DE DOSIS Y DE LOS RIESGOS)

Los principios 1 y 2 se aplican a todas las exposiciones que resulten de las prácticas que impliquen un riesgo derivado a las radiaciones ionizantes, incluidas las exposiciones médicas. El principio 3 no se aplica a las siguientes exposiciones:

- exposiciones de personas en el marco de su diagnóstico o tratamiento médico.
- la exposición deliberada y voluntaria de personas, cuando ello no constituya parte de su ocupación, para ayudar o aliviar pacientes en diagnóstico o tratamiento médico.
- La exposición de voluntarios que participan en programas de investigación médica o biomédica.

La ICRP-60, además, se refiere a las intervenciones recomendando la aplicación de los siguientes principios generales:

- a) cualquier intervención debe garantizar que la reducción del detrimento exceda al daño y coste social de la intervención.
- b) la escala y duración de la intervención debe ser tal que el beneficio neto de la reducción en la dosis, menos el coste de la intervención debe ser tan grande como razonablemente se pueda alcanzar.



2. EL SISTEMA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

De acuerdo con lo dicho antes, el sistema de protección radiológica se basa en tres principios: justificación, optimización y limitación de la dosis y los riesgos.

2.1. Justificación.

La justificación de una práctica de la que se derive exposición a las radiaciones debe hacerse mediante un análisis coste-beneficio. Se considera que los costes incluyen todos los aspectos negativos de la actividad, como los daños a la salud o al medio ambiente. En cuanto a los beneficios, deben incluirse todos los que benefician a la sociedad y no solamente a un grupo o un individuo.

En ciertas circunstancias se pueden cuantificar los beneficios, pero cuando éstos constituyen la satisfacción de deseos, la cuantificación se hace tan difícil como la de los costes "intangibles" que se derivan de una actividad no deseada. Ello hace necesario, en algunos casos, la consideración de juicios de valor (subjetivos) a la hora de justificar la actividad.

El beneficio neto, B, de una actividad se define mediante la expresión:

$$B = V - (P + X + Y)$$

en la que:

V = valor bruto de la actividad.

P = coste de producción (incluye costes de protección contra riesgos no radiológicos).

X = coste de la protección radiológica.

Y = coste para la sociedad del detrimento radiológico de la salud.

Y es proporcional a la dosis efectiva colectiva, de forma que si denominamos α al factor de proporcionalidad, tenemos que:

$$Y = \alpha \cdot S_E$$

donde S_E es la dosis efectiva colectiva, que se define como "la suma de las dosis efectivas ocasionadas por una instalación o actividad sobre la población o grupo de población", se expresa en Sv. persona.

α es el valor monetario que se establece para cada Sievert. Aunque es difícil, existen diversos métodos para estimar el valor de α , atendiendo a razones económicas y sociales de cada país. En general, son las autoridades competentes quienes definen este valor.

El principio de justificación sopesa los costes y los beneficios. No se puede rechazar a priori una actividad con radiaciones ionizantes porque presente riesgos, pero tampoco se puede realizar una actividad con radiaciones simplemente porque suponga beneficios. No se autorizará una actividad, o la

modificación de una actividad, si su balance coste-beneficio es negativo.

2.2. Optimización.

La optimización de una práctica con radiaciones consiste en la aplicación del concepto ALARA, ya expresado.

El análisis coste-beneficio trata de conseguir que el daño ocasionado por la actividad sea lo suficientemente bajo como para que cualquier coste adicional de protección sea superior a los beneficios que reporta. En este sentido, más que la consideración del beneficio total de la actividad se trata de considerar el cambio en el beneficio que supone desarrollar la actividad a una cota de dosis u otra, es decir, adoptar unas medidas de protección u otras.

Se puede considerar optimizada la protección radiológica, cuando la suma del coste de la protección, X, y del detrimento radiológico, Y, sea mínima, o lo que es igual, cuando el coste de cualquier medida de protección radiológica adicional, sea mayor que el valor de la reducción del detrimento que con ella se conseguiría.

2.3. Limitación de la dosis individual.

La limitación de la dosis es el requisito que se establece para asegurar una protección adecuada, incluso para las personas más expuestas. Los límites que se establecen representan los valores inferiores de la dosis efectiva y de la dosis equivalente que no deben ser sobrepasados en las circunstancias en las que las personas se ven implicadas.

El sistema de limitación de dosis tiene en cuenta tanto los efectos estocásticos como los no estocásticos o deterministas. Además, se establecen límites tanto para el trabajador expuesto como para los miembros del público en general. Estos límites no tienen en cuenta las dosis resultantes del fondo radiactivo natural ni las debidas a exposiciones médicas. Los límites actualmente vigentes están establecidos en el Reglamento de Protección Sanitaria contra las Radiaciones Ionizantes, que se estudiará más adelante.

3. MEDIDAS BÁSICAS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Los riesgos de irradiación a que están sometidos los individuos se reducen aplicando las siguientes medidas generales de protección :

- **distancia** : aumentando la distancia entre el operador y la fuente de radiaciones ionizantes, la exposición disminuye en la misma proporción en que aumenta el cuadrado de la distancia. En muchos casos bastará con alejarse suficientemente de la fuente de radiación para que las condiciones de trabajo sean aceptables.
- **tiempo** : disminuyendo el tiempo de operación todo lo posible, se reducirán las dosis. Es importante que las personas que vayan a realizar operaciones con fuentes de

radiación estén bien adiestradas, con objeto de invertir el menor tiempo posible en ellas.

- **blindaje** : en los casos en que los dos factores anteriores no sean suficientes, será necesario interponer un espesor de material absorbente, blindaje, entre el operador y la fuente de radiación. Según sea la energía y tipo de la radiación, será conveniente utilizar distintos materiales y espesores de blindaje.

4. ORGANISMOS INTERNACIONALES RELACIONADOS CON LA SEGURIDAD NUCLEAR Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

La organización más veterana relacionada con la Protección Radiológica es la **Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP)**, anteriormente mencionada. De ella dependen cuatro Comités dedicados a:

- Efectos de las radiaciones.
- Definición de límites secundarios de dosis.
- Protección Radiológica en medicina.
- Implantación de las recomendaciones que ella formula.

La ICRP es una organización autónoma cuyos miembros lo son a título personal por su excelencia científica en varios campos de interés en radioprotección, emite recomendaciones que son recibidas por los organismos competentes nacionales e internacionales.

La trascendencia práctica a nivel mundial de las funciones que relacionan dosis con efectos, fue percibida por la Asamblea General de las Naciones Unidas que, decidió en 1955 crear el **Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas (UNSCEAR)**.

Este Comité considera la información científica disponible y apoyada en las conclusiones de revisiones y congresos de organismos y comités nacionales e internacionales relacionados, confecciona y presenta a la Asamblea General un análisis exhaustivo que contiene, entre otras cosas, las relaciones dosis-efecto que son la base de la limitación de dosis y riesgos.

Estas evaluaciones de UNSCEAR contribuyen esencialmente al trabajo de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP).

El **Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA)** tiene como misión el desarrollo de Normas y Guías que, conteniendo esencialmente las recomendaciones de la ICRP, hayan alcanzado un consenso internacional. Este consenso no es solo entre países, sino también con otras organizaciones de Naciones Unidas, como la Organización Mundial de la Salud o la Organización Internacional del Trabajo.

La **Union Europea (UE)**, en el tratado **EURATOM**, establece la normativa sobre Protección Radiológica, que es exigida a los Estados Miembros de la UE, los cuales posteriormente, realizan la transposición de la misma a sus respectivas legislaciones..

5. ORGANISMOS NACIONALES RELACIONADOS CON LA PROTECCION RADIOLOGICA

Administración Central del Estado

De los órganos de la Administración en España, el Ministerio de Economía, tiene especial significación en todo lo relacionado con el uso de las radiaciones ionizantes. Concretamente, la Dirección General de Política Energética y Minas es la responsable de otorgar las autorizaciones de las instalaciones radiactivas y elaborar el Registro de instalaciones de Rayos X con fines de diagnóstico médico.

Otros Ministerios, como el de Medio Ambiente, tienen también competencias en las evaluaciones de impacto ambiental.

Existen competencias transferidas a las Comunidades Autónomas.

El Consejo de Seguridad Nuclear.

Creado en la ley 15 /1980. El Consejo de Seguridad Nuclear es el único Organismo competente en materia de Seguridad Nuclear y Protección Radiológica en España.

TEMA 9

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OPERACIONAL

ÍNDICE:

1.- INTRODUCCIÓN: PRÁCTICAS E INTERVENCIONES

2.- CONCEPTOS BÁSICOS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA (PR)

3.- PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OPERACIONAL DE LOS TRABAJADORES EXPUESTOS (TE)

4. PREVENCIÓN DE LA EXPOSICIÓN:

- 4.1 - Clasificación y señalización de zonas
- 4.2. - Clasificación de trabajadores expuestos.
- 4.3. - Información y formación
- 4.4.- Condiciones básicas de PR para la correcta operación de las Instalaciones Radiactivas

5. EVALUACIÓN DE LA EXPOSICIÓN

- 5.1. - Vigilancia del ambiente de trabajo
- 5.2. - Vigilancia individual de la exposición.
- 5.3. - Registro y notificación

6. VIGILANCIA SANITARIA DE LOS TRABAJADORES EXPUESTOS

7. NORMAS DE APLICACIÓN A LAS PERSONAS EN FORMACIÓN O ESTUDIANTES

8.- MEDIDAS DE PROTECCIÓN PARA LOS MIEMBROS DEL PÚBLICO EN CIRCUNSTANCIAS NORMALES

8.- INSPECCIÓN Y SANCIONES

9.- BLINDAJES

1. INTRODUCCIÓN: PRÁCTICAS E INTERVECIONES

La protección radiológica surge de la necesidad de proteger a los individuos, sus descendientes y el medio ambiente de los efectos nocivos de las radiaciones ionizantes. Las normas relativas a la protección de los trabajadores y de los miembros del público que resulten de la ejecución de actividades que incluyan exposiciones a las radiaciones ionizantes se desarrollan en el Reglamento de Protección Sanitaria contra las Radiaciones Ionizantes (RPSRI) aprobado por el Real Decreto, 783/2001. Este reglamento es de aplicación en todas las prácticas que impliquen un riesgo derivado del uso de las radiaciones ionizantes. Asimismo, será de aplicación en las intervenciones en caso de emergencia o exposición perdurable.

Prácticas que incluyen el uso o explotación de las propiedades de la radiación ionizante

Las prácticas que implican un riesgo derivado de las radiaciones ionizantes que proceden de una fuente artificial o bien de una fuente natural de radiación procesada por sus propiedades, son:

- a) La producción, tratamiento, manipulación, utilización, posesión, almacenamiento, transporte, movimiento y eliminación de sustancias radiactivas y la explotación de minerales radiactivos.
- b) La operación de todo equipo eléctrico que contengan componentes que funcionen a una diferencia de potencial superior a 5 kV.
- c) La comercialización de fuentes radiactivas y la asistencia técnica de equipos que incorporen fuentes o sean productores de radiación.

Las autoridades podrán considerar como práctica con riesgo de exposición a radiación ionizante cualquier otra actividad, previo informe del CSN, cuando lo consideren oportuno.

Fuentes naturales de radiación ionizante

Las actividades laborales en las que exista riesgo de exposición debido a fuentes de radiación naturales deberán disponer de estudios a fin de determinar si existe un incremento significativo de la exposición de los trabajadores o los miembros del público. Estos estudios se remitirán al CSN, quien identificará las actividades que deben estar sujetas a control, estableciendo las acciones correctoras y medidas de protección.

Entre las actividades sometidas a dicha revisión se encuentran:

- Actividades en establecimientos termales, cuevas, minas, lugares subterráneos o donde los trabajadores o, en su caso, los miembros del público puedan estar expuestos a la inhalación de los descendientes del radón o torón o a la radiación gamma o a cualquier exposición.
- Actividades que implique almacenamiento o manipulación de materiales o residuos no

considerados radiactivos que contengan radionucleidos naturales que puedan provocar un incremento significativo de la exposición a los trabajadores o miembros del público.

- Actividades que impliquen exposición a la radiación cósmica durante operaciones de aeronaves.

Las compañías aéreas tendrán que considerar programas de protección radiológica cuando las exposiciones a la radiación cósmica del personal de tripulación pueda resultar en una dosis superior a 1 mSv por año oficial.

Sin embargo, la exposición a radón en viviendas o a los niveles naturales de radiación, es decir, la exposición debida a los radionucleidos contenidos en el cuerpo humano, los rayos cósmicos o los radionucleidos presentes en la corteza terrestre no alterada no están sometidos a las normas de protección radiológica operacional desarrolladas en este capítulo y que se recogen en el reglamento.

Intervenciones

En el caso de las intervenciones, se tendrá en cuenta que cualquier intervención deberá estar justificada y optimizada. El CSN establecerá los niveles de exposición de **emergencia** pudiendo ser superiores a los límites establecidos en el Reglamento para salvar vidas humanas y solamente a cargo de personal voluntario debidamente informado de los riesgos de su intervención. Este personal deberá, además, someterse a control dosimétrico y vigilancia especial sanitaria.

En caso de intervención en **exposición perdurable**, serán de aplicación los límites establecidos en el Reglamento a los trabajadores que realicen las intervenciones.

2. CONCEPTOS BÁSICOS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Los principios generales de protección radiológica que establece el RPSRI son:

- El número de personas expuestas a las radiaciones ionizantes será el menor posible.
- La limitación de las dosis individuales y colectivas que resulten de exposiciones controlables, excluidas las debidas a tratamientos médicos y exposiciones voluntarias para ayudar a pacientes o participar en programas de investigación médica o biomédica, debe estar basada en los principios recomendados por la ICRP sobre la justificación, optimización y limitación de la dosis.
- Toda exposición a las radiaciones ionizantes, incluidas las debidas a examen y tratamiento médico, deberá aplicar los principios de justificación y optimización.

- La aplicación de estos principios en el ámbito de una instalación será responsabilidad del titular de la instalación.

El reglamento clasifica a las personas en distintos grupos y establece las medidas de protección adecuadas para cada grupo.

Clasificación a las personas en función de los riesgos a las radiaciones ionizantes:

- **Trabajador expuesto (TE).**
- **Personas en formación y estudiantes.**
- **Miembros del público.**
- **Población en su conjunto.**

Se considera **trabajador expuesto**, a aquellas personas sometidas a una exposición a causa de su trabajo derivada de las prácticas a las que se refiere el reglamento que pudieran entrañar dosis anuales superiores a alguno de los límites de dosis fijados para los miembros del público.

Las **personas en formación o estudiantes** son aquellas personas que, no siendo trabajadores expuestos, reciben formación o instrucción en el seno o fuera de la empresa para ejercer un oficio o profesión, relacionada indirecta o directamente con actividades que pudieran implicar exposición a las radiaciones ionizantes.

Se considera como **“miembro del público”** a cualquier individuo de la población considerado aisladamente, con exclusión explícita de los trabajadores expuestos y estudiantes durante sus horas de trabajo habitual y las personas sometidas a exposición por tratamientos médicos y exposiciones voluntarias para ayudar a pacientes o participar en programas de investigación médica o biomédica.

Población en su conjunto es la colectividad formada por los trabajadores expuestos, los estudiantes, las personas en formación y los miembros del público.

El reglamento establece los límites de dosis autorizados para cada grupo, tal como se muestran en la **Tabla 1**.

Tabla 1: Límites establecidos en el RPSRI

	DOSIS EFECTIVA	DOSIS EQUIVALENTE
TRABAJADORES EXPUESTOS	100 mSv/5 años oficiales (50 mSv/año oficial)	Cristalino: 150 mSv/ año oficial - Piel: 500 mSv/ año oficial ** - Manos, antebrazos, pies y tobillos: 500 mSv/ año oficial
PÚBLICO	1 mSv/año oficial *	- Cristalino: 15 mSv/ año oficial - Piel: 50 mSv/ año oficial
ESTUDIANTES	Mayores de 18 años: Límites de los TE	
	Entre 16 y 18 años: 6 mSv/año oficial; Cristalino: 50 mSv/año** ; piel, manos, etc.: 150 mSv/año	
	Otros: Límite de los Miembros del público	

*En circunstancias especiales, el Consejo de Seguridad Nuclear podrá autorizar un valor más elevado en un único año oficial, siempre que el promedio durante cinco años oficiales consecutivos no sobrepase 1 mSv por año oficial.

** Este límite se aplicará a la dosis promediada sobre cualquier superficie de 1 cm², con independencia de la zona expuesta.

TRABAJADORES EXPUESTOS	
EMBARAZADAS	1 mSv/durante el embarazo (protección del feto como Miembro del Público)
MUJERES EN PERÍODO DE LACTANCIA	No se le asignarán puestos de trabajo con un riesgo significativo de contaminación radiactiva.
EXPOSICIONES ESPECIALMENTE AUTORIZADAS	Autorizada sólo si las exposiciones están limitadas en el tiempo, se circunscriben a determinadas zonas de trabajo y no superan los límites establecidos por el CSN en cada caso: Sólo podrán participar: <ul style="list-style-type: none"> · TE categoría A · Nunca mujeres embarazadas o lactantes · Nunca estudiantes

3. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA OPERACIONAL DE LOS TRABAJADORES EXPUESTOS

La protección de los trabajadores expuestos en la ejecución de las prácticas, se basa en las siguientes medidas:

- Evaluación previa de las condiciones laborales para determinar la naturaleza y magnitud del riesgo radiológico y asegurar la aplicación del principio de optimización.
- Clasificación de los lugares de trabajo en diferentes zonas teniendo en cuenta: la evaluación de las dosis anuales previstas, el riesgo de dispersión de la contaminación y la probabilidad de magnitud de exposiciones potenciales.
- Clasificación de los trabajadores expuestos en diferentes categorías según sus condiciones de trabajo.
- Aplicación de las normas y medidas de vigilancia y control en las diferentes zonas y a las distintas categorías de trabajadores expuestos, incluida en su caso, la vigilancia individual.
- Vigilancia sanitaria.

En régimen normal de trabajo, las dosis recibidas serán lo más bajas posible y en todo caso inferiores a los límites.

Una de las medidas importantes en la prevención de los riesgos radiológicos es la **formación previa de los trabajadores expuestos**.

4. - PREVENCIÓN DE LA EXPOSICIÓN

4.1 Clasificación y señalización de zonas

A efectos de protección radiológica, se identificarán y delimitarán todos los lugares de trabajo en los que exista la posibilidad de recibir **dosis efectivas superiores a 1 mSv por año oficial o una dosis equivalente superior a 1/10 de los límites de dosis para el cristalino, la piel y las extremidades** establecidos en el RPSRI, y se establecerán las medidas de protección radiológica aplicables. Dichas medidas deberán adaptarse a la naturaleza de las instalaciones y de las fuentes, así como a la magnitud y naturaleza de los riesgos. El alcance de los medios de prevención y vigilancia, así como su naturaleza y calidad, deberán estar en función de los riesgos vinculados a los trabajos que impliquen una exposición a las radiaciones ionizantes.

Se define una zona radiológica con riesgo de irradiación externa, cuando en esta zona es posible recibir

una irradiación del organismo por una fuente emisora de radiaciones ionizantes externa al mismo. Se define una zona radiológica con riesgo de contaminación radiactiva, cuando en esta zona se considera que existe la probabilidad de que exista una sustancia radiactiva indeseable, esta sustancia puede estar depositada en un medio material (contaminación superficial), en el aire (contaminación ambiental) o en las personas (contaminación personal).

La protección contra el riesgo de contaminación consistirá en el aislamiento y confinamiento de las fuentes no encapsuladas (barreras de ingeniería, sistemas de ventilación, celdas de aislamiento como las cajas estancas con accesos provistos de guantes, vitrinas especiales con métodos de extracción de aire, etc.). Cuando no es posible confinar dichas fuentes hay que protegerse del contacto con ellas. Para trabajar en zonas contaminadas, en función de las características de la contaminación se emplean medios de protección personal: usos de equipos de protección, protección respiratoria y vestuario especial.

Los lugares de trabajo se clasificarán, en función del riesgo de exposición a las radiaciones ionizantes en distintas zonas. La clasificación de los lugares de trabajo deberá estar siempre actualizada, delimitada y debidamente señalizada de acuerdo con el riesgo existente. El acceso estará limitado a personas autorizadas al efecto.

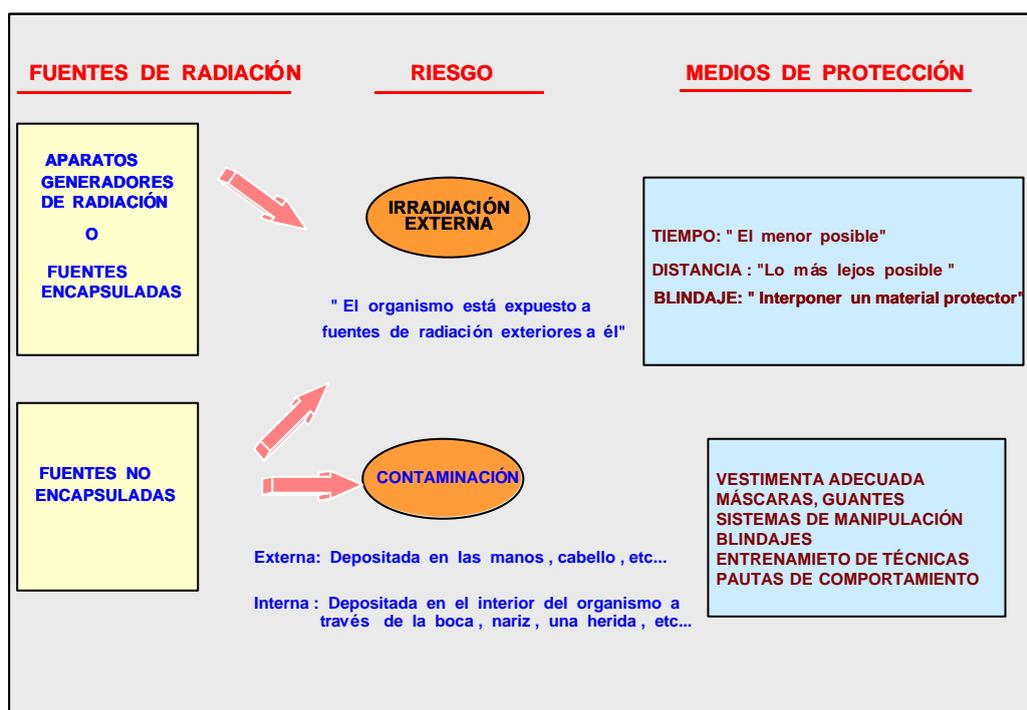


Figura 1: Riesgos de las fuentes de radiación y los medios básicos de protección radiológica.

La clasificación de los lugares de trabajo se realiza en función del riesgo de exposición y teniendo en cuenta la probabilidad y magnitud de las exposiciones potenciales, en las siguientes zonas **Figura.2:**

ZONA VIGILADA: es aquella en la que, no siendo controlada, **existe la posibilidad** de recibir **dosis efectivas superiores a 1mSv por año oficial** o **una dosis equivalente superiora 1/10 de los límites de dosis equivalentes para el cristalino, la piel y las extremidades**, según se establece en los límites de dosis fijados en el RPSRI.

ZONA CONTROLADA: es aquella en la que **existe la posibilidad** de recibir una **dosis efectiva superior a 6 mSv/año oficial** o una **dosis equivalente superior a 3/10 de alguno de los límites para el cristalino, la piel y las extremidades** fijados en el RPSRI para los trabajadores, o aquella en la que es necesario seguir procedimientos de trabajo con objeto de restringir la exposición, evitar la dispersión de contaminación o prevenir o limitar la probabilidad y magnitud de accidentes radiológicos o sus consecuencias.

Además, las **zonas controladas** se podrán subdividir en las siguientes:

- **Zona de permanencia limitada:** Es aquella en la que existe el riesgo de recibir una dosis superior a los límites de dosis fijados para los trabajadores.
- **Zona de permanencia reglamentada:** Son aquellas en las que existe el riesgo de recibir en cortos periodos de tiempo, dosis superiores a los límites de dosis fijados para los trabajadores y que requiere prescripciones especiales desde el punto de vista de la optimización.
- **Zona de acceso prohibido:** Es aquella en la que existe el riesgo de recibir, en una exposición única, dosis superiores a los límites de dosis fijados para los trabajadores.

Como indicador de los niveles operativos para la clasificación de zonas se establece los: NIVELES DE CLASIFICACIÓN DE ZONAS que se muestran en la **Tabla 2**.

ZONAS	TRÉBOL	TASA DE DOSIS (mSv/h)	CONTAMINACIÓN SUPERFICIAL (**) Despr.(Bq/cm ²)	CONTAMINACIÓN AMBIENTAL (% LDCA)
LIBRE		< 0,5 (*)	No existe	No existe
ZONA VIGILADA	Gris azulado	< 3	< 0,4 (β-γ) < 0,04 (α)	No existe
ZONA CONTROLADA	Verde	< 10	< 4 (β-γ) < 0,4 (α)	< 10
ZONA CONTROLADA DE PERMANENCIA LIMITADA	Amarillo	< 1000	< 40 (β-γ) < 4 (α)	< 100
ZONA CONTROLADA DE PERMANENCIA REGLAMENTADA	Naranja	< 10 ⁵ (100 mSv/h)	< 400 (β-γ) < 40 (α)	< 1000
ZONA CONTROLADA DE ACCESO PROHIBIDO	Rojo	≥ 10 ⁵ (100 mSv/h)	≥ 400 (β-γ) ≥ 40 (α)	≥ 1000

(*)En casos excepcionales se pueden permitir zonas con tasas de dosis superiores a este valor siempre que sean inferiores a 2,5 $\mu\text{Sv/h}$, en las que restringir el acceso sea poco operativo, si bien estas zonas estarán sometidas a un control radiológico administrativo. (**) Promediados en 300 cm^2 .

Tabla 2.: Niveles de clasificación de zonas

Señalización de zonas:

Las zonas controladas y vigiladas estarán delimitadas adecuadamente y señalizadas de forma que quede de manifiesto el riesgo de exposición existente en las mismas.

El riesgo de exposición a radiaciones ionizantes vendrá señalado utilizando su símbolo internacional: un trébol enmarcado por una orla rectangular del mismo color del símbolo y de la misma anchura que el diámetro de la circunferencia interior de dicho símbolo.

- **Zona controlada:** En las zonas controladas dicho trébol será de color **verde** sobre fondo blanco.
- **Zona de permanencia limitada:** En las zonas de permanencia limitada dicho trébol será de color **amarillo** sobre fondo blanco.
- **Zona de permanencia reglamentada:** En las zonas de permanencia limitada dicho trébol será de color **naranja** sobre fondo blanco.
- **Zona de acceso prohibido:** En las zonas de acceso prohibido, dicho trébol será de color **rojo** sobre fondo blanco.
- **Zonas vigiladas:** En las zonas vigiladas el trébol será de color **gris** azulado sobre fondo blanco.

Si existe únicamente riesgo de irradiación externa se utilizará el trébol anterior bordeado de puntas radiales. Si existe riesgo de contaminación y el riesgo de irradiación externa fuera despreciable, se utilizará el trébol citado en campo punteado. Cuando exista conjuntamente riesgo de contaminación y de irradiación se empleará el trébol bordeado de puntas radiales en campo punteado. Para todo tipo de zonas, las anteriores señalizaciones se completarán en la parte superior con una leyenda indicativa del tipo de zona y en la parte inferior con el tipo de riesgo. Estas señales se situarán de forma bien visible en la entrada y en lugares significativos de dichas zonas.

Cuando se deban señalar con carácter temporal los límites de una zona se emplearán vallas, barras metálicas articuladas o soportes por los que se hagan pasar cuerdas, cadenas, cintas, etc., que tendrán el color correspondiente a la zona de que se trate.

En los lugares entre zonas contiguas de diversas características, podrán señalizarse en el suelo los límites correspondientes mediante líneas claramente visibles con los colores correspondientes a las zonas de que se trate. Dicha señalización se podrá completar con una iluminación del color correspondiente a la zona de que se trate.



ZONA VIGILADA: GRIS AZULADO



ZONA CONTROLADA: VERDE



ZONA DE PERMANENCIA LIMITADA: AMARILLO



ZONA DE PERMANENCIA REGLAMENTADA: NARANJA



ZONA DE ACCESO PROHIBIDO: ROJO

Figura 2: Señalización de zonas

Requisitos de las zonas

Teniendo en cuenta la naturaleza y la importancia de los riesgos radiológicos, en las zonas controladas y vigiladas se deberá realizar una vigilancia radiológica del ambiente de trabajo con arreglo a lo dispuesto a los principios de protección de los trabajadores. Estas zonas:

- **Estarán delimitadas adecuadamente y señalizadas** de forma que quede de manifiesto el riesgo de exposición.
- El **acceso estará limitado a las personas autorizadas** al efecto y que hayan recibido las instrucciones adecuadas al riesgo existente en el interior de dichas zonas. En las zonas controladas, estas instrucciones serán acordes con los procedimientos de trabajo establecidos por escrito por el titular de la práctica.

En las **zonas controladas** en las que exista:

- **Riesgo de exposición externa será obligatorio el uso de dosímetros individuales.**
- **Riesgo de contaminación será obligatorio la utilización de equipos personales de protección** adecuados al riesgo existente. A la salida de estas zonas existirán detectores adecuados para comprobar la posible contaminación de persona y equipos y, en su caso adoptar las medidas oportunas.

En las **zonas vigiladas** debe efectuarse al menos, mediante dosimetría de área, una estimación de las dosis que puedan recibirse.

4.2. - Clasificación de trabajadores expuestos.

Por razones de vigilancia y control, los trabajadores expuestos se clasifican en dos categorías, categoría A y categoría B.

Categoría A: pertenecen a esa categoría aquellas personas que, por las condiciones en las que se realiza su trabajo, **pueden recibir una dosis efectiva superior a 6 mSv/año oficial** o una dosis equivalente superior a **3/10 de alguno de los límites de dosis equivalente** fijados en el RPSRI para **el cristalino, la piel o extremidades.**

Categoría B: pertenecen a esta categoría aquellas personas que, por las condiciones en las que se realiza su trabajo, es **muy improbable** que reciban una **dosis efectiva superior a 6 mSv/año oficial** o una **dosis equivalente superior a 3/10 de alguno de los límites de dosis** fijados en el RPSRI para **el cristalino, la piel o extremidades.**

No podrán asignarse a menores de 18 años tareas que pudieran convertirlo en un trabajador expuesto.

4.3. - Información y formación

La formación previa de los trabajadores expuestos **constituye una medida importante de prevención de la exposición**. Este programa de formación será parte de la documentación laboral de los trabajadores.

Antes de iniciar su actividad, los trabajadores tanto directa, como indirectamente vinculado con la instalación, deberán ser informados e instruidos, a un nivel adecuado a su responsabilidad y al riesgo de exposición en su puesto de trabajo, sobre:

- Los riesgos radiológicos asociados y la importancia que reviste el cumplimiento de los requisitos técnicos, médicos y administrativos.
- Las normas y procedimientos de protección radiológica y precauciones que se deben adoptar, por lo que respecta a la práctica general y a cada tipo de destino o puesto de trabajo.
- En el caso de mujeres, la necesidad de efectuar rápidamente la declaración de embarazo y notificación de lactancia, habida cuenta de los riesgos de exposición para el feto, así como el riesgo de contaminación del lactante en caso de contaminación radiactiva corporal.

4.4. – Condiciones básicas de PR para la correcta operación de las Instalaciones Radiactivas

Para la óptima operación de las Instalaciones Radiactivas, teniendo en cuenta la necesaria optimización de los criterios de protección radiológica, se considerarán los siguientes aspectos:

- Organización de la instalación

Todas las instalaciones radiactivas deben tener un Reglamento de Funcionamiento en el que conste de forma clara la estructura organizativa del mismo, con las responsabilidades y funciones asignadas a cada uno de los integrantes, los métodos de trabajo y reglas de manipulación que garanticen la operación segura de la instalación. Un diagrama básico puede estar constituido por un *Titular, un Servicio de Protección Radiológica, y uno o varios Supervisores y Operadores*.

- Diseño de la instalación

En la Memoria descriptiva de la instalación se incluirán las especificaciones básicas respecto al diseño, que faciliten la optimización de los criterios de protección radiológica establecidos para una correcta y

segura manipulación del material radiactivo. Se deben considerar los siguientes aspectos:

- *Ubicación de la instalación dentro del edificio.* El lugar de ubicación de la instalación debe ser un lugar poco frecuentado, con fácil acceso, y que permita un adecuado traslado del material radiactivo.
- *Distribución de zonas y accesos.* La distribución de zonas se debe realizar de manera que se minimice la exposición de las personas, así como la dispersión de una posible contaminación. En este sentido es imprescindible que el control de acceso a las zonas que lo requieran sea efectivo.
- *Selección de materiales y acabado de superficies.* Es necesario establecer como uno de los criterios de selección la facilidad de descontaminación, tanto de los materiales utilizados como del acabado de las superficies.
- *Sistemas generales de ventilación y climatización.* Asegurarán la dilución y eliminación de cualquier posible contaminación de una forma rápida y segura.
- *Sistema general de evacuación de líquidos.* La existencia y las características de este sistema dependerán de los radionucleidos y las actividades empleadas.
- *Instalaciones eléctricas.* Se dispondrá de una adecuada iluminación en las zonas de trabajo, y se cumplirá la normativa vigente para instalaciones eléctricas.
- *Señalización.* Todas las zonas de la instalación estarán señalizadas de acuerdo al riesgo radiológico que presenten.
- *Sistemas de protección contra incendios.* La adecuación de estos sistemas es especialmente importante en las instalaciones donde se trabaja con fuentes no encapsuladas.
- *Sistemas de medidas de contaminación y radiación.* Todas las instalaciones dispondrán de equipos adecuados, para el control de la contaminación y de los niveles de radiación, debidamente calibrados.
- *Recintos de manipulación especial.* Con características específicas según el tipo de radionucleidos a utilizar, así como los riesgos que presenta. En este sentido, tanto en hospitales como en centros de investigación es muy importante que el riesgo biológico esté debidamente controlado.
- *Vestuarios.* Imprescindibles en aquellas instalaciones donde se manipulan fuentes no encapsuladas.

5. - EVALUACIÓN DE LA EXPOSICIÓN:

La evaluación de las condiciones de trabajo servirá para minimizar el riesgo radiológico. Esta evaluación tiene una doble vertiente, la vigilancia del ambiente de trabajo y la vigilancia individual de la exposición.

5.1. - Vigilancia del ambiente de trabajo:

La vigilancia radiológica del ambiente del trabajo comprenderá:

- a) La medición de las **tasas de dosis externas**, especificando la naturaleza y calidad de las radiaciones.
- b) La medición de **concentraciones de actividad en el aire y la contaminación superficial** especificando la naturaleza de las sustancias radiactivas contaminantes y sus estados físicos y químicos.

Los documentos correspondientes al registro, evaluación y resultado de dicha vigilancia deberán ser archivados por el titular de la práctica, quien los tendrá a disposición de la autoridad competente.

5.2. - Vigilancia individual de la exposición.

Las dosis recibidas por los trabajadores expuestos deberán determinarse con objeto de comprobar que el trabajo se está realizando en condiciones adecuadas. Cuando las condiciones de trabajo sean normales, se determinarán con una periodicidad no superior a un mes para la dosimetría externa y con la periodicidad que, en cada caso, se establezca para la dosimetría interna si procede. En exposiciones de emergencia se realizará una vigilancia individual o evaluación de las dosis individuales en función de las circunstancias.

Para la determinación de las dosis totales, no se tendrá en cuenta las dosis debidas al fondo radiactivo natural ni las debidas a examen y tratamientos médicos.

Para los trabajadores expuestos de categoría A es obligatorio:

- En caso de riesgo de exposición externa, la utilización de dosímetros individuales, que midan la dosis externa, representativa de la dosis para la totalidad del organismo durante toda la jornada laboral.
- En el caso de riesgo de exposición parcial o no homogénea del organismo, la utilización de dosímetros adecuados en las partes potencialmente más afectadas.
- En caso de riesgo de contaminación interna, la realización de las medidas o análisis pertinentes para evaluar las dosis correspondientes.

Para los trabajadores expuestos de categoría B:

- Las dosis individuales recibidas por los trabajadores expuestos pertenecientes a la categoría B, se podrán estimar a partir de los resultados de la vigilancia realizada en el ambiente de trabajo, siempre y cuando éstos permitan demostrar que dichos trabajadores están clasificados correctamente en la categoría B.

La dosimetría individual será efectuada por los Servicios de Dosimetría Personal expresamente autorizados por el Consejo de Seguridad Nuclear.

5.3. - Registro y notificación:

Todas las dosis recibidas por el trabajador expuesto durante la vida laboral es obligatorio registrarlas en un **historial dosimétrico individual** que estará, en todo momento, a disposición del propio trabajador.

En el caso de que éste cambie de instalación o cese en su empleo, el titular de la instalación deberá proporcionarle una copia certificada de dicho historial. Asimismo, el trabajador deberá entregar una copia certificada de su historial dosimétrico al titular de su nuevo destino.

En el historial dosimétrico correspondiente a trabajadores de la **categoría A**, se registrarán como mínimo las **dosis mensuales y las dosis acumuladas durante cada año oficial y durante cada periodo de 5 años oficiales consecutivos**. En el caso de trabajadores de la **categoría B**, se registrarán las **dosis anuales** determinadas o estimadas.

Las dosis recibidas por exposiciones de accidente o emergencia figurarán en el historial dosimétrico registradas por separado de las recibidas durante el trabajo en condiciones normales. De la misma forma figurarán las debidas a operaciones especialmente autorizadas.

Los trabajadores expuestos que lo sean en más de una instalación tienen la obligación de dar cuenta expresa de tal circunstancia a los encargados de la protección radiológica de cada uno de los centros en los que trabajen, al objeto de que en todos ellos conste, actualizado y completo, su historial dosimétrico individual. A tal fin, el trabajador deberá comunicar en cada instalación los resultados dosimétricos que se le proporcionen en las demás.

Tanto el historial dosimétrico de los trabajadores expuestos como los documentos correspondientes a la evaluación de las dosis y a las medidas de los equipos de vigilancia e informes sobre circunstancias y medidas adoptadas en exposiciones accidentales o de emergencia deberán ser archivados por el titular de la actividad donde presten o hayan prestado servicios dichas personas, quien deberá tenerlos a disposición de la Autoridad competente, pero no podrá ponerlos en conocimiento de otras personas sin el consentimiento expreso del propio trabajador.

El titular de la instalación archivará el historial dosimétrico hasta que el trabajador haya

alcanzado la edad de 75 años y nunca por un periodo inferior a treinta años, contados a partir de la fecha del cese del trabajador en su condición de trabajador expuesto. En el caso de cese definitivo de las actividades el titular está obligado a remitir dicha información al C.S.N.

El historial dosimétrico de todo trabajador expuesto de **categoría A** deberá figurar además, en el historial médico.

6. - VIGILANCIA SANITARIA DE LOS TRABAJADORES EXPUESTOS.

La vigilancia sanitaria de los trabajadores expuestos se basará en los Principios Generales de Medicina del Trabajo y la ley 31/1995 sobre Prevención de Riesgos Laborales.

Toda persona que vaya a ser clasificada como trabajador expuesto de **categoría A** deberá ser sometida a un **examen de salud previo** que permita comprobar que no se halla incurso en ninguna de las incompatibilidades que legalmente estén determinadas (es decir, que no padece defecto físico o psíquico que le incapacite para el trabajo con radiaciones ionizantes) y decidir su aptitud para el trabajo al que se le destina.

Los aspectos que, como mínimos, debe contemplar el examen médico de aptitud para los trabajadores de nuevo ingreso se detallan en la Guía del C.S.N. 7.4.

Los trabajadores expuestos de **categoría A** están sometidos además, a **exámenes de salud periódicos** para comprobar su estado sanitario general y especialmente para determinar el estado de los órganos expuestos y de sus funciones. Estos reconocimientos se realizarán cada **12 meses** y más frecuentemente si fuera necesario por el estado de salud del trabajador, por las condiciones de trabajo o por los incidentes que puedan ocurrir. Desde el punto de vista médico los trabajadores expuestos se clasificarán en aptos, aptos en determinadas condiciones y no aptos.

Los reconocimientos médicos previos, periódicos y adicionales han de realizarse por el Servicio de Prevención que desarrolle la función de vigilancia y control de la salud de los trabajadores.

Registro y notificación:

Cada trabajador expuesto de **categoría A** le será abierto un **historial médico** que incluirá los resultados de los exámenes de salud y el historial dosimétrico. **El historial médico se archivará hasta que el trabajador haya o hubiera alcanzado la edad de 75 años y nunca por un periodo inferior a treinta años**, contados a partir de la fecha del cese del trabajador en su condición de trabajador expuesto, y estará a disposición de la autoridad competente y del propio trabajador.

En caso de superación o sospecha de superación fundada de alguno de los límites establecidos se deberá realizar una vigilancia médica especial. Las condiciones posteriores de exposición se someterán

a lo establecido por el Servicio de Prevención que desarrolle la función de vigilancia y control de la salud de los trabajadores.

Servicios y Unidades de Protección Radiológica: El CSN, considerando el riesgo radiológico, podrá exigir a los titulares que se doten de un Servicio de Protección Radiológica (SPR) o que contraten una Unidad Técnica de Protección Radiológica, (UTPR) para el asesoramiento y las funciones que en ellos recaen según lo dispuesto en el reglamento. Los SPR y UTPR deberán estar expresamente autorizados por el CSN y estarán constituidos por un Jefe que estará en posesión de un diploma expedido por el CSN, y por técnicos expertos en PR .

7. NORMAS DE PROTECCIÓN PARA PERSONAS EN FORMACIÓN Y ESTUDIANTES

Las condiciones de exposición y la protección operacional de las personas en formación y de los estudiantes mayores de 18 años serán equivalentes a las de los trabajadores expuestos de categoría A o B. Para las personas en formación y de los estudiantes menores de 18 y mayores de 16 años serán equivalentes a las de los trabajadores expuestos de categoría B.

8. MEDIDAS DE PROTECCIÓN PARA LOS MIEMBROS DEL PÚBLICO EN CIRCUNSTANCIAS NORMALES.

La protección de los miembros del público y de la población en su conjunto se realizará mediante una serie de medidas y controles para que las prácticas se lleven a cabo de acuerdo con los principios fundamentales de la protección radiológica de la población. La contribución de las prácticas a la exposición de la población deberá mantenerse, por tanto, en el valor más bajo que sea razonablemente posible, teniendo en cuenta factores económicos y sociales. Asimismo, se evitarán o reducirán al mínimo razonable la evacuación al medio ambiente de efluentes radiactivos, debiendo mantenerse por debajo de los límites establecidos en el Reglamento.

El titular de la práctica deberá realizar los estudios oportunos que confirmen que el riesgo de exposición de la población no es significativo. Será responsable de la evaluación, consecución, mantenimiento, puesta en marcha de equipos y servicios, comprobación de los mismos y registro de las mediciones y estimación de dosis que pudieran ser recibidas en régimen de funcionamiento normal y en caso de accidente, y estará adecuada al riesgo que impliquen las actividades.

La protección del público frente a la radiación ionizante originada por las actividades humanas, se basa en la evaluación de las dosis que puedan recibir los habitantes del entorno de las instalaciones y en la estimación de la dosis que potencialmente recibirían los individuos de los diferentes grupos de población debida a los efluentes. Las instalaciones que generan residuos disponen de sistemas de almacenamiento, tratamiento y evacuación de efluentes que permiten minimizar su impacto ambiental. En España el CSN se encarga del sistema de vigilancia ambiental y del aseguramiento de la calidad radiológica del medio ambiente en todo el territorio nacional.

9. INSPECCIÓN Y SANCIONES

Todas las prácticas o actividades regidas por este reglamento, los servicios médicos, los dosimétricos y las unidades técnicas o servicios de protección están sometidos al régimen de inspección realizado por el C.S.N.

Los inspectores serán los encargados de verificar el cumplimiento de las disposiciones legales de protección radiológica. En caso de incumplimiento podrán requerir la suspensión de las actividades de la instalación.

El titular de la práctica facilitará el acceso a la instalación, la documentación para prueba y toda la documentación o información que le sea requerida por el inspector.

La inobservancia de lo dispuesto en el Reglamento será constitutiva de las infracciones previstas en lo dispuesto en la Ley 25/1964 de 29 de abril, sobre Energía Nuclear, modificado por la ley 54/1997 del Sector eléctrico.

Las infracciones de los preceptos de este Reglamento se clasifican en **leves, graves y muy graves**. A efectos de graduación de sanciones, se tendrá en cuenta:

MULTAS		
INFRACCIONES LEVES	grado mínimo	hasta 500.000 ptas.
	grado medio	500.001 - 5.000.000 ptas.
	grado máximo	5.000.001 - 10.000.000 ptas.
INFRACCIONES GRAVES	grado mínimo	10.000.001 - 25.000.000 ptas.
	grado medio	25.000.001 - 50.000.000 ptas
	grado máximo	50.000.001 - 100.000.000 ptas
INFRACCIONES MUY GRAVES	grado mínimo	100.000.001 - 250.000.000 ptas
	grado medio	250.000.001 - 350.000.000 ptas
	grado máximo	350.000.001 - 500.000.000 ptas

Para instalaciones de 2º y 3º categoría dichas cuantías se reducirán a la mitad.

En cuanto al procedimiento, medidas previas y autoridades competentes para proponer e imponer sanciones, se atenderá a lo dispuesto en la ley 25/1964 sobre Energía Nuclear, modificado por la ley 54/1997 del Sector Eléctrico.

9. BLINDAJES

Una importante medida de protección consiste en interponer un espesor de material o barrera de protección entre el trabajador y la fuente de radiación.

Para calcular el blindaje necesario para proteger una zona determinada, hay que considerar inicialmente el tipo de radiación que se dirige hacia ella. En el caso del radiodiagnóstico, se pueden establecer para la radiación tres orígenes distintos :

- * **Radiación primaria:** Es la radiación directamente emitida por la fuente de radiación y que constituye el haz útil. En este caso, la barrera interpuesta se denomina "barrera primaria".
- * **Radiación secundaria:** Es la radiación emitida por un material como resultado de su interacción con la radiación primaria. Puede ser radiación dispersada por el paciente o los objetos interpuestos en el haz primario, o bien radiación de fuga emergente a través de la carcasa o sistema de protección que contiene la fuente. En este caso, la barrera interpuesta se conoce como barrera secundaria.

En el caso del radiodiagnóstico, interesa atenuar haces de fotones de energía menor que 150 keV, por lo que los materiales más adecuados para el blindaje son los de Z alto, con objeto de aumentar la probabilidad de interacción por efecto fotoeléctrico.

En el cálculo de barreras se deben tener en cuenta los siguientes factores :

- **factor de uso o dirección, U:** se define como la fracción del tiempo que el haz de radiación se dirige en la dirección de la pared, suelo o techo que se está calculando.

Para el cálculo de barreras en instalaciones de radiodiagnóstico se toman los siguientes valores de U :
en barreras primarias $U = 1$ en suelo y $U = 1/4$ en paredes; en barreras secundarias $U = 1$.

- **factor de ocupación, T,** tiene en cuenta el grado de ocupación de las áreas o lugares a proteger.
En áreas ocupadas por trabajadores expuestos se toma $T = 1$.
En áreas ocupadas por miembros del público se toman los valores 1, 1/4 o 1/16, según sean zonas de ocupación total, parcial u ocasional, respectivamente.
- **carga de trabajo, W,** o grado de utilización semanal del equipo.
A cada tensión le corresponderá una carga de trabajo diferente. Se expresa en mA·min/semana.

En el cálculo de blindajes, interesa utilizar la dosis equivalente que produce un haz a 1 m de distancia, por cada mA x min de carga, y que se conoce como rendimiento del tubo (G).

En la **Figura 3** se indican los valores típicos de este coeficiente para las distintas tensiones de trabajo, en un tubo de rayos X con ánodo de wolframio.

Las etapas que se siguen en el diseño de un blindaje se pueden resumir en:

- * Determinar el término fuente, G.W.U que es la dosis equivalente que se recibe a 1 m en las condiciones concretas de trabajo.
- * Conocer la distancia foco de radiación-barrera, d.
- * Determinar la dosis que se recibiría en el lugar a proteger si no existiera blindaje.
- * Calcular el factor de atenuación A necesario para garantizar que la dosis detrás de la barrera sea siempre inferior al límite de dosis reglamentario, LD.
- * Determinar a través de gráficos, o tablas, el espesor necesario para lograr la atenuación requerida.
- * Repetir estos cálculos reduciendo los valores de dosis tras la barrera, hasta alcanzar los valores óptimos deseados.

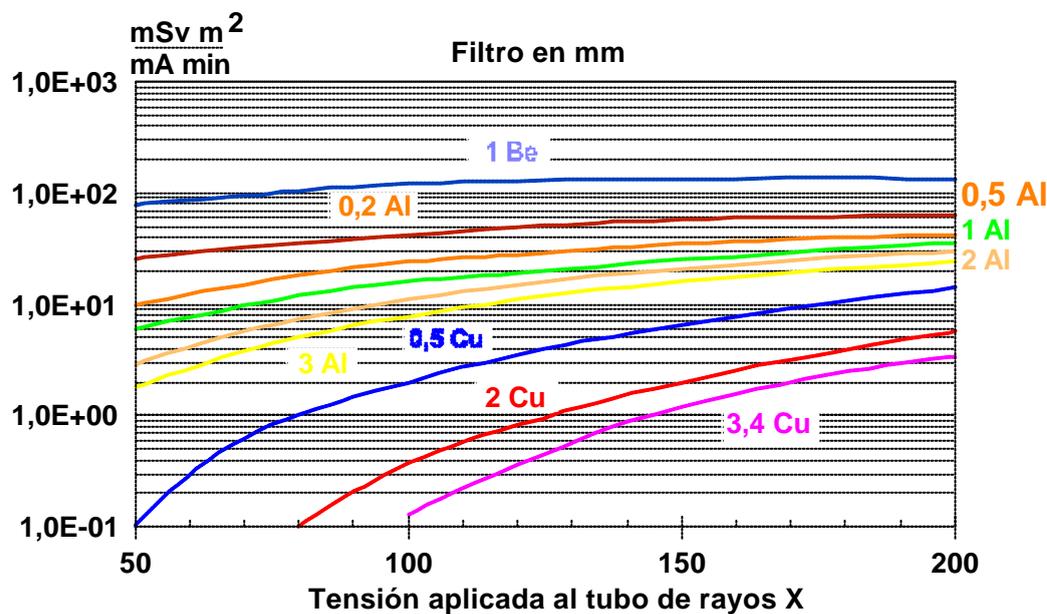


Figura 3

TEMA 10

ASPECTOS PARTICULARES DE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN DISTINTAS UNIDADES DE RADIODIAGNÓSTICO.

ÍNDICE

- 1. CONSIDERACIONES GENERALES.**
- 2. DISEÑO DE INSTALACIONES.**
- 3. CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DE LAS INSTALACIONES DE RADIODIAGNÓSTICO.**
- 4. ORGANIZACIÓN Y CONTROL.**
- 5. MANTENIMIENTO PREVENTIVO Y CORRECTIVO.**
- 6. REQUISITOS PARTICULARES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN INSTALACIONES DE RADIOLOGÍA ESPECIALIZADA.**
- 7. CONSIDERACIONES PARTICULARES RESPECTO DE LOS PACIENTES.**

1. CONSIDERACIONES GENERALES

En radiodiagnóstico existen diferentes tipos de exploraciones con diferentes riesgos derivados de los diversos procedimientos operativos pero existen una serie de normas básicas de protección comunes. En este tipo de instalaciones confluyen otras características particulares como el hecho de que al ser aparatos eléctricos productores de rayos X no existe irradiación si el equipo no está funcionando.

La protección radiológica debe estar presente en todo el proceso de la instalación, desde la fase de diseño hasta la fase de operación.

2. DISEÑO DE INSTALACIONES

La instalación y aceptación de equipos nuevos o modificados, cuyo funcionamiento implique riesgo radiológico, debe llevarse a cabo siguiendo criterios de optimización. Esto es, además de permitir que se logren los objetivos clínicos, diagnósticos o terapéuticos perseguidos deben minimizarse las dosis asociadas a dichos estudios.

Por ello, la toma de decisiones para la adquisición o modificación de este tipo de instalaciones debe hacerse teniendo en cuenta:

- Las necesidades clínicas a que pretende dar respuesta dicha adquisición o modificación.
- Las dosis a pacientes, trabajadores y público.
- El riesgo potencial de accidente radiológico.
- La normativa legal existente.

Deberá, por tanto, existir una fase previa a la compra, en la que se estudie y se planifique la misma teniendo en cuenta las anteriores consideraciones, por lo que deberá ser consultado con un Servicio o Unidad Técnica de Protección Radiológica para que determine las consideraciones oportunas de acuerdo con la legislación vigente.

En el diseño de la instalación radiológica se deberá contemplar:

- El control de accesos a las zonas con riesgo radiológico.
- Detalles sobre los enclavamientos eléctricos y mecánicos de seguridad.
- Composición y dimensiones de los blindajes.
- Adecuación a la normativa legal vigente.

En este sentido, en relación a la clasificación de zonas con riesgo radiológico, se recomienda su aplicación en la forma indicada en la Tabla 1.

Puestos de control	Zona vigilada
Salas con equipos fijos, al menos mientras el generador esté conectado a la red	Zona controlada
Pasillos y dependencias de utilización pública	Zona de libre acceso

Tabla 1: Clasificación de zonas

Esta clasificación tiene validez exclusivamente durante el funcionamiento de los equipos de rayos X, siendo todas ellas zonas de libre acceso en el caso de que el equipo no esté en funcionamiento. Todas las zonas deberán estar reglamentariamente señalizadas y las salas radiológicas deberán tener señalización luminosa de color rojo que indique la emisión de rayos X.

En cuanto a la planificación de una instalación radiológica, se deberá tener en cuenta:

- Los puestos de control deben estar protegidos por paredes blindadas con ventana que permita observar el interior de la sala y deberán tener intercomunicador.
- La puerta de entrada a la sala radiológica, posibles ventanas, el puesto de control y la cámara oscura, se han de situar en un lugar hacia donde no se pueda dirigir el haz directo.
- El puesto de control ha de tener un acceso directo independiente del de la sala.

En cuanto al proyecto de protección estructural (blindajes), las medidas de protección consisten en interponer un espesor de material, o barrera de protección, entre el trabajador y la fuente generadora de radiación.

Para el cálculo del blindaje que se requiere para proteger una zona determinada, hay que considerar:

- El tipo de radiación (naturaleza y energía) que se dirige hacia ella.
- La carga de trabajo que cubra las previsiones futuras, en función del volumen máximo de exploraciones que se pueden efectuar en la sala.
- Las posiciones relativas de la zona a proteger en relación con el tubo de rayos X y la dirección del haz primario.
- Las características de los muros de las paredes.
- Las características de las salas colindantes y el tipo de personal que va a estar en las mismas.

En el anexo de la Guía 5.11 del CSN, se desarrolla el cálculo de blindajes y se encuentran tabulados los valores que se asignarán a los factores de uso, de ocupación y la carga de trabajo semanal para el cálculo de las barreras en las instalaciones de radiodiagnóstico.

3. CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DE LAS INSTALACIONES DE RADIODIAGNÓSTICO.

El Real Decreto 1891/1991, de 30 de diciembre, sobre instalación y utilización de aparatos de rayos X con fines de diagnóstico médico, establece las especificaciones técnicas que deberán cumplir las instalaciones de radiodiagnóstico:

1ª. Se establecerán unas Normas de actuación para la utilización de la instalación, de modo que las dosis equivalentes de radiación que puedan recibir las personas profesionalmente expuestas sean tan pequeñas como sea razonablemente posible. Estas Normas, deberán estar escritas y ser conocidas y cumplidas por todo el personal de la instalación. Igualmente, se dará cumplimiento a lo establecido en el Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes.

2ª. Deberá llevarse un Diario de Operación, donde se anotará cualquier tipo de incidencia registrada en la instalación, las fechas de las revisiones de los equipos y los valores de los niveles de radiación medidos, registrándose asimismo el tiempo real de utilización de cada aparato, y el personal que dirige su funcionamiento. Un resumen de todo ello figurará en un informe anual que el titular deberá remitir al Consejo de Seguridad Nuclear dentro del primer trimestre del año natural.

3ª. Para dirigir el funcionamiento de la instalación así como para operar los equipos de rayos X, deberá existir personal acreditado al efecto por el Consejo de Seguridad Nuclear.

4ª. El titular de la instalación solicitará de un Servicio o Unidad Técnica de Protección contra las Radiaciones Ionizantes, propia o contratada, que efectúe el control de calidad de los equipos y la vigilancia de los niveles de radiación en los puestos de trabajo, como mínimo anualmente, y siempre que se modifiquen las condiciones habituales de trabajo, ó se detecte alguna irregularidad que afecte a la protección radiológica.

5ª. En todo momento, se dispondrá de los documentos oportunos que acrediten la seguridad en el diseño y fabricación de los generadores y tubos de rayos X, tales como, certificados de homologación de los equipos, o en su lugar, certificado de verificación emitido.

6ª. Se llevará el control médico y dosimétrico de los trabajadores expuestos de categoría A en la instalación o el control de dosimetría de área en caso de trabajadores de categoría B y se tendrán actualizados los historiales médicos y dosimétricos correspondientes. Dicho control dosimétrico se efectuará mediante el empleo de dosímetros de termoluminiscencia y la lectura de los dosímetros la deberá hacer un Centro Autorizado por el CSN.

7ª. Siempre que por las características propias de una exploración se haga necesaria la inmovilización del paciente, ésta se realizará mediante la utilización de sujeciones mecánicas apropiadas. Si esto no fuera posible y la inmovilización se realizase por una o varias personas, éstas serán a juicio del facultativo, personal profesionalmente expuesto de la instalación en turnos rotativos. En ningún caso se encontrarán entre ellas mujeres gestantes ni menores de 18 años. Todas las personas que intervengan en la inmovilización, estarán siempre en el menor número posible, procurarán en todo momento no quedar expuestos al haz directo, y deberán ir provistos de guantes y delantal plomados, para lo cual estas prendas de protección deberán estar disponibles en la instalación en número suficiente para permitir su uso simultáneo.

8ª. En las salas donde estén ubicados los equipos de rayos X se deberán tomar las medidas oportunas para que dispongan de un acceso controlado de modo que no permanecerá ninguna persona ajena a las mencionadas salas cuando los equipos de rayos X estén en funcionamiento. Asimismo, dichos equipos, cuando estén fuera de funcionamiento, deberán permanecer en condiciones de seguridad, de modo que no puedan ser puestos en marcha ni manipulados por personal ajeno a la instalación.

9ª. En las salas en las que se operen los equipos de rayos X a pie de tubo, deberán usar delantales plomados todas las personas que permanezcan en la sala durante el acto médico y evitarán el haz directo de radiación.

10ª. Han de disponer de cortinillas plomadas todos los equipos que efectúen radioscopia y se operen a pie de tubo.

11ª. En todas las instalaciones de radiodiagnóstico, se dispondrá de las prendas plomadas adecuadas para proteger tanto al paciente como a los trabajadores expuestos (protectores gonadales, delantales, protectores tiroideos, etc.)

12ª. Los equipos de rayos X para efectuar radioscopia deberán poseer intensificador de imagen. El RD 1976/1999 especifica que el uso clínico de equipos de radioscopia sin control de tasa de dosis se limitarán a circunstancias debidamente justificadas. Por otra parte es recomendable el uso del control automático de intensidad (CAI). Este actúa sobre la tensión, el tipo de pulso o la corriente del tubo teniendo en cuenta varios factores, como el espesor del paciente, las características de atenuación del área a visualizar y el tipo de procedimiento. De esta forma se reduce la dosis al paciente manteniendo la calidad de imagen en el monitor.

13ª. La retirada de los equipos de rayos X defectuosa se efectuará por las empresas o entidades autorizadas por el Ministerio de Industria y Energía las cuales procederán a la inutilización de los tubos.

4. ORGANIZACIÓN Y CONTROL

Las características comunes a toda exploración radiológica implican ciertas medidas organizativas y de control, por lo que es importante tener en cuenta:

- Los trabajadores expuestos deberán conocer los riesgos del uso de las radiaciones ionizantes, los límites de dosis, el reglamento de funcionamiento, el plan de emergencia y las normas de uso de los dosímetros personales.
- El flujo de pacientes deberá ser fluido, evitando paseos inútiles que pueden afectar al rendimiento de la instalación.
- El acceso a las salas deberá estar controlado, evitándose la entrada de personas durante las exposiciones.
- Los operadores someterán al conjunto tubo-generador a un calentamiento gradual al inicio de la jornada de trabajo, lo que mejora el rendimiento y minimiza las averías.
- Antes de empezar cualquier tipo de exploración deben cerrarse las puertas de la sala de RX.
- Durante el trabajo debe emplearse siempre un sistema de dosimetría personal o de área. En caso de dosimetría personal su uso es responsabilidad del usuario siendo personal e intransferible.
- Si se va a trabajar a pie de tubo el dosímetro personal es obligatorio así como el delantal plomado y demás elementos de protección específicos según el riesgo de la exploración.
- No dirigir el haz directo hacia las ventanas, puesto de control y cuarto oscuro.
- Se debe colimar el campo de irradiación al mínimo compatible con las necesidades del diagnóstico.
- En la sujeción del chasis se emplearán fundamentalmente dispositivos mecánicos.
- Si hay que permanecer en la sala durante la exploración, para sujetar al paciente, lo podrá hacer familiares o acompañantes siempre que estén en número mínimo imprescindible, voluntariamente aceptado e informado del riesgo y del método de protección a utilizar, cumpliendo las normas siguientes:
- Nunca colocará ninguna parte de su cuerpo en la dirección del haz primario.
- Se deberá estar lo más alejado posible del haz y del paciente (evitando radiación directa y dispersa respectivamente).
- El número de placas debe ser el menor posible, siempre compatible con la exploración o procedimiento a realizar.
- Se debe optimizar la dosis utilizando la técnica radiográfica más adecuada para obtener la

calidad de imagen requerida.

- Justo antes del disparo se verificarán las condiciones técnicas del disparo: Tensión (kV), intensidad (mA) y tiempo(s), fundamentalmente.
- Antes de la exploración, se advertirá al paciente de la necesidad de permanecer inmóvil durante el disparo y se comprobará. En caso de duda, no se realizará el disparo.
- Deberán estar visibles carteles que indiquen a las pacientes embarazadas, o con posibilidad de estarlo, que comuniquen su estado al operador. En todo caso, al realizar estudios a mujeres con capacidad de procrear, el operador deberá constatar de forma previa que no están embarazadas.
- Se implementarán métodos para evitar la duplicación innecesaria de exploraciones.

Antes de iniciar una operación que pueda dejar fuera del servicio un equipo, instrumento o sistema que afecte a la protección radiológica, dicha operación deberá ser autorizada explícitamente por el director de la instalación, quien anotará en el diario la fecha y hora en que se inicia y finaliza la operación indicada y el nombre de la persona responsable de llevarla a cabo.

También se llevara un control de la tasa de rechazo o repetición de imágenes, anotándose dicho número en un registro.

5. MANTENIMIENTO PREVENTIVO Y CORRECTIVO

El Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico, recoge, en su artículo 15, la obligación por parte de las unidades de Radiodiagnóstico de disponer de un adecuado programa de mantenimiento preventivo y correctivo:

1. La autoridad sanitaria competente establecerá aquellas unidades asistenciales de radiodiagnóstico que por su complejidad requieran disponer de un adecuado programa de mantenimiento, tanto preventivo como correctivo, por parte del proveedor, de la propia unidad asistencial de radiodiagnóstico o de una empresa de asistencia técnica, autorizada de acuerdo con el Real Decreto 1891/1991.

2. Cualquier reparación o intervención en los equipos que pueda repercutir en la calidad de la imagen o en la dosis al paciente, deberá ser seguida de una verificación. La entidad que realice la reparación o intervención, dejará constancia escrita, mediante certificado, de la restitución del funcionamiento del equipo a las condiciones previas a la avería y de la verificación de su correcto funcionamiento. Dicha verificación constará en un informe.

Para la verificación se tomarán como base de comparación los resultados de las pruebas de aceptación del equipamiento que servirán de niveles de referencia, o el estado de referencia anterior a la avería, tanto de la calidad de las imágenes como de los indicadores de dosis.

El mismo decreto, en su artículo 16, establece que los informes de verificación se archivarán durante toda la vida útil de cada equipo, estando ese informe a disposición de la autoridad sanitaria competente y del CSN.

6. REQUISITOS PARTICULARES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN INSTALACIONES DE RADIOLOGÍA ESPECIALIZADA.

6.1. Radiología Intervencionista.

En radiología intervencionista se realizan procedimientos diagnósticos y técnicas de interés terapéutico bajo control radioscópico. Se visualizan vasos y cavidades, previo relleno de los mismos con una sustancia de contraste.

Estas técnicas y procedimientos requieren largos tiempos de radioscopia; además, intervienen un mayor número de personas, provocando un aumento de la exposición a un considerable número de individuos, por lo que es necesario extremar la protección radiológica de los trabajadores expuestos.

Como primera medida de protección, mientras exista emisión de rayos X, habrá que evitar la permanencia en la sala cuando no sea necesario.

Los profesionales presentes durante la exploración o procedimiento terapéutico deberán llevar delantales plomados. En el caso del médico especialista, y debido a la posición que debe ocupar respecto al haz de Rayos X, se aconseja el uso de gafas y guantes de protección a los que se deberá prestar atención a sus condiciones de esterilización. En los últimos años se están desarrollando nuevos materiales de protección más ligeros sin perder su poder de atenuación. También es habitual la utilización de mamparas plomadas (**figura 1**). El Servicio ó Unidad Técnica de Protección Radiológica podrá realizar unos mapas de exposición (isodosis), para distintas orientaciones del tubo de rayos X, donde se localizarán las zonas de mayor exposición, para que estas sean evitadas en la medida de lo posible por el personal que esté en la sala durante la intervención.

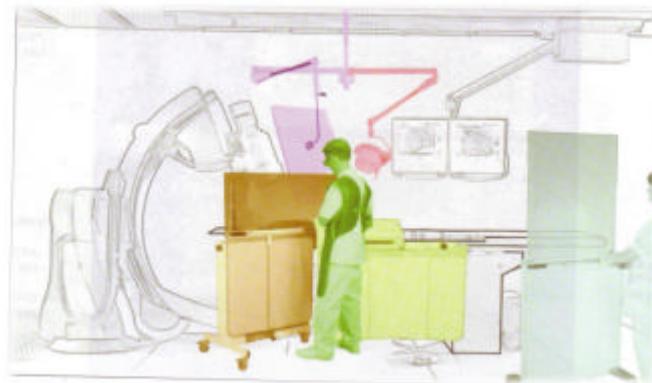


Figura 1: Sala de Radiología Intervencionista con algunos elementos de protección.

En cuanto al diseño del blindaje estructural de la sala, hay que tener en cuenta que en muchas instalaciones, el tubo de RX y el sistema de registro de imagen forman un arco isocéntrico, de manera que el haz puede dirigirse en cualquier dirección del espacio, por lo que hay que considerar, además de las paredes, el suelo y el techo como barreras secundarias.

En la medida de lo posible, se recomienda el uso de equipos con fluoroscopia pulsada, o con memorización de imagen que, aparte de mejorar sensiblemente la calidad de las exploraciones y procedimientos a realizar, reducen considerablemente la exposición tanto del personal como del propio paciente.

6.2. Radiología pediátrica.

En las exploraciones a niños hay que prestar una mayor atención debido a que son menos cooperativos que los adultos y tienen una respiración más acelerada, siendo estos factores muchas veces la causa de repetición de radiografías. Además, dada su mayor expectativa de vida deben irradiarse lo menos posible para evitar la posible aparición de efectos estocásticos. De todas formas, la radiología infantil no conlleva más riesgos en sí misma que la de los adultos, ya que normalmente pequeñas dosis de radiación son suficientes para obtener una buena imagen.

Para evitar el movimiento, se pueden usar elementos de inmovilización que además permiten una colimación más exacta y precisa, que nos evitará una irradiación innecesaria del niño. No obstante, se utilizarán generadores que permitan emplear tiempos de disparo muy cortos.

En el caso de estudios a bebés, se recomienda el uso de colimación manual, ya que el cuerpo de éste podría ser más pequeño que la película corriéndose el riesgo de irradiarlo totalmente, si se usa la colimación automática.

No deben usarse rejillas antidifusoras, ya que dado el pequeño espesor del paciente, la cantidad de radiación dispersa que se origina es muy escasa, por lo que apenas influye en la imagen. La reducción de dosis al no emplear la rejilla, puede estar en torno a la mitad o la tercera parte, según los casos.

Es necesario el uso de protectores gonadales siempre que el tipo de exploración lo permita.

Se debe verificar frecuentemente la coincidencia haz-luz, además de los factores de tensión (kV), intensidad (mA) y tiempo de exposición, ya que pequeñas variaciones de estos factores pueden influir en la calidad de la imagen radiográfica, sobre todo en radiología pediátrica.

6.3. Equipos móviles.

Las exploraciones a pacientes inmovilizados se llevan a cabo mediante equipos móviles (**figura 3**). Su empleo en salas carentes de blindajes estructurales y ocupadas por otras personas plantea problemas importantes de protección radiológica tanto para el paciente como para el propio operador. Se recomienda, siempre que se pueda, limitar el número de personas en la habitación al mínimo posible.



Figura 3: Equipo móvil.

En este tipo de estudios, la película está desligada del equipo de rayos X por lo que hay que prestar especial atención al centrado de ésta y a una correcta alineación con el haz de radiación, ya que no se dispone de las mismas referencias geométricas que con equipos convencionales. Este problema se agudiza cuando se necesita usar una rejilla antidifusora, complicándose aún más en el quirófano donde la posición del chasis no es claramente visible. También la colimación resulta difícil al no disponer de referencias anatómicas visibles o palpables.

Debe medirse con cuidado la distancia, ya que desviaciones de algunos centímetros pueden provocar alteraciones importantes en la imagen. Debido a los continuos desplazamientos de los equipos, éstos pueden desajustarse por lo que es imprescindible realizar su verificación con mayor frecuencia.

El operador debe situarse durante el disparo a una distancia de 2 m como mínimo del tubo emisor de rayos X y debe usar delantal plomado. No debe dirigir el haz directo hacia otros enfermos. Debe diafragmar el campo de irradiación al mínimo y utilizar protectores para el paciente, siempre que sea necesario y posible, incluso para los enfermos colindantes. Si fuese imprescindible sujetar el chasis o al paciente durante la exploración se deberán utilizar guantes plomados.

Los estudios que precisen de radioscopia, deberán utilizar un equipo con intensificador de imagen fijamente acoplado en frente del tubo de tal manera que el haz de radiación quede interceptado en su totalidad por él. Siempre que se pueda se empleará radioscopia intermitente con memoria de imagen, o radioscopia pulsada.

6.4. Mamografía.

Es una técnica muy útil para la detección precoz del carcinoma de mama y de tumores inferiores a 5 mm de diámetro.

La mamografía periódica en mujeres asintomáticas está justificada para pacientes con 50 años o más. Por debajo de esta edad, sólo está recomendada si existen antecedentes personales o familiares de cáncer de mama, u otra indicación de riesgo elevado.

En mamografía deben usarse instalaciones y sistemas especiales para la obtención de imágenes (**figura 4**). Se estudian tejidos blandos y con muy pocas diferencias de atenuación entre ellos; además, la zona anatómica a irradiar tiene una gran diferencia de espesor. Por lo que, las necesidades de esta técnica son gran contraste y gran latitud. Ambas características son contrapuestas entre sí por lo que se debe utilizar una radiación de baja energía, lo que implica una menor penetración y una mayor dosis superficial.



Figura 4: Mamógrafo.

Si la mama es grande es posible que la imagen radiológica tenga menos contraste debido a la radiación dispersa, pero gracias a esta compresión se igualará el espesor de la mama y se reducirá la borrosidad cinética. Para ello se deben utilizar los dispositivos de compresión existentes en el mercado.

En relación a la película, se utilizan las de emulsión única especiales para mamografía, con pantallas de refuerzo de una sola cara, que sin perder calidad de imagen, nos permiten reducir sensiblemente las dosis a pacientes.

6.5. Tomografía Computarizada (TC).

Durante una exploración de TC, el operador permanece detrás de los blindajes estructurales, por lo que no tiene que tomar ninguna medida de protección frente a la radiación (**figura 5**). En el caso de que se necesite inyectar una sustancia de contraste durante la adquisición del estudio, es recomendable la utilización de bombas de infusión a distancia para evitar la irradiación innecesaria del operador.

En cuanto a la protección del paciente, hay que prestar atención al número de cortes de la exploración, ya que cuantos más se hagan mayor será la dosis recibida por éste.

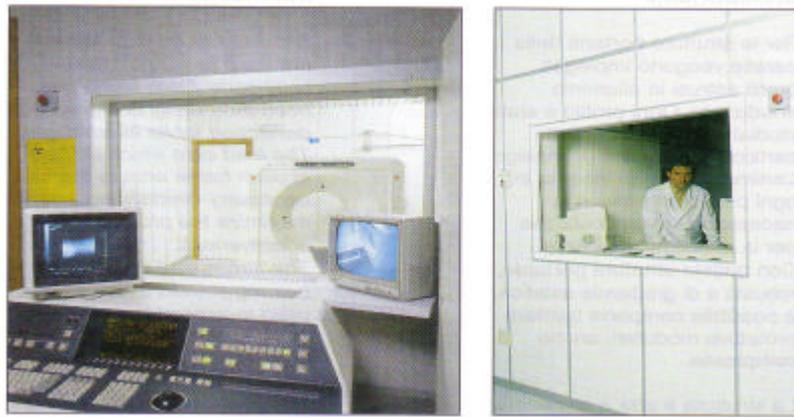


Figura 5: Control del Tomógrafo Computarizado.

El TC multicorte, al tener varios canales de adquisición (“array” de detectores), posibilita la generación de datos independientes gracias a la rotación completa en tiempos muy cortos. Además, en algunos TC de última generación se incorpora el sistema de control de intensidad que proporciona una optimización del procedimiento a partir de una modificación de la intensidad de corriente del tubo en función de la atenuación.

7. CONSIDERACIONES PARTICULARES RESPECTO DE LOS PACIENTES.

El paciente merece una consideración especial, ya que la exposición radiológica le proporciona un gran beneficio diagnóstico o terapéutico frente al pequeño riesgo al que puede estar sometido. Por ello, de acuerdo con el RD. 1132/1990 sobre Protección Radiológica en exámenes y tratamientos médicos, esta exposición debe:

- **Estar siempre justificada** por el médico prescriptor y el médico responsable de la exploración.
- **Realizarse al nivel más bajo posible de dosis.** Los procedimientos diagnósticos deben estar siempre optimizados a fin de obtener una imagen diagnóstica adecuada con la menor dosis posible a partir de los protocolos establecidos que garanticen su calidad. Se deben cuidar aspectos como la generación de un haz adecuado al espesor del paciente y al contraste necesario (KVP, filtros), colimar el campo lo más posible para evitar un excesivo incremento de dosis por la radiación dispersa, centrarlo bien en la zona que se quiere estudiar, evitar en la medida de lo posible irradiar órganos de riesgo próximos a esta zona, bien cerrando el campo o bien utilizando protectores adicionales que se colocan sobre el paciente para interponerlos entre él y el haz, elegir el sistema de imagen adecuado (el que requiera menos dosis), compatible con la calidad de imagen exigida, controlar el revelado de las placas radiográficas, reducir el número de exploraciones repetidas, avisar convenientemente del riesgo de daño al feto a posibles embarazadas (la menor probabilidad de que una mujer en edad de gestación esté embarazada es en los diez días siguientes a la menstruación), y es muy importante también el aprovechamiento de estudios previos.
- **Llevarse a cabo siempre bajo la responsabilidad de un especialista médico.**

En relación al principio de **justificación**, las exposiciones médicas no sólo deben proporcionar un beneficio neto suficiente, sino que habrá que considerar su eficacia y su eficiencia, así como los beneficios y los riesgos de otras técnicas alternativas disponibles que no requieran exposición a dichas radiaciones.

Existe una responsabilidad directa, tanto del médico responsable de la exploración, como del médico prescriptor. Por ello, éstos deberán poseer una formación adecuada, no solo acreditada inicialmente, sino basada en programas de formación continuada en el área de la Protección Radiológica. La exposición médica que no pueda justificarse deberá prohibirse.

Los criterios de justificación de las exposiciones médicas deberán constar en los correspondientes Programas de Garantía de Calidad de las Unidades asistenciales de Radiodiagnóstico y Radiología Intervencionista, estando a disposición y en conocimiento de la Autoridad sanitaria competente.

Los procedimientos diagnósticos deben seguir el principio de **optimización** a fin de reducir las dosis sin afectar la calidad de la información diagnóstica, ya que estas dosis pueden variar en dos órdenes de magnitud según las instalaciones. Asimismo, tanto los procedimientos terapéuticos como los diagnósticos, deben elaborarse a partir de protocolos establecidos que garanticen su calidad.

Si bien a los pacientes no se les puede aplicar el principio de la **limitación de dosis**, se han reglamentado unos niveles de referencia para el Radiodiagnóstico (Tabla 4). Estos niveles no se deberían sobrepasar cuando se aplica una buena práctica.

Valores de referencia en grafía para adultos (RD 1976/1999)

Exploración	Dosis superficie a la entrada (DSE) en mGy
Abdomen AP	10.0
Columna lumbar AP/PA	10.0
Columna lumbar L	30.0
Columna lumbo-sacra L	40.0
Cráneo AP	5.0
Cráneo L	3.0
Cráneo PA	5.0
Mamografía	10.0
Pelvis AP	10.0
Tórax L	1.5
Tórax PA	0.3
Dental	7.0

Tabla 4

En relación al equipamiento, se han establecido medidas rigurosas para evitar su proliferación innecesaria, así como para su control (inventario nacional, criterios mínimos de aceptabilidad, vigilancia periódica, etc.). Asimismo, todos los nuevos equipos de radiodiagnóstico deben poseer un dispositivo que informe sobre la dosis administrada al paciente en cada exploración o intervención.

Aparte de ello, se debe prestar una atención particular, a tres categorías de exposición, que la legislación europea denomina “prácticas especiales”:

- La exposición del niño, debido a su mayor sensibilidad a la radiación.
- Los programas de "cribado sanitario" porque afectan a un elevado número de personas, potencialmente sanas.
- Los procedimientos que implican altas dosis de radiación, sobre todo, si pueden producir efectos deterministas, como es el caso de la radiología y cardiología intervencionista.

Asimismo, se deberán tomar medidas para asegurar la protección radiológica del feto y del lactante especialmente en relación a la justificación (urgencia) y a la optimización del procedimiento.

La Comisión europea ha publicado una Guía de indicaciones para la correcta solicitud de pruebas de diagnóstico por imagen (CE. Colección Protección radiológica nº 118-2000) con el objetivo de mejorar la práctica clínica y reducir las exposiciones médicas a la radiación.

TEMA 11

GARANTÍA DE CALIDAD Y CONTROL DE CALIDAD EN RX

ÍNDICE:

- 1. ASPECTOS GENERALES DE LA GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO**
- 2. PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO**
- 3. ASPECTOS GENERALES DEL CONTROL DE CALIDAD DEL EQUIPAMIENTO**
 - 3.1 Pruebas de aceptación
 - 3.2 Pruebas de estado
 - 3.3 Pruebas de constancia
- 4. INDICADORES GLOBALES DE LA CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO**
 - 4.1 Indicadores de la dosis al paciente
 - 4.2 Indicadores de la calidad de imagen
 - 4.3 Tasa de rechazo de imágenes
- 5. CONTROL DE CALIDAD DE PARÁMETROS TÉCNICOS DE LOS EQUIPOS**
 - 5.1 Equipos de grafía
 - 5.2 Equipos fluoroscópicos y fluorográficos
 - 5.3 Equipos de mamografía
 - 5.4 Equipos dentales
 - 5.5 Equipos de tomografía computerizada
 - 5.6 Sistemas de registro, visualización y almacenamiento de imagen
- 6. DOCUMENTACIÓN. REGISTROS.**
- 7. AUDITORÍA. REVISIONES DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD.**

1.-ASPECTOS GENERALES DE LA GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO

La garantía de calidad es el conjunto de acciones planificadas y sistemáticas que son necesarias para proporcionar una confianza de que un determinado producto, servicio o instalación satisfará las exigencias de calidad establecidas. El sistema de garantía de calidad lleva implícito una evaluación continua de la efectividad y adecuación de todo el programa de control de calidad para iniciar medidas correctoras siempre que sea necesario.

En radiodiagnóstico la garantía de calidad se enfoca a conseguir la optimización de imágenes radiológicas, la protección radiológica del paciente y que las dosis recibidas por los trabajadores expuestos y el público en general tienda a valores tan bajos como pueda razonablemente conseguirse.

La garantía de calidad incluye muchas actividades como el control de calidad, el mantenimiento preventivo, la calibración de los equipos, la formación del personal, las especificaciones y aceptación de nuevo equipamiento, etc.

2.- PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO

El Real Decreto 1976/1999, del 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico, recoge en el artículo 2 la obligatoriedad de implantar, en todas las unidades asistenciales de radiodiagnóstico un programa de garantía de calidad. Define unidad asistencial de radiodiagnóstico como el conjunto de instalaciones de rayos X utilizados con fines de diagnóstico médico y radiología intervencionista y los recursos humanos adscritos a las mismas.

El programa deberá incluir como mínimo aspectos de justificación y optimización de las exploraciones radiológicas, medidas de control de calidad, procedimientos para la evaluación de los indicadores de dosis a pacientes y evaluación de la calidad de imagen clínica obtenida, tasa de rechazo o repetición de imágenes, descripción de los recursos humanos y materiales necesarios para realizar los procedimientos, responsabilidades y obligaciones de las personas, programas de formación, verificación anual de los niveles de radiación en los puestos de trabajo, y procedimientos para el registro de incidentes o accidentes. Por tanto, las directrices deberán desarrollar un programa de actuaciones, que incluyan los aspectos recogidos en la legislación vigente, y cuya finalidad es homogeneizar, actualizar y protocolizar guías de trabajo para todos los procedimientos de radiodiagnóstico.

La justificación de implantar un programa de garantía de calidad se basa en una optimización de las dosis, en una mejora en el diagnóstico y en una reducción de costes. Comprende todas las fases del proceso, desde la solicitud de las exploraciones hasta la elaboración y transmisión de los informes al paciente y/o al médico prescriptor. Por tanto todo el personal debe estar implicado, de acuerdo a su nivel de responsabilidad, en el programa de garantía de calidad.

Dentro del programa de garantía de calidad, nos centraremos en la parte que es responsable de medir la calidad de imagen y la integridad del equipamiento; es decir el control de calidad del equipamiento.

3.- ASPECTOS GENERALES DEL CONTROL DE CALIDAD DEL EQUIPAMIENTO

El principal objetivo que se persigue al establecer un programa de control de calidad es detectar cambios en la calidad de imagen que puedan afectar al diagnóstico o a las dosis que reciben los pacientes, antes de que sean significativos.

Para elaborar los procedimientos de control de calidad de los aspectos técnicos se utiliza como documento base el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Revisión 1. Aspectos Técnicos. SEPR y SEFM, 2002, ya que el Real Decreto 1976/1999, establece que el programa de control de calidad del equipamiento contendrá como mínimo las pruebas consideradas esenciales en dicho protocolo. La Comisión Europea ha publicado varios textos relacionados con la protección radiológica tanto del paciente como de los trabajadores profesionalmente expuestos. Se pueden descargar en la web <http://europa.eu.int/comm/energy/nuclear/radioprotection/publication>. Algunas de estas publicaciones son: "Criterios para la aceptabilidad de instalaciones radiológicas (incluyendo radioterapia) y de medicina nuclear" 1997, "European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images" EUR 16260 1996, "European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics" EUR 16261 1996, "European Protocol for the quality control of the Physical and Technical Aspects of Mammography Screening". European Commission. June 1996, "European Protocol on Dosimetry in Mammography" EUR 16263 June 1996, "European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography" EUR 16262 1999.

Al realizar controles de calidad de los parámetros técnicos, se debe llevar un registro escrito de los resultados de los mismos, las anomalías encontradas, las acciones correctoras propuestas y el seguimiento de las reparaciones. De las pruebas que se realizan, casi siempre se obtiene un resultado que se puede cuantificar. Es importante establecer unos niveles de acción, que si se sobrepasan, se deben corregir para que se cumplan las tolerancias establecidas. Las pruebas de control de calidad se dividen en tres categorías: de aceptación, de estado y de constancia.

3.1.Pruebas de aceptación

Serían el conjunto de pruebas necesarias para demostrar que se cumplen las especificaciones de compra. Las debe realizar el suministrador del equipo en presencia de un representante del comprador, y se realizan una vez instalado el equipo. En algunos equipos como los tomógrafos computerizados, en las especificaciones técnicas, se dan valores concretos de magnitudes como el ruido, el índice de dosis de tomografía computerizada, medidas en unas condiciones y maniqués concretos, que deben ser utilizados al realizarse las pruebas de aceptación.

3.2.Pruebas de estado

Se suelen realizar al mismo tiempo que las pruebas de aceptación, pero las realizan los responsables del programa de control de calidad. El objetivo de estas pruebas es comprobar que el equipo es apropiado y seguro para su uso clínico y establecer valores de referencia para los distintos controles que se llevarán a cabo en las pruebas de constancia. Las pruebas de estado deben realizarse siempre que se cambie algún componente que afecte a la dosis y/o a la calidad de imagen.

3.3.Pruebas de constancia

Su objetivo es asegurar la estabilidad del funcionamiento del equipo en el tiempo. Las pruebas de constancia deben ser fáciles de realizar. Los valores obtenidos se compararán con los de referencia. Se establecerán unas tolerancias que no deben ser sobrepasadas. Se realizarán como mínimo anualmente, y siempre que existan cambios significativos que lo justifiquen. Se realizarán las pruebas consideradas como esenciales en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico.

4. INDICADORES GLOBALES DE LA CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO

Todo programa de control de calidad debe ser evaluado periódicamente. Para ello es necesario establecer unos indicadores que sean cuantificables y que estén directamente relacionados con el objetivo que se pretende. En el caso de radiodiagnóstico estos pueden ser: indicadores de dosis, de calidad de imagen y de tasa de rechazo de imágenes.

4.1. Indicadores de dosis al paciente

Uno de los objetivos del programa de garantía de calidad es conseguir que la dosis que recibe el paciente sea tan baja como razonablemente sea posible atendiendo a factores sociales y económicos, conocido como principio ALARA. Las dosis recibidas por los pacientes en una determinada exploración radiológica varían considerablemente de unas salas a otras y de unos centros a otros. El Real Decreto 1976/1999 por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico, dice que será preceptivo: a) la medida de magnitudes relacionadas con la dosis que reciben los pacientes y b) la evaluación de parámetros que permitan objetivar la calidad de la imagen. Como proyecciones radiográficas estándar se tomarán: cráneo, tórax, columna lumbar, pelvis, abdomen y mama. Para esas proyecciones se indica unos valores de referencia de “dosis superficie a la entrada” (DSE) del paciente, indicador dosimétrico muy utilizado en el cálculo de dosis a pacientes. Los valores de referencia en grafía para adultos aparecen en la **tabla 1**, estos valores no son aplicables a un paciente individual sino a una muestra de pacientes

Tipo de exploración	Dosis superficie a la entrada (mGy)
Abdomen AP	10
Columna lumbar AP/PA	10
Columna lumbar lateral	30
Columna lumbo-sacra lateral	40
Cráneo AP	5
Cráneo lateral	3
Cráneo PA	5
Mamografía	10
Pelvis AP	10
Tórax L	1,5
Tórax PA	0,3

Tabla 1: Valores de referencia de DSE (mGy) en grafía para adultos

En el caso de pacientes pediátricos los valores deberán ser inferiores, aunque no especifica cuales deberían ser, si bien en la actualidad existen valores de referencia de la UE para algunas exploraciones. En radiología dental intraoral, se tomará 7 mGy como valor de referencia para radiografías periapicales.

El Real Decreto establece que:

Salas dedicadas a exploraciones simples:

Se determinará el porcentaje de imágenes desechadas y la DSE en una de las proyecciones estándar que aparecen en la tabla 1, eligiendo la que se realice con más frecuencia. Como mínimo se realizarán diez estimaciones.

Salas dedicadas a exploraciones complejas convencionales (con escopia y varias imágenes por exploración):

Se medirá la DSE del paciente, en grafía, en una de las proyecciones estándar. Se precisará el número de imágenes por exploración y el tiempo de escopia para el tipo de exploración más usual en la sala. Además, se medirá la tasa de dosis a la entrada en escopia, bien sobre pacientes reales o sobre un maniquí que simule el paciente. Alternativamente, se medirá el “producto dosis-área” (PDA) en el tipo de exploración escogido para el control. En este caso se realizarán como mínimo cinco determinaciones.

Salas en las que se realicen exploraciones especiales (vascular, hemodinámica, intervencionismo, etc):

Se medirá la DSE del paciente en una de las proyecciones estándar (si se llevan a cabo en el estudio), y la DSE medida durante todo el estudio en la zona de mayor frecuencia de incidencia del haz directo, o el PDA, registrándose además el número de imágenes y el tiempo de escopia. En este caso se realizarán como mínimo cinco determinaciones.

Salas de tomografía computerizada:

Se medirá la dosis en la superficie del paciente en la zona central de la región barrida por el equipo en el curso de una exploración típica frecuentemente realizada, aunque opcionalmente puede medirse el índice de dosis ponderado normalizado empleando un maniquí apropiado o en aire. También se calculará el producto dosis-longitud para una exploración completa. En este caso se llevarán a cabo como mínimo cinco determinaciones.

No existen límites de dosis en exposiciones médicas, pero para procedimientos diagnósticos están establecidos los valores de referencia que no deben superarse.

En las exploraciones en las que no existan se tomarán los valores promedio iniciales medidos en cada sala como valores de referencia, y se compararán con los que se obtengan en controles posteriores, no debiendo superar el valor inicial.

La verificación de las dosis impartidas debe llevarse a cabo por especialistas en Radiofísica Hospitalaria. La Sociedad Española de Física Médica (SEFM) ha editado un libro de procedimientos “Recomendaciones para la dosimetría de rayos X de energías entre 20 y 150 keV en radiodiagnóstico” que puede ayudar en la tarea de determinar las dosis que reciben los pacientes; así como obtener referencias de dosis en exploraciones complejas e intervencionistas para los que todavía no están establecidos en la legislación niveles de referencia .

4.2. Indicadores de la calidad de imagen

La dosis debe ir íntimamente relacionada con la calidad de imagen. La evaluación de parámetros que permitan objetivar la calidad de imagen puede llevarse a cabo mediante criterios referidos a imágenes clínicas, tomando cinco o diez pacientes de muestra. Estos criterios pueden tomarse de sociedades científicas o grupos de expertos o los que establezca el especialista responsable de la sala; o bien con objetos de prueba que permitan valorar los parámetros físicos básicos de la imagen. La Comunidad Europea ha editado guías que pueden servir para establecer los criterios de calidad de imagen clínica. Estas son: European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics. EUR 16261 EN, European Communities, Luxembourg (1996). European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. EUR 16260 EN, European Communities, Luxembourg (1996). European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. EUR 16262 EN, European Communities, Luxembourg (1999).

4.3. Tasa de rechazo de imágenes

Uno de los objetivos principales del programa de control de calidad es reducir el número de radiografías que se rechazan o repiten. Evitando repeticiones se reduce la dosis de radiación recibida por los pacientes. Los resultados de estos análisis deben verse de manera constructiva. En un departamento de radiología convencional la tasa de rechazo no debe sobrepasar el 10%. Conociendo las causas principales del rechazo, se debe establecer un buen control de calidad sobre los elementos que fallen. En los sistemas digitales, es difícil llevar a cabo la tasa de rechazo de imágenes, que debe mantenerse entorno al 2-3%. Se debe establecer este control desde el RIS o desde el sistema de almacenamiento PACS.

5. CONTROL DE CALIDAD DE PARÁMETROS TÉCNICOS DE LOS EQUIPOS

El programa de control de calidad del equipamiento se realizará mediante protocolos establecidos y refrendados por sociedades científicas nacionales competentes o por instituciones internacionales de reconocida solvencia y contendrá como mínimo las pruebas consideradas como esenciales en el protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico. Siempre se debe emitir un informe escrito sobre el estado del equipamiento, y medidas correctoras en el caso de que sean necesarias.

A continuación se describe un ejemplo de una de las pruebas consideradas esenciales en el protocolo español de control de calidad en radiodiagnóstico.

DG004.- Indicador de la distancia foco-película

Calificación ESENCIAL

Tolerancias La diferencia entre la distancia medida y la indicada será $< 4\%$ de la indicada en la escala.

Material Metro o lámina de plomo con círculo interior hueco de diámetro conocido, chasis cargado.

Frecuencia Inicial, tras cambios **T. estimado** 10 min **Personal** Experto/Técnico

Antecedentes Hendee, 1985

Observaciones Si la posición del foco no es visible, se determinará conjuntamente con la exactitud del indicador de distancia foco-película. Para ello se utiliza un colimador circular formado por una lámina de plomo de espesor adecuado con un orificio circular central de diámetro conocido y dos chasis cargados. La lámina se fija al colimador del equipo y los

chasis se sitúan uno (a ser posible con parrilla incorporada) sobre la mesa radiológica y otro en el portachasis. Se efectúa una exposición con la técnica adecuada para conseguir una buena delimitación del borde del círculo y se miden la distancia entre la lámina y el chasis situado sobre la mesa y los diámetros de las imágenes del círculo interior de la lámina en las dos películas. Con ello se pueden determinar geoméricamente ambos parámetros.

Cada ficha recoge: el código de la prueba, la calificación, pudiendo ser esencial o complementaria, las tolerancias establecidas, que pueden ser más restrictivas dependiendo de la utilización que se realice del equipo, el material a emplear para realizar el control, con qué frecuencia mínima se debe realizar, el tiempo estimado y la calificación del personal que la debe realizar, referencias bibliográficas y por último un apartado de observaciones.

5.1. Equipos de grafía

Se incluyen controles del generador de rayos X, tubo, dispositivos de colimación y alineación, y dispositivos de control automático de exposición, aplicables a equipos convencionales de grafía y fluorografía.

Las pruebas consideradas esenciales son:

- ↪ Comprobación de parámetros geoméricos: Indicador de la distancia foco-película, coincidencia y centrado del campo de luz-campo de radiación, coincidencia campo de radiación-registro en sistemas automáticos.
- ↪ Calidad del haz: exactitud y reproducibilidad de la tensión, medida de la capa hemirreductora.
- ↪ Rendimiento del equipo, que es una medida de la intensidad del haz de radiación medido a 1 metro del foco. Se expresa en $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$.
- ↪ Linealidad del rendimiento con la carga, ya que la intensidad del haz es proporcional al producto mAs seleccionado.
- ↪ Tiempos de exposición: Exactitud y reproducibilidad
- ↪ Control automático de exposición (CAE).

5.2. Equipos fluoroscópicos y fluorográficos

En el Real Decreto 1976/1999 donde se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico, queda prohibido el uso clínico de los equipos de fluoroscopia sin intensificador de imagen, y que el uso clínico de equipos de fluoroscopia con intensificador de imagen, sin dispositivos de control de tasa de dosis, se limitará a circunstancias debidamente justificadas.

En el PECCR X se distinguen los equipos fluoroscópicos convencionales y los digitales. Las pruebas relacionadas con el tubo, generador y sistema de colimación son las descritas en el apartado anterior.

Otras de las pruebas consideradas esenciales son: la mínima distancia foco-piel, que debe ser 20 cm para arcos radioquirúrgicos y angiógrafos y 30 cm en telemandos. Además se deben realizar pruebas geométricas como la medida de la distorsión y del tamaño de campo de entrada al intensificador.

En estos equipos el control automático de intensidad, es decir la tasa de dosis a la entrada del intensificador y la dosis por imagen en el plano de entrada del intensificador de imagen deben comprobarse en todos los modos de funcionamiento del equipo. La tasa de dosis de entrada al paciente, depende del ajuste que realizan las casas suministradoras de los equipos, atendiendo a las sugerencias de los médicos usuarios de los equipos. La tasa máxima tiene unos límites establecidos, sin embargo su ajuste debe ser el adecuado ya que no puede ser muy baja, ya que en algunas proyecciones oblicuas o laterales no sería capaz de atravesar a pacientes gruesos, pero tampoco muy alta ya que tanto los pacientes como el personal estarían recibiendo dosis innecesariamente elevadas. En este tipo de equipos se establecen tolerancias en cuanto a dos parámetros relacionados con la calidad de imagen, el límite de resolución a alto contraste y el umbral de sensibilidad a bajo contraste. Para su control se emplean objetos de test como los de la **figura 1**.

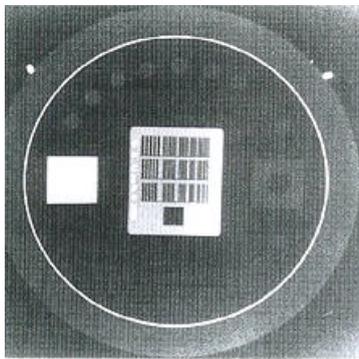


Figura 1: Test de calidad de imagen.

La resolución de una imagen es el intervalo visible más pequeño, y se mide en pares de líneas por mm (pl/mm). Cuanto mejor sea la resolución, mejor se distinguen pequeños detalles. Se suele medir utilizando un test de barras con distintas frecuencias.

El contraste de las imágenes radiológicas se crea por la diferente atenuación de los tejidos a lo largo de las diferentes partes del cuerpo. Se suele evaluar utilizando maniqués de calidad de imagen que contienen objetos de diferente contraste.

5.3.Equipos de mamografía

La dificultad de la mamografía es debido al poco contraste existente entre los tejidos que componen la mama, tejido adiposo y glandular, así como la piel. La resolución es muy importante a la hora de visualizar microcalcificaciones. Debido a la composición similar de las principales estructuras mamarias, se requieren rayos X de baja energía para radiografiar la mama. La calidad de imagen de la mamografía debería alcanzar los mayores estándares sin sobrepasar el nivel de dosis aceptable y tan baja como sea razonablemente alcanzable. Otra de las características de la mamografía es el establecimiento de programas de cribado para la detección precoz del cáncer de mama, lo que conlleva a la exposición a radiaciones de mujeres asintomáticas, por lo que es crítica la justificación de la exposición.

En mamografía se incluyen las pruebas consideradas esenciales en el PECCR X para equipos convencionales aunque con diferentes tolerancias, por ejemplo:

La coincidencia del campo de radiación con el campo de registro

La exactitud de la tensión

La medida de la capa hemirreductora, debiendo ser $> 0,3$ mm de Al medida a 28 kVp.

Es muy importante la evaluación del sistema de control automático de exposición, para obtener las densidades adecuadas, independientemente de la calidad del haz utilizado y del espesor de la mama. En los equipos actuales que disponen de diferentes ánodos y filtros se debe comprobar el buen funcionamiento del CAE en todos los casos.

El sistema de compresión reduce el espesor de tejido que debe atravesar la radiación, reduciendo la radiación dispersa generada, aumentando el contraste y reduciendo la dosis de radiación. Por tanto una compresión adecuada es esencial para obtener mamografías de alta calidad. Se debe comprobar la deformación del compresor y la fuerza máxima de compresión. Una parte esencial del control de calidad es la evaluación de la calidad de imagen. Se suelen utilizar objetos de test para valorar sobre todo resolución espacial, detectabilidad de objetos de pequeño tamaño y umbral de sensibilidad a bajo contraste. Uno de esos tests aparece en la **Figura 2**.

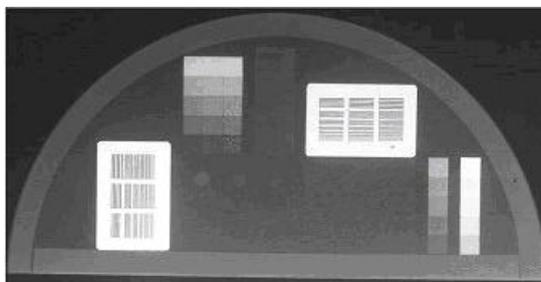


Figura 2: Test Leeds TOR MAX de calidad de imagen en mamografía

La dosis recibida por los pacientes es muy importante en mamografía. Se mide por varias razones: para evaluar el riesgo de los pacientes, muy importante cuando se pone en marcha un programa de cribado, en el que un gran número de mujeres asintomáticas serán exploradas. En ese caso es necesario un análisis riesgo-beneficio; para comparar distintos sistemas de imagen, para comprobar el funcionamiento del mamógrafo tanto en las pruebas de estado como en las de constancia; para dar a conocer al radiólogo las dosis recibidas. En los controles de calidad se debe valorar la dosis recibida por un maniquí, aunque después se realicen medidas sobre pacientes reales.

5.4. Equipos de tomografía computerizada

La realización de controles de calidad en los equipos de tomografía computerizada (TC) es esencial para mantener una alta calidad clínica.

Se deben comprobar parámetros como:

- ↪ Coincidencia de los indicadores luminosos con el haz de radiación, y el desplazamiento de la camilla. En esta prueba se debe colocar un peso equivalente a

un paciente; unos 70 kg y se desplaza la camilla una longitud conocida, que debe coincidir con los indicadores del equipo.

- ↳ El espesor efectivo de corte utilizando un maniquí que contiene una lámina de aluminio inclinada un ángulo conocido, generalmente 45°. La imagen de la sección muestra una línea, y su anchura está directamente relacionada con el espesor de corte. También se debe valorar la exactitud en la posición del corte sobre el topograma. Esta prueba se puede realizar colocando un marcador radio-opaco sobre un maniquí, realizar un topograma y sobre éste que realice un corte en esa posición. El marcador debe aparecer en la imagen.
- ↳ Calidad de imagen mediante la valoración del ruido en una imagen de un maniquí de agua. También son importantes las pruebas relacionadas con la resolución espacial y la resolución a bajo contraste. Esta última prueba es muy importante ya que una de las ventajas que ofrece la TC frente a la radiología convencional es la capacidad de distinguir objetos con pocas diferencias en contraste.

Además se deben medir los valores del Índice de dosis en TC (CTDI) y en el caso de los TC multicorte los CTDI_{volumétricos}. Los valores medidos deben diferir en menos de un 20% de los medidos durante la aceptación del equipo.

5.5.Sistemas de registro, visualización y almacenamiento de imagen

Este apartado aunque se describe en último lugar, es de los más importantes, y de los más difíciles de controlar. Aquí se describen las pruebas consideradas esenciales relativas al control de negatoscopios, cuartos oscuros, almacenes de películas, procesadoras, cartulinas intensificadoras y chasis. También se han incorporado pruebas relacionadas con los monitores de visualización, las cámaras multiformato, tanto analógicas como láser (húmedas y secas), los digitalizadores de películas y los PACS (sistemas de archivo de imagen digital).

En negatoscopios es muy importante la inspección visual, y las medidas del brillo, siendo especialmente importante en mamografía. En los cuartos oscuros, aunque tienden a desaparecer, debido a la aparición de los sistemas digitales, hay que ver si son estancos a la luz, que las luces de seguridad sean las apropiadas, y con los filtros adecuados para que no velen las películas; así como unos niveles bajos de radiación, si éstos colindan con salas de rayos X. El estudio de las combinaciones película-pantalla intensificadora y la limpieza de los chasis son pruebas esenciales. Respecto a las procesadoras es necesario realizar una sensitometría diaria para estudiar las condiciones del revelado. Los monitores tanto de visualización como de diagnóstico se deben controlar, existen test para ajustar el brillo y contraste de los monitores. Uno de los más conocidos es el SMPTE.

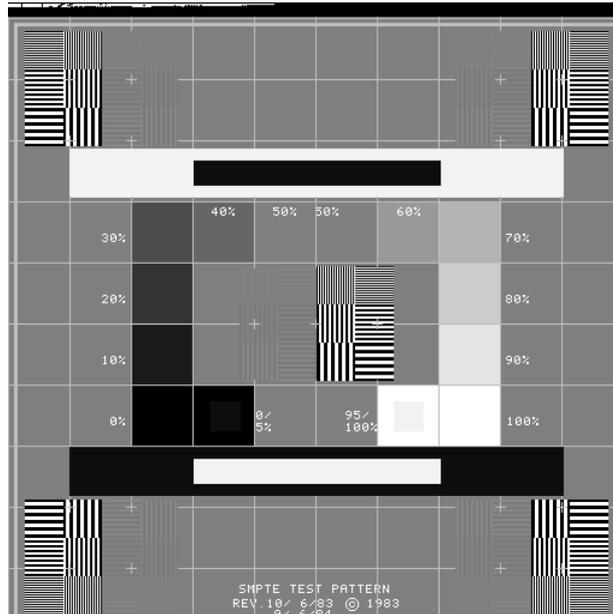


Figura 3: Test SMPTE

Las cámaras multiformato, suelen imprimir tiras sensitométricas a niveles de exposición constantes que sirven para estudiar el ajuste de éstas. Para realizar test de constancia, tienen objetos de test como el SMPTE para estudiar la geometría de la imagen, la resolución espacial y la resolución a bajo contraste.

Los digitalizadores de películas para los sistema de radiología computerizada (CR) es necesario verificar parámetros relacionados con la resolución, geometría y uniformidad de la imagen.

En los sistemas digitales de registro, en los sistema CR es muy importante la inspección de los chasis, la limpieza de éstos y de los fósforos y la verificación de la ausencia de artefactos.

En sistemas de radiología digital de panel plano hay que valorar la remanencia de la imagen previa, y pruebas de calidad de imagen. En estos sistemas existen unos test de calidad de imagen que se deben realizar con distinta frecuencia, dependiendo de los fabricantes de los equipos.

En radiología digital se debe valorar la compresión de las imágenes para su archivo y transmisión, de forma que esta compresión no afecte a la calidad diagnóstica de la imagen.

6. DOCUMENTACIÓN. REGISTROS.

Como ya hemos ido comentando a lo largo del tema, e independientemente del propio texto del programa de garantía de calidad, en que se incluirán desde la definición del titular o la Comisión de Garantía de Calidad, o la asignación de funciones y responsabilidades de cada miembro del equipo, o los criterios de justificación y los procedimientos de las exploraciones, debe quedar constancia por escrito de todo el desarrollo del programa: desde el registro de las

intervenciones o los controles de calidad o el resultado del análisis de la tasa de rechazo de películas hasta las medidas correctoras que se adopten y el estado final del equipamiento.

Con el fin de mantener en orden y localizable la gran cantidad de documentación que se generará se debería incluir como parte del programa de garantía de calidad, un procedimiento de control de documentación.

7. AUDITORÍA. REVISIONES DEL PROGRAMA DE GARANTÍA DE CALIDAD.

El RD 1976/1999 exige a la autoridad sanitaria competente el establecimiento de un sistema de auditoría del programa de garantía de calidad de la instalación.

Pero, independientemente de esta auditoría externa, cualquier programa de garantía de calidad debe llevar incluido un apartado en que se describa cuándo y de qué forma se llevarán a cabo auditorías internas que analicen si el programa realmente se está adecuando a los objetivos previstos y si la implantación se está llevando a cabo de forma efectiva.

En caso de que tras la auditoría o por cambios en equipamiento, normas,..., se considere necesario modificar alguno de los aspectos del programa, se procederá a la confección y puesta en marcha de la nueva versión del programa, o de aquellas partes del mismo que convenga modificar. Con el fin de evitar confusión, deberá estar claramente definido en todo momento qué versión del programa de garantía de calidad se está desarrollando, haciendo desaparecer las copias autorizadas de las versiones anteriores distribuidas en la instalación.

TEMA 12

LEGISLACION ESPAÑOLA APLICABLE A INSTALACIONES DE RADIODIAGNOSTICO.

1. INTRODUCCIÓN

2. NORMATIVA ESPAÑOLA: LEYES BÁSICAS.

- 2.1. Ley 25/1964 sobre energía nuclear
- 2.2. Ley 15/1980 sobre creación del consejo de seguridad nuclear y misiones
- 2.3. Otras leyes

3. NORMATIVA ESPAÑOLA BÁSICA: LOS REGLAMENTOS

- 3.1. Real decreto 1891/1991 sobre instalación y utilización de equipos de rayos x con fines de diagnóstico médico
- 3.2. Real decreto 1976/1999 por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico
- 3.3. Reglamento sobre instalaciones nucleares y radiactivas
- 3.4. Real decreto 783/2001 sobre protección sanitaria contra las radiaciones ionizantes.
- 3.5. Reglamento sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas

4. OTRAS NORMAS DE INTERÉS

5. LEGISLACIÓN COMUNITARIA APLICABLE

1. INTRODUCCIÓN

Toda actividad en la que se manipulen agentes nocivos para la salud y seguridad de las personas y de sus propiedades, está estrictamente regulada por las autoridades de los distintos países, que deben vigilar y controlar los riesgos de estas actividades y garantizar que la exposición que se derive de la actividad contemplada sea la mínima posible y no presente riesgos ni para los trabajadores ni la población.

En todos los países del mundo, existe un marco legal que se suele representar mediante una pirámide (**Figura 1**). En la cúspide se sitúan las leyes; el escalón siguiente está ocupado por los Reglamentos que desarrollan aspectos concretos de las leyes, y finalmente las Órdenes Ministeriales componen el marco nacional. En la base se incluyen las normas técnicas y de seguridad, y algunas recomendaciones específicas elaboradas por los organismos técnicos con competencia en estos temas.

La pirámide normativa española incluye dos Leyes Básicas (Ley 25/1964 y Ley 15/1980, y otras de cierto interés en algunos aspectos ya que modifican a las anteriores en parte: Ley 14/1999 de tasas del CSN y Ley 54/1997 sobre ordenación del sistema eléctrico nacional). Los aspectos concretos se desarrollan en Reales Decretos, tales como: el Reglamento 1836/1999 sobre Instalaciones Nucleares y Radiactivas, Real Decreto sobre instalación y utilización de aparatos de rayos X con fines de diagnóstico médico, Real Decreto 1976/1999 por el que se establecen los criterios de calidad de radiodiagnóstico, Real Decreto 783/2001 sobre Protección Sanitaria contra las Radiaciones Ionizantes, Real Decreto 1132/1990 sobre las medidas fundamentales de protección radiológica de las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos, Real Decreto 413/1997 sobre protección de trabajadores externos con riesgos de exposición, Real Decreto 815/2001 sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas. (**Figura 2**).

Entre las Órdenes Ministeriales cabe destacar la Orden por la que se suprimen las exploraciones radiológicas en los exámenes de salud de carácter preventivo.

Entre las Normas Técnicas, destacan las Guías de Seguridad Nuclear publicadas por el Consejo de Seguridad Nuclear (C.S.N.) y las Asociaciones de Normalización nacional, AENOR, y la Asociación Española de Normalización (Normas UNE).

Esta lección resume los aspectos más interesantes de cada una de las Leyes y Reglamentos de que consta la pirámide legislativa española. Finalmente, resume la Legislación Comunitaria Europea aplicable.

2. NORMATIVA ESPAÑOLA: LEYES BÁSICAS.

Las leyes son las normas de mayor rango existente en las normas nacionales. Están aprobadas por el Parlamento y solo pueden ser derogadas o modificadas por otra ley. La primera ley aprobada sobre temas nucleares y radiactivos es del año 1964 y, si bien se encuentra derogada en parte, todavía hoy sigue vigente en algunos de los aspectos tratados

2.1. LEY 25/1964 SOBRE ENERGÍA NUCLEAR¹

Regula el uso pacífico de la energía nuclear y los usos de fuentes radiactivas en los distintos campos de aplicación. Establece los principios de seguridad y protección frente al peligro de las radiaciones ionizantes.

Objetivo de la Ley:

- Fomentar el desarrollo de las aplicaciones pacíficas de la energía nuclear en España y regular su puesta en práctica dentro del territorio nacional.
- Proteger a las personas y a sus bienes de los peligros de la energía nuclear y de los efectos nocivos de las radiaciones ionizantes.

¹ *Modificada parcialmente por las leyes 25/1968, 21/1990, 54/1997, 14/1999, 62/2003, y por ley orgánica 10/1995.*

- Regular la aplicación en el territorio nacional de los compromisos internacionales suscritos.
- Establecer las autoridades y organismos competentes en materia de seguridad. En este sentido, establece que corresponde a la Dirección General de la Energía garantizar el cumplimiento de esta Ley.

◆ **Resumen de las disposiciones más importantes contenidas en la Ley 25/1964:**

La Dirección General de la Energía es responsable del trámite de las autorizaciones administrativas exigidas a las instalaciones nucleares y radiactivas. Este apartado se desarrolla en el Reglamento sobre Instalaciones Nucleares y Radiactivas, y en el Real Decreto sobre instalación y utilización de equipos de rayos X con fines de diagnóstico médico.

Las medidas de seguridad y protección contra las radiaciones ionizantes se desarrollan en el Reglamento sobre Protección Sanitaria contra las Radiaciones Ionizantes.

El titular de toda actividad que pueda originar daños estará obligado a establecer una póliza de seguros.

La Ley 54/1997 contempla los delitos y penas derivados del mal uso de las radiaciones ionizantes, y la infracción de los preceptos legales y reglamentarios se sancionará gubernamentalmente mediante la imposición de sanciones administrativas.

Las sanciones por las infracciones previstas pueden ser la anulación de licencias, permisos o concesiones, o la suspensión temporal.

La competencia para la imposición de las sanciones corresponde a la Dirección General de la Energía, al Ministerio o al Consejo de Ministros, según sea la cuantía de las sanciones.

Contra las sanciones señaladas en el apartado anterior se podrá recurrir ante el Ministerio o el Consejo de Ministros, según el caso.

Las sanciones podrán ser impuestas aun cuando de la misma infracción se hayan derivado otras acciones que sean constitutivas de delito y se proceda a su enjuiciamiento penal.

2.2. LEY 15/1980 SOBRE CREACIÓN DEL CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR

Esta ley tiene como objetivo la creación del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) como "Ente de Derecho Público independiente de la Administración Central del Estado" y modifica algunos de los artículos de la Ley 25/1964. El CSN está constituido por un Presidente y cuatro Consejeros (asistidos por un Secretario General) del que dependerá un cuerpo técnico de funcionarios.

El CSN se regirá por un Estatuto propio, pudiendo encomendar algunas de sus funciones en las Comunidades Autónomas. El Consejo deberá informar anualmente al Congreso y al Senado.

◆ Misiones del CSN:

- **Proponer al Gobierno las reglamentaciones** en materia de seguridad nuclear y protección radiológica (PR).
- **Emitir informes preceptivos** para la concesión de las autorizaciones. Sus decisiones técnicas tendrán carácter vinculante cuando sean denegatorias.
- **Realizar las inspecciones** en instalaciones nucleares, radiactivas y de rayos X.
- **Conceder y renovar las licencias** necesarias para el personal de operación de las

instalaciones radiactivas.

- **Proponer la imposición de las sanciones** cuando sea necesario incluyendo la anulación de licencias y autorizaciones.
- **Asesorar a los tribunales** y órganos de la Administración Públicas en materia de Seguridad Nuclear y Protección Radiológica.
- **Vigilar los niveles de radiación** tanto en el interior de las instalaciones como en el exterior para lo que tiene establecido un plan de vigilancia radiológica ambiental
- **Informar** a la opinión pública
- **Homologar** programas y cursos de formación en PR.
- **Establecer** planes de investigación en materia de seguridad y PR
- **Crear un registro** de empresas externas relacionadas con trabajos en instalaciones
- **Controlar** las medidas de protección de los trabajadores expuestos a radiaciones, del público y del medio ambiente

La ley prevé unas tasas de servicios realizados, de aplicación en todo el territorio nacional, en compensación por la realización de las funciones asignadas al Consejo, actualmente se recogen en la ley de tasas. (Ley 14/1999).

2.3. OTRAS LEYES

Las leyes básicas han sido modificadas en ciertos aspectos por la **ley de Ordenación del Sistema Eléctrico Nacional**, (L54/1997) en especial, los aspectos relacionados con el régimen sancionador modificando las sanciones establecidas previamente.

En las instalaciones radiactivas de segunda y tercera categoría se fijan sanciones de 5 millones de Ptas. (30.050 €) para las infracciones leves, 50 (300.506 €) para las graves y 250 (1.502.530 €) para las muy graves. El régimen de imposición de las sanciones corresponderá a las autoridades locales

según lo previsto en el ámbito de las comunidades autónomas, a la DGPE y al Ministerio en función de la cuantía de la sanción.

La ley de tasas, ya mencionada, faculta al CSN para apercibir a los titulares que hayan cometido infracciones sancionables, incluyendo la capacidad de imponer multas. El CSN deberá informar a los órganos competentes para incoar expedientes. También fija tasas de servicios en compensación por la realización de las funciones asignadas al Consejo.

3.- NORMATIVA ESPAÑOLA BÁSICA: LOS REGLAMENTOS

3.1. Real Decreto 1891/1991 sobre instalación y utilización de equipos de rayos X con fines de diagnóstico médico

La Ley sobre Energía Nuclear exceptúa del régimen de autorizaciones para las instalaciones nucleares y radiactivas, los equipos de rayos X con fines médicos. No obstante, la Ley de Creación del CSN anuló esta excepción y, por tanto, estableció la necesidad de que estas instalaciones estuvieran sometidas a algún régimen de autorizaciones administrativas. Además, las instalaciones que utilizan este tipo de aparatos, por su condición de radiactivas, estarán sujetas al Reglamento de Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes. Por otra parte, la ley 14/1986 de Sanidad obliga a establecer los requisitos técnicos mínimos para la aprobación y homologación de estas instalaciones. Por todo ello, se hacía necesario una regulación específica para este tipo de instalaciones.

El Real Decreto 1891/1991 tiene como objetivo regular la instalación y utilización de equipos de rayos X con fines de diagnóstico médico, estableciendo los procedimientos necesarios para el control por parte de la Administración del correcto funcionamiento de estos equipos.

Se aplica a todas las instalaciones de rayos X dedicadas al diagnóstico médico de seres humanos o animales. Otras instalaciones radiactivas con fines médicos se registrarán por el Reglamento de Instalaciones Nucleares y Radiactivas.

3.1.1. Definición de equipos e instalaciones de rayos X.

A los efectos del citado Real Decreto se establecen las siguientes definiciones:

Equipo de Rayos X: equipos eléctricos con un generador y uno o varios tubos de rayos X. Son fijos si se utilizan con carácter estacionario y móviles si pueden desplazarse a los lugares en que se requiera su empleo.

Instalación de Rayos X: se entiende por instalación el conjunto de los equipos y los lugares donde éstos se utilizan.

Titular de una instalación de Rayos X con fines de diagnóstico médico es la persona, natural o jurídica, que explota la instalación. Será el responsable del cumplimiento de las especificaciones técnicas.

Se establece, con carácter preceptivo, que todos los equipos de rayos X destinados a instalaciones de diagnóstico médico deben corresponder a modelos homologados.

3.1.2. Requerimientos para empresas de venta y asistencia.

Todas las actividades relacionadas con la venta y asistencia técnica de los equipos e instalaciones de Rayos X con fines médicos deben ser realizadas por entidades autorizadas.

Trámite para la concesión de autorización:

- Se debe formular la correspondiente solicitud ante la Dirección Provincial correspondiente, quien elevará expediente a la Dirección General de la Energía, que previo informe vinculante del C.S.N., dictará la resolución que proceda.

- En la solicitud se hará constar las actividades para las que se solicita la autorización, acreditando la capacidad técnica para ello. Deberá ir acompañada de la siguiente documentación:
 - identificación de la entidad.
 - memoria de actividades y experiencia en el área.
 - relación y organización del personal, adjuntando la cualificación y experiencia profesional.
 - relación de instalaciones y equipos.
 - procedimientos para garantizar la protección radiológica de los trabajadores expuestos (TE).

Una vez superado el trámite correspondiente, la entidad será inscrita en el "Registro de Empresas de venta y asistencia técnica de equipos de Rayos X con fines de diagnóstico médico", en la Dirección General de la Energía.

Con objeto de cubrir las posibles responsabilidades civiles que se derivasen de sus actuaciones, deberán suscribir una póliza de seguros por una cuantía de:

- 2 Mptas.(12.020,24 euros) si la entidad se dedica sólo a ventas.
- 5 Mptas. (30.050,6 euros) si la entidad se dedica sólo a asistencia.
- 6 Mptas. (36.060,73 euros) si se dedica a ambas actividades.

3.1.3. Procedimiento de declaración y registro de instalaciones de rayos X con fines médicos.

Deberá declararse ante la Dirección Provincial correspondiente la puesta en funcionamiento, ampliación o modificación de todas las instalaciones de Rayos X de diagnóstico.

Para ello deberán presentarse los documentos del anexo 4 del Decreto 1891/1991 que incluye los siguientes contenidos:

- declaración del uso de la instalación y sus condiciones de funcionamiento.
- certificados de homologación de equipos.
- certificado expedido por una Unidad Técnica de P.R. autorizada por el CSN que garantice la conformidad del proyecto con las especificaciones técnicas aplicables y que la construcción y montaje se adecuan al citado proyecto.
- garantía de cobertura de riesgos, según lo exigido en el reglamento de cobertura de riesgos nucleares para instalaciones de 3ª categoría.

La Dirección Provincial comunicará cualquier deficiencia al titular en el plazo de 3 meses a fin de que en el plazo de 10 días sea subsanada; si no existe contestación una vez transcurrido este periodo, se comunicará al titular que no se ha procedido al registro.

Las declaraciones conformes se inscribirán en la Dirección General de la Energía en el "Registro de instalaciones de Rayos X con fines de diagnóstico médico". La información de este registro se enviará periódicamente a los organismos competentes. La Dirección Provincial remitirá copia de las declaraciones al CSN para la verificación del cumplimiento de los requerimientos técnicos. La baja en el registro se producirá voluntariamente o como consecuencia de un expediente sancionador.

Las Unidades Técnicas de Protección Radiológica (UTPR) están obligadas a facilitar a la Dirección General de la Energía y al CSN todos los datos e informes que les sean requeridos. El titular solicitará a una UTPR, propia o contratada, un control de calidad de equipos y la vigilancia de los niveles de radiación al menos una vez al año.

En toda instalación se dispondrá de un Diario de Operación donde se anotarán todas las incidencias registradas, incluyendo:

- fechas de revisión de equipos,
- tiempo real de funcionamiento,
- niveles de radiación medidos, y
- personal.

El titular, además, debe remitir al CSN un informe anual con un resumen de todos los datos de la instalación.

3.1.4. Requisitos del personal.

Toda instalación de Rayos X con fines de diagnóstico médico, deberá ser dirigida por médicos, odontólogos, veterinarios o podólogos que posean los conocimientos adecuados sobre el diseño y uso de los equipos, riesgo radiológico asociado y medidas de seguridad y protección radiológica.

La operación de los equipos podrá realizarse por personal adecuadamente capacitado bajo la dirección y supervisión del responsable. La Resolución del CSN, de 5 noviembre de 1992, establece que esta capacitación podrá ser obtenida por personal que disponga de formación equivalente a F.P. de 2º grado o bachillerato superior.

Los conocimientos, adiestramiento y experiencia en materia de protección radiológica deberán acreditarse ante el CSN, que podrá realizar cuantas comprobaciones estime pertinentes, extendiendo los certificados que considere oportunos. El CSN podrá comprobar la permanente puesta al día de los conocimientos en materia de P.R.

La acreditación podrá obtenerse por la superación de cursos homologados por el CSN; bien sean programas académicos o bien cursos de formación y perfeccionamiento específicos.

En las instalaciones existirá, o se contratará, una Unidad o Servicio Técnico de Protección

Radiológica, debidamente autorizada por el CSN. La persona que ocupe el cargo de Jefe del Servicio o Unidad Técnica de Protección Radiológica deberá poseer un diploma específico expedido por el Consejo de Seguridad Nuclear.

La Unidad Técnica de Protección Radiológica deberá expedir un certificado que asegure la conformidad del proyecto de la instalación, y estará obligada a facilitar a la Dirección General de la Energía y al CSN cuantos informes les sean solicitados.

3.1.5. Infracciones

Según el R.D. 1891/1991 y de acuerdo con lo establecido en la Ley sobre Energía Nuclear y la Ley de Creación del CSN, serán infracciones:

Infracciones leves:

- Tener en funcionamiento instalaciones de Rayos X que no hayan sido objeto de declaración.
- Presentar con manifiesta negligencia documentación errónea o inexacta que impida el control de las instalaciones por el Consejo de Seguridad Nuclear o por la Administración, siempre que no tenga consecuencias negativas para la seguridad.
- No comunicar el cese de una instalación de Rayos X.
- No comunicar las modificaciones introducidas en la instalación.
- Incumplir las condiciones impuestas siempre que el incumplimiento no afecte a la seguridad de las instalaciones.
- Tener en marcha una instalación sin que el personal que dirija su funcionamiento o que opere los equipos cumpla las condiciones establecidas en el citado Real Decreto en cuanto a su capacidad, siempre que no afecte a la Seguridad.

Infracciones graves:

- Tener en funcionamiento una instalación de Rayos X inscrita en el correspondiente registro, que incumpla las condiciones de seguridad o protección radiológica cuando ésta afecte a la Seguridad y Protección Radiológica.
- Presentar, con negligencia, documentación errónea o inexacta, que impida el control de las instalaciones de Rayos X, siempre que las consecuencias para la seguridad o la protección radiológica no deban ser calificadas como graves.
- Incumplir las condiciones impuestas de forma que incida negativamente en la seguridad.
- Tener en funcionamiento una instalación de Rayos X sin que el personal que dirija y opere los equipos cumpla las condiciones establecidas en cuanto a su capacidad, siempre que el incumplimiento afecte a la seguridad.

Infracciones muy graves:

- Tener en funcionamiento una instalación sin declarar, o presentar documentación errónea, cuando el incumplimiento afecte de forma grave a la seguridad.
- Realizar actividades relacionadas con el proyecto, reparación, mantenimiento o verificación, sin estar la empresa inscrita en el correspondiente registro o realizarlas con manifiesta incompetencia técnica o incumpliendo las condiciones impuestas en forma tal que a juicio del C.S.N. incida en la seguridad.

Las infracciones leves se sancionarán con multa de 50.000 a 1.000.000 pesetas (300,5 – 6.010,12 euros), las infracciones graves con multa de 1.000.001 a 2.500.000 pesetas (6.010,13- 15.025,3 euros) y las infracciones muy graves con multa de 2.500.001 a 5.000.000 de pesetas (15.025,31-30.050,6 euros). Cuando la infracción se califique como muy grave podrá imponerse conjuntamente la suspensión temporal o definitiva de las actividades de la instalación.

La reincidencia podrá dar lugar a que se dupliquen las multas previstas.

Las infracciones prescribirán a los dos años.

Las sanciones prescribirán a los dos años.

Caducará la acción cuando, conocida la existencia de una infracción y finalizadas las diligencias dirigidas al esclarecimiento, hubieran transcurrido seis meses sin que la autoridad competente hubiera ordenado incoar el oportuno procedimiento.

Las sanciones serán impuestas previa instrucciones del correspondiente expediente.

El Consejo de Seguridad Nuclear podrá suspender por razones de seguridad el funcionamiento de las instalaciones de Rayos X con fines de diagnóstico médico.

3.2. Real Decreto 1976/1999 por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico

En este reglamento se establecen los criterios de calidad para asegurar la optimización en la obtención de imágenes y la protección radiológica del paciente en las unidades asistenciales de radiodiagnóstico, manteniendo las dosis recibidas por los trabajadores expuestos y el público sean tan bajas como razonablemente pueda alcanzarse.

La unidad asistencial de radiodiagnóstico comprende: la instalación o conjunto de instalaciones de rayos X con fines de diagnóstico médico y radiología intervencionista y los recursos humanos adscritos a las mismas.

Se dispone la obligatoriedad de implantar en todas las unidades asistenciales de radiodiagnóstico desde su funcionamiento **un programa de garantía de calidad** elaborado de acuerdo

con los protocolos nacionales o internacionales actualizados. Dicho programa de garantía de calidad constará por escrito y estará a disposición de la autoridad sanitaria competente y del CSN.

El titular de la unidad asistencial tiene la obligación de implantar dicho programa y nombrar al responsable para su confección, desarrollo y ejecución, remitiendo una copia a la autoridad sanitaria competente. Además, deberá dejar constancia documental anualmente, archivando los informes de las reparaciones, modificaciones y resultados de los controles demostrativos de la corrección, garantizando la reparación o suspensión temporal de los equipos que incumplan los criterios establecidos. Asimismo, deberá informar a la autoridad sanitaria competente de cualquier incidente o accidente que supere el umbral de dosis de los efectos deterministas en pacientes.

El titular podrá encomendar la realización de estas obligaciones a una o más personas. El responsable del programa de garantía de calidad dispondrá de protocolos escritos que se actualizarán periódicamente.

Las unidades asistenciales de radiodiagnóstico, cuando proceda, dispondrán del asesoramiento de especialistas en radiofísica hospitalaria, propios o concertados, que participarán en la confección del programa de garantía de calidad y aconsejará sobre temas relacionados con la protección radiológica.

A estos efectos, la autoridad sanitaria competente decidirá las unidades que deben disponer de especialistas en radiofísica hospitalaria y, en su caso, de número de dichos especialistas con que deben contar, así como si deben ser propios o concertados. Además, establecerá aquellas unidades que por su complejidad requieren disponer de un adecuado programa de mantenimiento por parte del proveedor, de la propia unidad o de una empresa de venta y asistencia técnica de acuerdo al RD 189/1991.

El programa de garantía de calidad incluirá, como mínimo:

- 1) **Aspectos de la justificación de las exploraciones radiológicas.** En este sentido, se establecerán los criterios de necesidad y elección de la técnica, minimización de la dosis y la responsabilidad del médico especialista, odontólogo o podólogo en el ámbito de su competencia, quienes elaborarán el informe radiológico.

- 2) **Medidas de control de calidad del equipamiento radiológico, sistemas auxiliares y equipos de medida,** que garantizarán la producción de imágenes de la mejor calidad posible para el diagnóstico con dosis al paciente tan bajas como sea posible, respetando los aspectos generales de la protección radiológica. Para ello se establecerá un programa de control de calidad de equipos que se ajustará a protocolos establecidos refrendados por sociedades científicas nacionales o por instituciones internacionales de reconocida solvencia.

El equipamiento radiológico se someterá a unos requisitos de aceptación con una prueba previa a la compra cuyos resultados se harán constar en un informe elaborado por el suministrador y aceptado por el representante comprador. El médico especialista participará en las especificaciones técnicas de la compra del equipo. Además, el responsable del programa de garantía de calidad deberá realizar unas pruebas de aceptación para referenciar el estado inicial del equipo que constarán también en un informe.

Si al verificar las dosis impartidas y la calidad de imagen se detectan anomalías, se realizarán los ensayos necesarios para averiguar sus causas, pudiendo suspenderse provisionalmente el funcionamiento del equipo si esto afecta a la seguridad radiológica. Se deberá, además, dejar constancia escrita, mediante certificación e informe, de la restitución del funcionamiento de un equipo cuando éste se repare, verificando dicha reparación.

Todos estos informes deberán ser archivados por el titular de la unidad asistencial durante el periodo de vida útil del equipo.

Los equipos de medidas de dosis deberán estar calibrados por laboratorios de metrología convenientemente acreditados, con la periodicidad recomendada por el fabricante y deberá constar en los protocolos del programa de garantía de calidad que, a su vez, definirá una periodicidad de verificación de los equipos.

- 3) **Procedimiento para la evaluación mínima anual de los indicadores de dosis** en pacientes. Los valores medios se compararán con los referenciados en el ANEXO 1 de este Real Decreto.

La verificación de la dosis impartidas a los pacientes detalladas en dicho anexo, se llevarán a cabo por los especialistas en radiofísica hospitalaria y se harán constar en un informe que el titular deberá archivar durante un periodo de 30 años. En el caso de mujeres gestantes será preceptivo la estimación de dosis al útero. El médico especialista, odontólogo o podólogo en el ámbito de sus competencias, se responsabilizará de que la exposición de los pacientes sea la mínima compatible con el fin que se persigue, y de que se dispongan de los medios necesarios para evitar la repetición de la exposición.

- 4) **Tasas de rechazo o repetición de imágenes.**
- 5) **Descripción de los recursos humanos y materiales necesarios** para realizar los procedimientos.
- 6) **Responsabilidad y obligaciones de las personas que trabajen en la unidad o con equipos adscritos a la misma.**
- 7) **Programa de formación** para la utilización del equipo de rayos X y protección radiológica, **formación continuada y formación específica** para el caso de **nuevas técnicas**, en la cual el suministrador de equipos deberá involucrarse.

- 8) **Verificación de los niveles de radiación con periodicidad mínima anual** de los puestos de trabajo y lugares accesibles al público. En el ANEXO II de este Real Decreto se detallan estas verificaciones.

- 9) **Procedimientos para el registro de incidentes o accidentes**, resultados de las investigaciones realizadas y medidas correctoras aplicadas.

Este reglamento establece, a su vez, requisitos sobre **la información al paciente**. Será el médico especialista quien deberá informar a un paciente antes de someterse a exploraciones de **altas dosis**, de los riesgos asociados y le presentará un **protocolo de consentimiento** que deberá ser firmado por el propio paciente, o su representante legal.

En el caso de **mujeres** con capacidad de procrear, el médico prescriptor y el médico especialista deberán preguntarles si están **embarazadas** o creen estarlo. Además, el titular adoptará las medidas necesarias de información, tales como carteles u otras dirigidas a las mujeres para que comuniquen si están embarazadas.

Por otra parte, la autoridad sanitaria competente establecerá las medidas para evitar la multiplicación innecesaria de instalaciones radiológicas médicas siguiendo los criterios de ordenación de recursos autorizados por la Dirección General de la Salud Pública.

En este reglamento, queda **prohibido** el uso clínico de los equipos de **fluoroscopia sin intensificador de imagen**, limitándose a circunstancias debidamente justificadas el uso de estos equipos con intensificadores de imagen.

Por último, se establece que la autoridad sanitaria competente vigilará el cumplimiento de lo establecido, estableciendo un sistema de auditoría. El incumplimiento de lo establecido constituirá infracción administrativa en materia de sanidad y será objeto de sanción.

3.3 Reglamento sobre instalaciones nucleares y radiactivas

Aprobado por Real Decreto 1836/1999 del 3 de diciembre de 1999, desarrolla los principios contenidos en la Ley sobre las aplicaciones pacíficas de la energía nuclear y establece el marco regulador para el régimen de autorizaciones administrativas, prueba y puesta en marcha de las instalaciones, inspección, personal, documentación de las mismas y cuanto se refiera a la fabricación de equipos para fines radiactivos, excepto para las instalaciones de radiodiagnóstico que se rigen por el Real Decreto 1891/1991.

El reglamento define y clasifica las instalaciones radiactivas en función de sus riesgos.

- **Instalaciones Radiactivas: Definición**

Se entiende por instalaciones radiactivas

- las instalaciones de cualquier clase que contengan una fuente de radiación ionizante,
- los aparatos productores de radiaciones ionizantes que funcionen con tensiones superiores a 5 kV.
- los locales, laboratorios, fábricas e instalaciones donde se produzcan, manipulen o almacenen materiales radiactivos. Se exceptúa el almacenamiento incidental durante su transporte.

- **Las instalaciones radiactivas se clasifican en tres categorías:**

- **1ª categoría:**

Las instalaciones industriales de irradiación.

Instalaciones radiactivas del ciclo de combustible nuclear: las fábricas de producción de uranio, torio y sus compuestos, las fábricas de producción de elementos combustibles de

© CSN-CIEMAT 2006

uranio natural.

▪ **2ª categoría:**

Instalaciones con una actividad igual o superior a mil veces el de exención tomando como referencia de actividad exenta por nucleido la fijada por este reglamento y contenida en el anexo I-A.

▪ **3ª categoría:**

Instalaciones que dispongan de una actividad igual o inferior a mil veces la de exención.

3.4. REAL DECRETO 783/2001 SOBRE PROTECCIÓN SANITARIA CONTRA LAS RADIACIONES IONIZANTES.

Tiene por objeto establecer las normas básicas de protección para el personal de las instalaciones nucleares y radiactivas y el público en general, para prevenir los riesgos de aparición de efectos biológicos nocivos que pudieran producirse como consecuencia de las prácticas y actividades que impliquen un riesgo de exposición a las radiaciones ionizantes. Este Real Decreto transpone a la legislación nacional la Directiva 96/29/ Euratom.

El reglamento establece las normas básicas y fundamentales de PR, las normas de vigilancia y control de las actividades con radiaciones ionizantes, y la clasificación de las personas en diferentes grupos, fijando medidas de vigilancia y protección en función de los riesgos. Asimismo, establece los límites de dosis autorizados para cada grupo.

Dada su importancia e interés para los profesionales con riesgo de exposición a las radiaciones ionizantes, este reglamento se ha desarrollado en el tema 11.

3.5 REGLAMENTO SOBRE JUSTIFICACIÓN DEL USO DE LAS RADIACIONES IONIZANTES PARA LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DE LAS PERSONAS CON OCASIÓN DE EXPOSICIONES MÉDICAS.

Este reglamento, aprobado por el RD 815/2001 (BOE 14/07/2001), tiene como objeto establecer los principios de justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección de las personas frente a exposiciones médicas, incluidas las exposiciones como parte de procedimientos médico-legales y la participación voluntaria en programas de investigación médica, biomédica de diagnóstico o terapia, así como la exposición de personas que colaboran voluntariamente, habiendo sido previamente informadas, en la ayuda y bienestar de personas sometidas a exposiciones médicas.

3.5.1 Justificación de las exposiciones médicas

Toda exposición médica deberá proporcionar un beneficio neto suficiente, teniendo en cuenta los beneficios para la salud de las personas y la sociedad frente al detrimento individual que pueda causar la exposición, valorándose otras técnicas alternativas disponibles y la información diagnóstica anterior. La decisión final quedará a criterio del especialista correspondiente, habiéndose involucrado previamente en el proceso de justificación el médico prescriptor, el especialista, el odontólogo y el podólogo, en el ámbito de su competencia. **Las exposiciones que no puedan justificarse quedarán prohibidas.**

Todos los nuevos tipos de prácticas que impliquen exposiciones médicas, se deberán justificar, antes de su adopción rutinaria, debiendo ser revisadas cuando se obtengan pruebas sobre su eficacia o consecuencias y constanding en el programa de garantía de calidad de la unidad asistencial que quedará a disposición de la autoridad sanitaria correspondiente.

Si un tipo de práctica no está justificada genéricamente, se podrá justificar de manera individual en circunstancias especiales y constará en la historia clínica del paciente. Se prestará especial atención en el caso de mujeres con capacidad de procrear o embarazadas, teniendo en cuenta la exposición de la futura madre y fundamentalmente del feto.

3.5.2 Responsabilidad

En las unidades asistenciales de radiodiagnóstico, el médico especialista y el odontólogo y el podólogo, en el ámbito de sus competencias, serán los responsables de valorar la correcta indicación del procedimiento radiológico, definiendo alternativas en su caso, las exploraciones previas para evitar repeticiones innecesarias, la correcta realización y posible repetición de procedimientos defectuosos y emitir en informe radiológico final.

En el informe final deberán constar los hallazgos patológicos, el diagnóstico diferencial y el final del estudio, señalándose, si procede, los posibles procedimientos complementarios, efectuándolos, cuando sea posible, de inmediato.

3.5.3 Exposiciones por razones médico-jurídicas

Las exposiciones de personas como parte de procedimientos realizados con fines jurídicos o de seguros sin indicación médica deberán estar siempre justificadas manteniendo las dosis resultantes tan bajas como razonablemente puede alcanzarse. La justificación y los procedimientos constarán por escrito en el programa de garantía de calidad y estarán a disposición de la autoridad sanitaria correspondiente.

Las instalaciones radiológicas destinadas a este fin estarán sujetas al Real Decreto 1891/1991 sobre instalaciones y utilización de equipos de rayos X con fines de diagnóstico médico, así como al RD 1976/1999, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico.

3.5.4 Protección de las personas que ayuden voluntariamente a pacientes sometidos a exposiciones médicas

Las exposiciones de las personas que ayuden a pacientes sometidos a exposiciones médicas deberán tener suficiente beneficio neto, teniendo en cuenta el detrimento que la exposición pueda causar. Además, el responsable del programa de garantía de calidad de la unidad asistencial de

radiodiagnóstico, radiología intervencionista y medicina nuclear, establecerá en dicho programa restricciones de dosis para las exposiciones de estas personas. Asimismo, dispondrá de una guía adecuada en la que constará información básica sobre los efectos de las radiaciones ionizantes que deberá proporcionar a estas personas y estará a disposición de la autoridad sanitaria competente.

Cuando sea necesario la inmovilización de pacientes, ésta se realizará mediante sujeciones mecánicas. Si esto no fuera posible, la inmovilización será realizada por una o más personas que ayuden voluntariamente. Estas personas deberán recibir instrucciones precisas para reducir al mínimo su exposición, procurando no quedar expuestas al haz directo de radiación y utilizando guantes, cuando proceda, y delantales plomados disponibles en la unidad en número suficiente para su uso simultáneo. En ningún caso se encontrarán entre ellos menores de 18 años ni mujeres gestantes. Si no dispone de personal voluntario, la inmovilización la llevará a cabo el personal profesionalmente expuesto por turnos rotativos.

3.5.5. Formación en protección radiológica

Los programas de formación médica especializada de oncología, radioterapia, radiodiagnóstico y medicina nuclear, y en los de aquellas especialidades médicas en las que se pueda aplicar las radiaciones ionizantes con fines diagnóstico o terapéuticos, incluirán un curso de protección radiológica con objetivos específicos para el desempeño de las prácticas con radiaciones ionizantes. Asimismo, una relación de objetivos similares adaptados al nivel de responsabilidad correspondiente se incluirá en los programas de técnicos superiores en imagen para el diagnóstico y técnicos superiores en radioterapia.

A este efecto, el Ministerio de Educación, Cultura y Deporte, previo informe del Ministerio de Sanidad y Consumo, y a propuesta del Consejo Nacional de Especialidades Médicas, tomará las medidas oportunas.

Además, todo personal implicado en las unidades de radiodiagnóstico, radioterapia y medicina nuclear y en aquellas otras que puedan estar relacionadas con el uso de radiaciones ionizantes, deberán

participar en actividades de formación continuada, siéndoles proporcionada una formación adicional previa al uso clínico cuando se instale un nuevo equipo.

Los programas de formación continuada deberán ser acreditados por la autoridad sanitaria correspondiente, implicando a los suministradores de equipos en el caso de instalación de una nueva técnica o equipo.

3.5.6 Auditoria, vigilancia, infracciones y sanciones

Para la certificación de los correspondientes programas de garantía de calidad se deberán tener en cuenta los objetivos previstos en este Real Decreto.

La autoridad sanitaria competente vigilará el cumplimiento de lo establecido en este Real Decreto, proponiendo las medidas correctoras oportunas, cuando proceda. El incumplimiento de lo establecido constituirá infracción administrativa en materia de sanidad.

Se dispondrá de un plazo de un año a la entrada en vigor de este Real Decreto para adaptar los programas de calidad correspondientes según lo establecido.

4.- OTRAS NORMAS DE INTERÉS

Además de las leyes y Reglamentos citados, existen otras reglamentaciones que tienen relación directa con las instalaciones radiactivas de uso médico.

- **Orden de 18 de Octubre de 1989 por la que se suprimen las exploraciones radiológicas sistemáticas en los exámenes de salud de carácter preventivo.**

La introducción de los conceptos de justificación, optimización y limitación de dosis (ICRP-26) incluidos en el Reglamento de Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes aconsejan suprimir las

exploraciones radiológicas sistemáticas en los exámenes de salud de carácter preventivo.

La orden establece que las exploraciones radiológicas serán admisibles sólo cuando estén médica o epidemiológicamente justificadas y no existan medios de diagnóstico que impliquen menor riesgo para la salud.

- **Real Decreto 1132/1990 de 14 de septiembre por el que se establecen medidas fundamentales de protección radiológica para las personas sometidas a exámenes y tratamientos médicos.**

Este Decreto recoge las directrices contenidas en la Directiva del Consejo 84/466/EURATOM en la que se fijan medidas fundamentales relativas a la protección de los pacientes y mejora de la calidad y eficacia del acto radiológico médico con objeto de evitar exposiciones inadecuadas o excesivas, sin impedir el buen uso de las radiaciones ionizantes en la detección precoz o tratamiento de enfermedades.

El Decreto establece que toda exposición a radiaciones ionizantes en un acto médico deberá realizarse al nivel de dosis más bajo posible y deben cumplirse los siguientes requisitos:

- El acto debe estar médicamente justificado y realizarse bajo la responsabilidad de médicos u odontólogos.
- Los responsables del uso de las radiaciones ionizantes deben poseer los conocimientos adecuados de protección radiológica adquiridos durante su formación universitaria o mediante estudios complementarios.
- Todo el personal técnico que colabore en el uso de las radiaciones ionizantes deberá poseer los conocimientos adecuados sobre las técnicas aplicables y normas de protección radiológica establecidas.

- Todas las instalaciones radiactivas de uso médico serán objeto de vigilancia estricta por parte de la Administración Sanitaria.
- Cuando el número de equipos o técnicas empleadas lo aconsejen, se dispondrá de un experto cualificado en radiofísica.
- El Ministerio de Sanidad y Consumo realizará un Censo Nacional de todas las instalaciones radiactivas de uso médico existentes en el territorio nacional.
- Las modificaciones, cese de actividades o clausura de las instalaciones que varíen los datos del censo, deberán comunicarse a la Dirección General de Salud correspondiente.

Lo dispuesto en este Real Decreto no excluye el cumplimiento de los Reglamentos anteriores.

Este R.D. se amplía con el R.D. 815/2001 sobre justificación del uso de las radiaciones ionizantes para la protección de las personas con ocasión de exposiciones médicas que incorpora al ordenamiento jurídico español la Directiva 97/43/EURATOM que sustituye a la Directiva 84/466.

5.- LEGISLACIÓN COMUNITARIA APLICABLE

- **La comunidad europea de energía atómica (EURATOM):**

Constituida en 1957 por los tratados de Roma, surgió como un esfuerzo de los seis países que la constituían (Alemania, Bélgica, Francia, Holanda, Italia y Luxemburgo) para abordar el problema de la escasez de recursos energéticos previstos. A los seis países mencionados anteriormente, se adhirieron más tarde, los restantes países constituyentes de la Unión Europea.

Establece que cada Estado miembro ha de adoptar las disposiciones legales, reglamentarias y administrativas necesarias para garantizar el cumplimiento de las normas básicas establecidas por la Comunidad y ha de tomar las medidas necesarias en lo que se refiere a enseñanza y educación profesional.

La adhesión de España a las Comunidades Europeas implica el reconocimiento del carácter vinculante del derecho Comunitario y de los procedimientos existentes para asegurar la uniformidad.

Cabe destacar, como característica importante del EURATOM, su facultad reglamentaria, lo que constituye un fuero de normativa legal y técnica cuyo nivel de cumplimiento y alcance es el siguiente:

Los **Reglamentos** tienen un alcance general. Son obligatorios en todos sus elementos y directamente aplicables en cada Estado.

Las **Directivas** obligan al Estado miembro en cuanto al resultado que deba conseguirse, dejando a las autoridades nacionales a la elección de la forma y los medios para alcanzarlo.

Las **decisiones** son obligatorias en todos sus elementos para todos sus destinatarios.

Las **recomendaciones** y los dictámenes no son de obligado cumplimiento.

▪ **Normas más importantes en temas de PR.**

- **Normas básicas de protección sanitaria de la población y los trabajadores expuestos.**

La directiva 96/29 de 13 de mayo de 1996, que deroga las anteriores, contiene las

definiciones de los conceptos, unidades y términos utilizados en Protección Radiológica, el régimen de declaración y autorización de las actividades, la limitación de dosis, los límites derivados, las exposiciones accidentales, etc., que están recogidos en nuestra reglamentación.

- **Protección radiológica de personas sometidas a exámenes médicos.**

El contenido de la Directiva 97/43/EURATOM está recogido en los Reales Decretos 1132/1990 y 815/2000 de nuestra legislación.

A continuación aparecen las figuras y anexos que se citan en el texto, que se adjuntan como complemento para consulta en el estudio de este tema de Legislación.

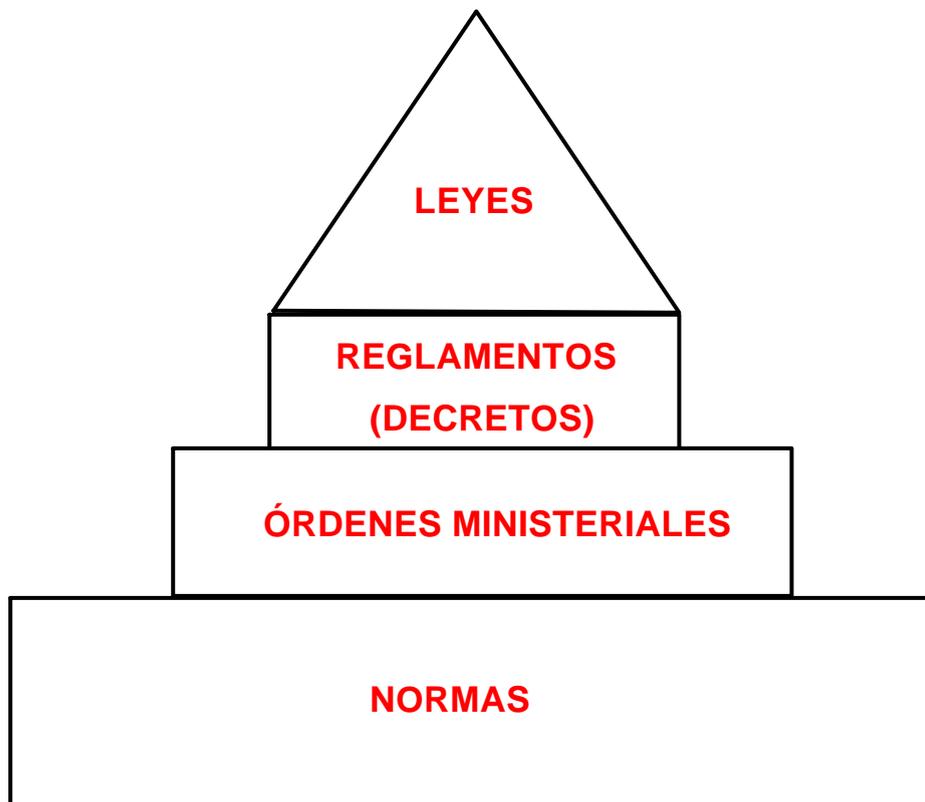


Figura 1.

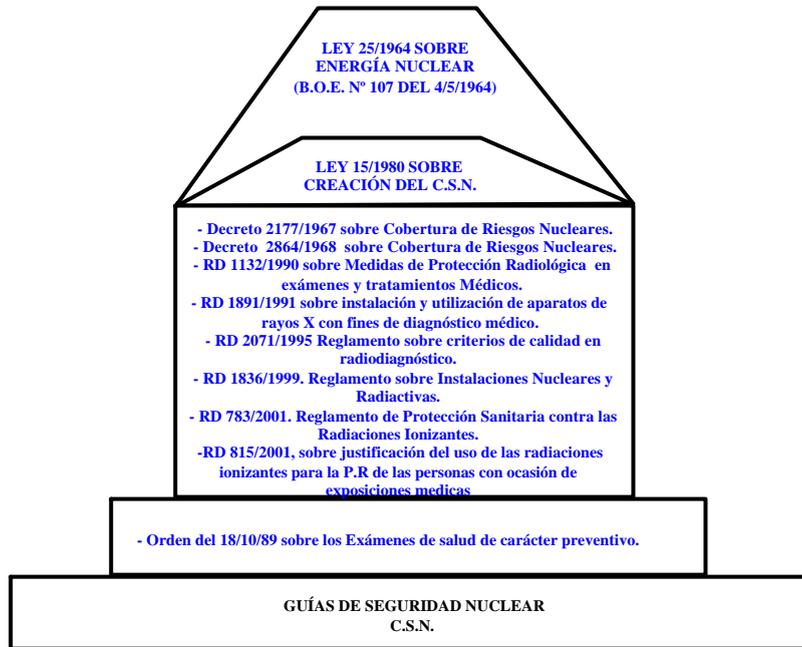


Figura 2.

ANEXOS

1. Características técnicas de las salas de radiodiagnóstico

2. Formulario para la declaración de instalaciones de radiodiagnóstico.

ANEXO 1

- LEY 25/1964 SOBRE ENERGIA NUCLEAR.

Resumen de los capítulos y de los aspectos más importantes de su contenido (consta de 97 artículos clasificados en 15 capítulos):

CAPITULOS.

I. OBJETO DE LA LEY Y DEFINICIONES:

- Regular aplicaciones pacíficas de la energía nuclear, protegiendo de sus peligros y de los efectos nocivos de las radiaciones.

II. AUTORIDADES Y ORGANISMOS CON COMPETENCIA NUCLEAR ESPECIFICA:

- Ministerio de Industria y Energía y la JEN (CIEMAT, organismo técnico autónomo).

III. COORDINACION INVESTIGACION Y ENSEÑANZA NUCLEAR:

- Instituto de Estudios Nucleares.

IV. EXPLOTACION DE MINERALES RADIATIVOS Y SUS CONCENTRADOS:

- Se declara libre y se fijan normas técnico-administrativas.

V. AUTORIZACIONES ADMINISTRATIVAS DE LAS INSTALACIONES NUCLEARES Y RADIATIVAS:

- Está desarrollado en el Reglamento sobre instalaciones nucleares y radiactivas (1972).

VI. MEDIDAS DE SEGURIDAD Y DE PROTECCION CONTRA LAS RADIACIONES IONIZANTES:

- Está desarrollado en el Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones ionizantes (1982), modificado en R.D. 1753/1987.

VII. RESPONSABILIDAD CIVIL POR DAÑOS NUCLEARES:

- Responsabilidad objetiva y limitada en su cuantía.

VIII. COBERTURA DEL RIESGO NUCLEAR:

- Está desarrollado en el Reglamento sobre cobertura de riesgos nucleares (1967).

IX. RECLAMACION POR DAÑOS NUCLEARES:

- Se ejercita ante Tribunales Jurisdicción Ordinaria.

X. REPARACION DE DAÑOS NUCLEARES POR EL ESTADO:

- Cuando se sobrepasa el límite de cobertura se subroga al Estado.

XI. BUQUES Y AERONAVES NUCLEARES:

- Define las autoridades competentes.

XII. INVENCIONES EN ENERGIA NUCLEAR (PATENTES Y MARCAS):

- Reconoce la propiedad industrial de las mismas.

XIII. DELITOS Y PENAS:

- Tipifica los daños nucleares y sus penas.

XIV. SANCIONES ADMINISTRATIVAS EN MATERIA NUCLEAR:

- Establece cuantía máxima y autoridades competentes.

XV. DISPOSICIONES FINALES.

ANEXO 2

- RESUMEN DE LA LEY 15/1980 DE CREACION DEL CONSEJO DE SEGURIDAD NUCLEAR:

Resumen de los aspectos más importantes de su contenido.

PARTE PRIMERA

ART. 1? DEFINICION DEL CONSEJO

ART. 2? FUNCIONES DEL CONSEJO

ART. 3? TRAMITACION EXPEDIENTES Y CONCESIONES
AUTORIZADAS

PARTE SEGUNDA

ART. 4? CONSTITUCION DEL CONSEJO

ART. 5? NOMBRAMIENTOS

ART. 6? INCOMPATIBILIDADES

ART. 7? CESES ART. 8?. PERSONAL TECNICO

PARTE TERCERA

ART. 9? BIENES Y MEDIOS ART.

10? TASA DE SERVICIOS

PARTE CUARTA DE LOS INFORMES DEL CONSEJO

ART. 11? INFORMES PERIODICOS DEL CONSEJO A LAS CORTES

GENERALES

ADICIONAL 1?DEFINICIONES

ADICIONAL 2?SANCIONES

ADICIONAL 3?DELEGACION FUNCIONES A COMUNIDADES AUTONOMAS

TRANSITORIA 1?RENOVACION CONSEJEROS

TRANSITORIA 2? CONSTITUCION CONSEJO Y TRANSFERENCIA DE
FUNCIONES DE LA JEN

TRANSITORIA 3? INTEGRACION EN CONSEJO DE FUNCIONARIOS JEN

TRANSITORIA 4?ALCANCE DE TRANSFERENCIA DE FUNCIONES

FINAL 1?APROBACION ESTATUTO CONSEJO

FINAL 2?REESTRUCTURACION JEN

FINAL 3? TRANSFERENCIAS CREDITOS AL CONSEJO FINAL 4?

TRANSFERENCIA DE MEDIOS MATERIALES DE LA JEN

Curso de PR para DIRIGIR instalaciones de Rayos X con fines de diagnóstico médico (IRD)

ESPECIALIDAD: GENERAL

PRÁCTICAS

PRÁCTICA 1

DESCRIPCION Y MANEJO DE MONITORES DE RADIACIÓN Y DOSÍMETROS PERSONALES

GUIÓN:

- a) Mostrar un equipo detector de radiación ionizante empleado en dosimetría de área y su uso en las condiciones habituales de operación.
- b) Realizar las verificaciones previas al uso del equipo.
- c) Realizar varias medidas en distintos puntos de la instalación.
- d) Medir a distintas distancias de una fuente emisora, interponiendo diferentes blindajes.
- e) Mostrar diferentes dosímetros personales y operacionales y su uso en las condiciones habituales de operación.
- f) Enseñar las diferentes partes de los dosímetros: material sensible a la radiación, soporte, dispositivos de lectura y de puesta a cero, etc.

MATERIAL NECESARIO:

La práctica descrita se realiza con los materiales y detectores que se detallan a continuación, pudiéndose llevar a cabo con otros dispositivos siempre que sean adecuados a los requerimientos de la práctica definidos en el guión y a las condiciones reales de la instalación donde se vaya a impartir la práctica.

1. Monitor portátil.
2. Fuentes de radiación para verificación.
3. Equipo de rayos X con escopia.
4. Maniquí de agua.
5. Dosímetros personales: TLD (termoluminiscencia) de solapa y de muñeca y electrónicos.
6. Dosímetro operacional.

1. MONITOR DE RADIACIÓN AMBIENTAL.

La vigilancia radiológica de las áreas de trabajo, en que se opere en campos de radiación ionizante, se realiza mediante monitores que pueden ser fijos o portátiles. Estos dispositivos miden la exposición, la dosis absorbida, o sus respectivas tasas, en puntos significativos de la instalación.

Estos instrumentos utilizan como detector una cámara de ionización y permiten la modificación de su sensibilidad (bien de modo manual o automático) para adecuarse a diversas intensidades del campo de radiación. (Fig 1).

Para que la medida sea correcta el monitor tiene que estar calibrado previamente en un laboratorio oficial y la verificación de su calibración se efectúa por el usuario utilizando una fuente patrón que debe producir una lectura determinada cuando se sitúe en un punto previsto del detector.



FIG. 1. Monitor portátil analógico-digital Innovisión 451 P

1.1. Descripción del monitor de radiación ambiental

Se propone el monitor de radiación Babyline 81 ó equivalente (Fig. 2). Este equipo es un monitor portátil con una cámara de ionización presurizada que permite la medida de dosis y tasa de dosis absorbida en tejidos humanos, para una irradiación de fotones primarios y dispersos en el rango de energías entre 8 keV y 10 MeV y ocasionalmente de electrones.

La unidad viene en una carcasa que contiene el amplificador de alta ganancia y los circuitos electrónicos de procesado. Las pilas se encuentran en el interior del mango. La cámara de ionización y su caperuza se fijan a la carcasa.

Dispone de un interruptor que permite encender la unidad y comprobar el ajuste de cero del galvanómetro y otro para seleccionar la escala de medida.

Tiene una aguja de tamaño suficiente para hacer cómodas las lecturas.

Tiene forma de pistola para facilitar el manejo del aparato.

Sus características son las siguientes:

- Medida de la tasa de dosis absorbida en seis escalas: desde 10 $\mu\text{Gy/h}$ hasta 1.000 mGy/h y de la dosis absorbida en cinco escalas: desde 10 μGy hasta 100 mGy.
- Cámara de ionización de 515 cm^3 con pared de material equivalente a tejido de 7 mg/cm^2 y caperuza extraíble de 300 mg/cm^2 .
- Respuesta uniforme entre 8 keV y 2MeV.



Fig. 2. Monitor portátil Babyline 81

1.2. Manejo del monitor de radiación

- Para encender el equipo, se gira el botón superior derecho a la posición TEST para comprobar el estado de la batería: la aguja debe estar en la zona negra de referencia (entre los valores 0,6 y 0,9). En caso contrario, se deberán sustituir las pilas.
- Se sigue girando el botón hasta la posición MESURE.
- Ajuste de cero. Se coloca el botón grande de la izquierda en posición ZERO. La aguja debe marcar "0". En caso contrario, se deberá corregir con el botón inferior derecho ZERO.
- Verificación del monitor. Se colocará el botón grande de la izquierda en posición "10 $\mu\text{Gy/h}$ " y se medirá la radiación emitida por la fuente encapsulada de Sr-90 + Y-90 en su cara de 10 $\mu\text{Gy/h}$ en contacto con la cámara (es necesario tener en cuenta la fecha de su calibración). Posteriormente se podrá también medir la radiación de la fuente en la escala de "100 $\mu\text{Gy/h}$ " colocando la cara correspondiente a 100 $\mu\text{Gy/h}$.
- Una vez finalizado este proceso conviene dejar 2 minutos de calentamiento antes del comienzo de la medida.
- Para medir la radiación de una fuente, es recomendable utilizar escalas altas y luego ir bajando para evitar una sobrecarga.

1.3. Medidas de tasa de dosis con el monitor de radiación en distintos puntos de la instalación.

Se utiliza un maniquí de agua que simula al paciente, a efectos de la radiación dispersa producida. Se elegirán tres puntos de la sala situados a diferentes distancias del maniquí. Se dispara el equipo y se mide la tasa de dosis en cada punto. Las medidas realizadas se anotan en la tabla siguiente:

Técnica utilizada: _____ kV _____ mA _____ s

Punto	Tasa de dosis ($\mu\text{Gy/h}$)

1.4. Medidas de tasa de dosis con el monitor de radiación interponiendo diferentes blindajes.

Siguiendo con el maniquí de agua que simula al paciente, a efectos de la radiación dispersa producida, se mide la tasa de dosis en tres puntos de la instalación situados detrás del blindaje del operador, detrás de una barrera secundaria y detrás de una barrera primaria. Las medidas realizadas se anotan en la tabla siguiente:

Técnica utilizada _____ kV _____ mA _____ s

Punto	Tasa de dosis ($\mu\text{Gy/h}$)

2. DOSÍMETROS

2.1. Dosímetros personales de solapa.

Se utilizan para la vigilancia radiológica individual. El dosímetro de solapa está diseñado para la medida de las dosis equivalentes personales profunda Hp(10) y superficial Hp(0,07) ya que sus detectores están constituidos con un material equivalente a tejido. También pueden discriminar de la energía de la radiación incidente.

Incorpora una lámina de aluminio anodizado con cuatro detectores termoluminiscentes de LiF: Mg, Ti, en forma de pastillas de 4,5 mm de diámetro y 0,6 mm de grosor. Cada lámina está identificada mediante un número de 8 dígitos grabado en forma de código de barras y de número legible.

El fluoruro de litio, activado con Mg y Ti, almacena la energía que recibe de la radiación ionizante. Durante el proceso de lectura es calentado (hasta una temperatura de 300°C), liberando en forma de luz la energía almacenada. La cantidad de luz emitida es proporcional a la dosis de radiación recibida por cada detector.

La lámina con los detectores se coloca entre dos láminas idénticas de plástico con cuatro filtros, de modo que cada filtro está enfrentado a un detector. El diseño del dosímetro es simétrico de forma que cada detector está situado entre dos filtros iguales. (Fig. 3).

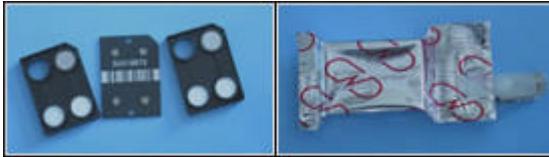


FIG. 3. Componentes del dosímetro de solapa TLD

Los filtros utilizados, todos ellos de 11,8 mm de diámetro, son los siguientes:

Filtro 1. 3,9 mm de plástico PTFE (politetrafluoroetileno).

Filtro 2. 3 mm de cobre, más 0,5 mm de plástico PTFE a cada lado.

Filtro 3. Ventana abierta, sin filtración.

Filtro 4. 4 mm de aluminio

El conjunto de las tres láminas está encerrado herméticamente en una bolsa de melinex aluminizado que protege a los detectores de la luz y de contaminantes. Sobre la bolsa se imprime la identificación del usuario y el mes de uso para el que está destinado el dosímetro.

La utilización de los filtros provoca que la radiación que llega a cada detector sea atenuada por los mismos. La atenuación de la radiación incidente por cada filtro depende de la energía de la misma. A partir de los cocientes de las lecturas de los detectores situados bajo filtros diferentes se pueden hacer estimaciones de la energía media de la radiación incidente.

Las dosis se calculan a partir del promedio de los cuatro detectores, normalizadas con respecto a la energía del Cs-137. Para energías inferiores la respuesta media del LiF, en condiciones de laboratorio, es alrededor de un 30% superior a la del Cs-137. No obstante, en condiciones de campo, existen otros factores, como la incidencia angular, que afectan de forma notable a la respuesta del dosímetro.

2.2. Dosímetros personales de muñeca.

El dosímetro de muñeca está diseñado para la medida de la dosis equivalente personal superficial $H_p(0,07)$, no permitiendo la discriminación de la energía de la radiación incidente. (Fig. 4).



FIG. 4. Componentes del dosímetro de muñeca TLD.

Incorpora únicamente una lámina con detectores como la descrita en el caso del dosímetro de solapa. No incorpora ninguna lámina con filtros por lo que no se puede utilizar el algoritmo para estimación de la energía media de la radiación incidente.

Dicha lámina se introduce en una bolsa de polivinilo de color negro, para proteger los detectores de la luz. Sobre la bolsa se adhiere una etiqueta con la identificación del usuario y el mes de uso para el que está destinado el dosímetro. El conjunto se introduce en una muñequera de plástico, dotada de una cinta de velcro y herméticamente sellada para evitar contaminantes.

2.3. Dosímetros operacionales

Son dosímetros de lectura directa y de pequeño tamaño, basados en detectores de ionización o en detectores de silicio que, al alcanzar un valor prefijado de dosis absorbida, emiten una señal acústica.

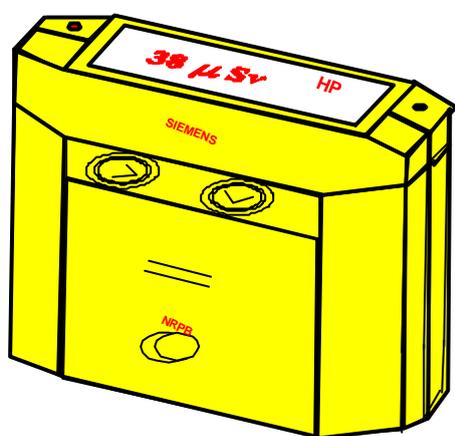


FIG 5. Dosímetro digital SIEMENS NRFB

En un sistema de lectura digital (Fig. 5), se puede obtener además el valor de la dosis acumulada lo que permite una lectura instantánea de dosis y de tasa de dosis para dosis profunda y superficial.

Existen otros tipos de dosímetros operacionales, como los dosímetros de pluma, que tienen una pequeña cámara de ionización (1) sensible a la radiación X o gamma, un electrómetro de fibra de cuarzo (2), para medir la carga de un condensador (3), montado sobre un aislante (4) de alta calidad y un microscopio (5), para leer la imagen de la fibra desde un retículo (6). (Fig 6).

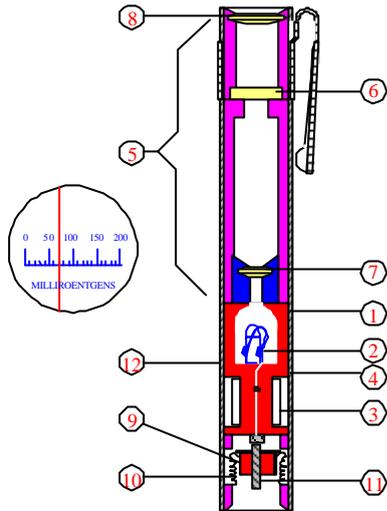


FIG. 6. Dosímetro de pluma.

El electrómetro consta de dos electrodos, uno de los cuales está constituido por una fibra móvil de cuarzo metalizado. La parte inferior del dosímetro se encuentra obturada con un cierre elástico de fuelle (10), en el que va montado un aislante (9) que soporta un electrodo de carga.

Se ponen a cero mediante el lector cargador de la Fig. 7.

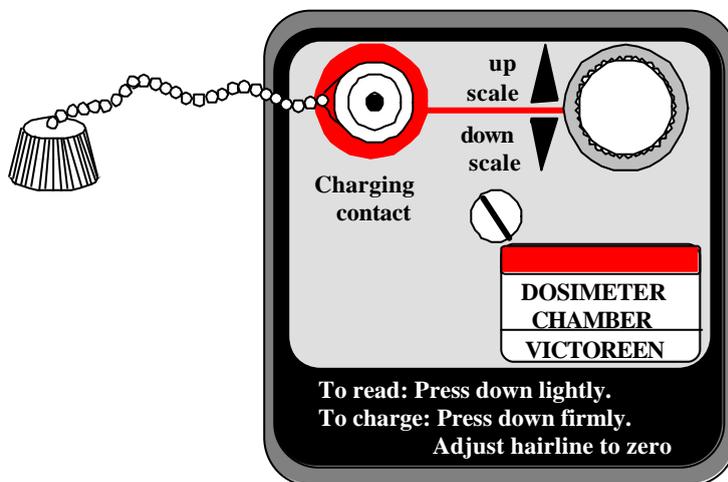


FIG. 7. Lector – Cargador para dosímetros de pluma

PRÁCTICA 2

PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN INSTALACIONES DE RAYOS X

ÍNDICE

1. **INTRODUCCIÓN.**
2. **OBJETIVO.**
3. **MATERIAL NECESARIO PARA LA REALIZACIÓN DE LA PRÁCTICA.**
4. **IDENTIFICACIÓN DEL EQUIPO.**
5. **DISEÑO, CONSTRUCCIÓN, CLASIFICACIÓN Y SEÑALIZACIÓN DE ZONAS DE LA INSTALACIÓN DE RADIOLOGÍA.**
6. **EVALUACIÓN DE LA DOSIS ANUAL EN DISTINTOS PUNTOS DE LA INSTALACIÓN.**
 - 6.1.- Valoración de la carga de trabajo semanal de la instalación.
 - 6.2.- Cuantificación de los niveles de radiación en diferentes puntos de la instalación.
 - 6.3.- Cálculo de la dosis anual.
7. **EFICACIA DE LOS BLINDAJES.**
 - 7.1.- Blindajes estructurales.
 - 7.2.- Blindajes no estructurales: elementos de protección personal.
8. **PROCEDIMIENTOS BÁSICOS DE OPERACIÓN**
9. **ANEXO I:** Valores orientativos de las cargas de trabajo semanales.
10. **ANEXO II:** Factores de Uso y Ocupación

1.- INTRODUCCIÓN

La protección radiológica en una instalación de rayos X con fines de diagnóstico médico debe garantizar la protección de las personas, de modo que las dosis equivalentes de radiación que pudiera recibir el personal profesionalmente expuesto, los pacientes y los miembros del público sean tan pequeñas como sea razonablemente posible.

Tres aspectos deben tenerse fundamentalmente en cuenta:

1. Protección radiológica incorporada al equipo.
2. Protección radiológica incorporada al diseño y construcción de la instalación: clasificación y señalización adecuada en la sala, medida de la eficacia de las barreras de protección radiológica
3. Protección radiológica durante el funcionamiento de la instalación, utilizando adecuadamente los equipos y el material de protección radiológica disponible en la sala, y entrenando al personal en la optimización de los métodos de trabajo ..

2.- OBJETIVO

El objetivo de esta práctica es la verificación de las condiciones de Protección Radiológica en una instalación de Radiodiagnóstico.

Para ello es necesario:

- Conocer el manejo de un detector para protección radiológica e interpretar las indicaciones de los monitores de radiación utilizados habitualmente en protección radiológica (Visto en la 1ª práctica).
- Saber cuantificar los niveles de radiación en los diferentes puntos de la instalación.
- Estimar la dosis anual que podría recibir el personal de operación y los miembros del público en los diferentes puestos de trabajo y lugares de la instalación, considerando la carga de trabajo semanal de la sala, los resultados de las medidas de los niveles de radiación, los factores de ocupación y de uso.
- Clasificación y señalización de zonas.

- Estimar la eficacia de los blindajes estructurales existentes (barreras primarias y secundarias) y comprobar la eficacia e integridad de los blindajes no estructurales (delantales, guantes, gafas, protectores de tiroides y gónadas).
- Describir los procedimientos básicos de operación que supongan una reducción de las dosis impartidas.
- Comprobación de la variación de la tasa de dosis producida por la radiación dispersa en función del tamaño del campo irradiado, kVp, intensidad de la corriente y tiempo de irradiación, de distancia foco-piel y piel-intensificador si se trata de un arco quirúrgico.

3.- MATERIAL NECESARIO PARA LA REALIZACION DE LA PRÁCTICA

- Cámara de ionización de gran volumen para medidas de radiación dispersa.
- Cámara de ionización de pequeño volumen para medidas de radiación directa.
- Material de protección empleado en sala (guantes plomados, delantales, etc.).
- Maniquí dispensor (p.ej. 20 cm. de metacrilato).

4.- IDENTIFICACIÓN DEL EQUIPO

Identifíquese el equipo con el que se realiza la práctica:

Generador. Marca: _____ Modelo: _____

Tubo. Marca: _____
Modelo: _____

Accesorios (intensificador, TV, cine, etc): _____

5. DISEÑO, CONSTRUCCIÓN, CLASIFICACIÓN Y SEÑALIZACIÓN DE ZONAS DE

LA INSTALACIÓN DE RADIODIAGNÓSTICO.

Comprobar que en la sala de radiodiagnóstico se cumplen las siguientes medidas:

1. Comprobar que las zonas vigiladas y controladas de la instalación están convenientemente señalizadas mediante el símbolo internacional del trébol bordeado de puntos radiales que tendrán distinto color según la clasificación de la zona (todas las puertas de acceso directo a la sala deben estar correctamente señalizadas).
2. Comprobar si en un lugar visible del acceso a la sala hay una señal luminosa de color rojo que indique cuándo hay emisión de rayos X.
3. Comprobar que la sala de radiodiagnóstico no es un lugar de paso para acceder a otras dependencias.
4. Comprobar que los pupitres de control de los equipos de rayos X están protegidos mediante mamparas blindadas y que éstas disponen de visores y están provistas de comunicación con el paciente.
5. Comprobar que los porta chasis no están colocados en:
 - Zonas del puesto de control.
 - La inmediata proximidad de las puertas.
 - Muros de la sala de revelado o cámaras oscuras.

6. EVALUACIÓN DE LA DOSIS ANUAL EN LOS DISTINTOS PUNTOS DE LA INSTALACIÓN.

Se valorará la carga de trabajo semanal de la instalación, los factores de ocupación y de uso y se realizarán medidas de dosimetría de área con el fin de estimar las dosis anuales que podría recibir el personal profesionalmente expuesto y los miembros del público que permanecen en las zonas colindantes a la sala de radiodiagnóstico. Se determinarán también los niveles de radiación dispersa que recibiría el operador en función de su posición con respecto al foco emisor y al paciente.

Las medidas de dosimetría de área se tomarán con una cámara de ionización en distintos puntos de las zonas colindantes a la sala, para ello se colocará un dispersor (un bloque de metacrilato de 20 cm de espesor o u recipiente con agua) en la posición del paciente y se manipulará el equipo intentando conseguir disparos largos.

6.1. VALORACIÓN DE LA CARGA DE TRABAJO SEMANAL DE LA INSTALACIÓN.

La carga de trabajo “W” se define por el cociente:

$$W = \frac{I \cdot t}{sem}$$

dónde:

- I es la intensidad de corriente mA.
- t_i es el tiempo de emisión de radiación en el intervalo t (generalmente se considera t=1 semana).
- Si se utilizan distintos valores de I en estudios o técnicas diferentes, se suman todos los productos de I por su tiempo t_i correspondiente.

La carga de trabajo se expresa en mA.min/semana y se obtiene estimando el número de exploraciones realizadas por semana y la técnica utilizadas en cada una de ellas. La carga de trabajo total del equipo es la suma de las cargas de trabajo de cada uno de los distintos estudios que se realizan en la sala.

$$W = \frac{mA \cdot \min}{semana} = \frac{mA}{disparo} \cdot \frac{estudio}{semana} \cdot \frac{n'' \text{ disparos}}{estudio} \cdot \frac{1}{60}$$
$$W = \left[\frac{mA \cdot \min}{semana} \right]$$

La carga de trabajo de cada unidad de radiodiagnóstico es variable, con lo cuál es difícil establecer una sistemática para recoger esta información, parece deseable hacerlo durante un periodo suficientemente dilatado como para que se hayan realizado un número de estudios estadísticamente representativo. En consecuencia, debería llevarse a cabo durante algunas semanas consecutivas solapando actuaciones del personal rotante en cada sala concreta. Consultar en Anexo I los valores orientativos de las cargas de trabajo semanales tomados de la norma DIN-6812.

Tipo de estudio	Número de disparos/ estudio	mAs/disparo	Estudios / semana

Tabla n°1: Valoración de la carga de trabajo semanal de la instalación.

6.2. CUANTIFICACIÓN DE LOS NIVELES DE RADIACIÓN EN DISTINTOS PUNTOS DE LA INSTALACIÓN.

Se medirá la tasa de dosis utilizando las técnicas más frecuentes en la sala (teniendo en cuenta el tiempo de respuesta de la cámara de ionización utilizada en la monitorización), en distintos puntos del interior y exterior de la sala , con el fin de estimar la dosis recibida por el que el personal profesionalmente y por los miembros del público.

Se realizará un croquis de la sala señalando los puntos en los cuales se medirán niveles de radiación

Detector de Niveles de radiación

Técnica: kV----- mA t

NOTA: El tiempo en la técnica empleada deberá ser comparable al tiempo de respuesta del

detector utilizado.

Posición	Tasa de dosis mGy/min ó mGy/min	mGy/min.mA
Cabina		
WC en la sala		
Puesto del operador		
Puerta de entrada		
Sala de espera		
Sala colindante 1		
Sala colindante 2		

Tabla n°2 : Niveles de radiación en distintos puntos de la instalación.

Comprobar cómo la tasa de radiación varía con el cuadrado de la distancia cuando no hay barreras interpuestas:

Posición	Tasa de dosis mGy/min ó mGy/min	mGy/min.mA
A 50 cm del centro del dispersor		
A 1 m del centro del dispersor		
A 2 m del centro del dispersor		

Tabla n°3: Niveles de radiación a distintas distancias del centro dispersor.

6.3. CÁLCULO DE LA DOSIS ANUAL

Se estimará la dosis anual utilizando la carga de trabajo estudiada en el apartado 6.1 y los niveles de radiación por miliamperio de los puntos significativos obtenidos en el apartado 6.2 y suponiendo que un año laboral consta de 48 semanas.

Se comparará la dosis anual estimada para el personal profesionalmente expuesto y para el público con los límites anuales establecidos según el reglamento de protección sanitaria contra radiaciones ionizantes.

$$\frac{mSv}{año} = \frac{mGy}{min} \cdot mA \cdot \frac{mA \cdot min}{semana} \cdot 48$$

<i>Posición</i>	<i>Dosis anual</i>
Puesto del operador	
Puerta de entrada	
Sala de espera	
Sala colindante 1	
Sala colindante 2	

Tabla nº4: Dosis anual en distintos puntos de la instalación.

7. EFICACIA DE LOS BLINDAJES

7.1. BLINDAJES ESTRUCTURALES

Se realizarán medidas empleando los diferentes medios de protección disponibles en la sala, evaluando el factor de atenuación para cada uno de ellos (con radiación directa y/o dispersa según proceda).

Factor de atenuación = $F_a = D_a/D_b$

D_a = dosis sin blindaje

D_b = dosis con blindaje

La dosis (D_b) obtenida detrás del blindaje ha de ser tal que la tasa de dosis/mA (D_b' = mGy/mA.min) obtenida en el puesto del operador cumpla:

$D_b'.W.U.T < 0,4$ mGy/semana Para Personal profesionalmente expuesto, considerando que en un año no se debe superar el límite de 20 mSv.

$D_b'.W.U.T < 0,1$ mGy/semana Para miembros del público.

Donde W es la carga semanal calculada

T es el factor de ocupación y U es el factor de uso. Consultar en el Anexo II los valores del factor de ocupación y de uso de la sala tomados de la Guía 5.11 del C.S.N.

Condiciones de medida:

Técnica: kV.....mA.....t.....mAs.....DFP.....

	Da μGy/h	Db μGy/h	Fa (%)
Barrera primaria			
Barrera secundaria			

Tabla n°5: Atenuación de las barreras de la sala.

7.2 BLINDAJES NO ESTRUCTURALES

Condiciones de medida:

Técnica: kV.....mA.....t.....mAs.....DFP.....

Material	Radiación directa o dispersa	Dosis sin blindaje	Dosis con blindaje	Factor de atenuación (%)
Delantal Plomado				
Mampara Móvil				
Guante plomado(1)				
Protector tiroide				
Protectores gonadales				

Tabla n°6: Atenuación de las barreras no estructurales.

- (1) En caso de medidas en haz directo y si el sistema únicamente funciona con control automático de la exposición, colocar el guante primero debajo de la cámara y después encima de la misma, con objeto de que el control automático del intensificador no varíe la tensión empleada.

Coméntese el resultado obtenido

8. PROCEDIMIENTOS BÁSICOS DE OPERACIÓN

El objetivo de este apartado es conocer los procedimientos básicos de operación en radiodiagnóstico que suponen una reducción en la dosis recibida por el paciente y personal.

Comprobación de la variación de la intensidad de la dosis debida a la radiación dispersa es función del campo irradiado, de los parámetros de operación (kV, mA, t), de la posición del paciente respecto al foco y al intensificador y así mismo de la posición del operador con relación al foco y al paciente en técnicas de fluoroscopia.

Algunos de los métodos que disminuyen la exposición del personal de la sala y del paciente son:

- *Posición del tubo de Rayos X*
En técnicas de fluoroscopia, la radiación dispersa disminuye cuando el tubo de Rayos X está situado debajo de la mesa.

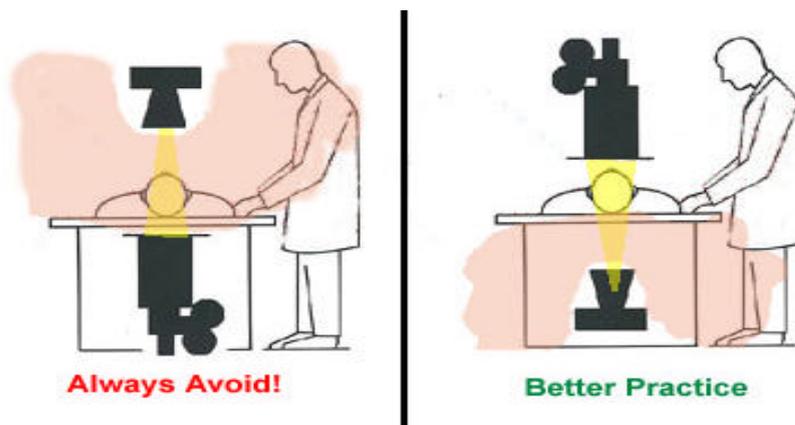


Figura nº1: Posición del tubo de Rayos X.

- *Posición del operador*
El operador deberá situarse lo más alejado posible del paciente y del foco de Rayos X. En el caso de proyecciones oblicuas o laterales, el operador deberá evitar siempre el lado de la mesa en la que está situado el tubo.

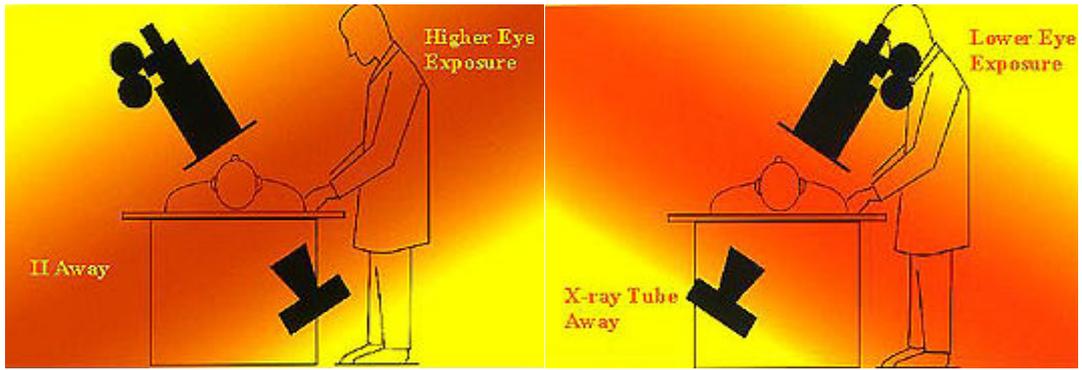


Figura n°2: Posición del operador.

Distancia intensificador-paciente

Mantener el intensificador tan próximo a la superficie del paciente como sea posible disminuye la dosis recibida por el paciente y por el operador.

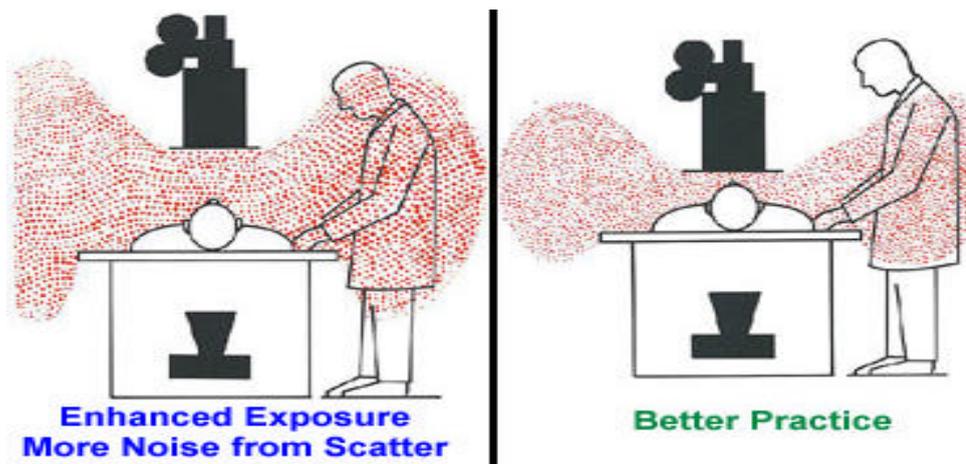


Figura n°3: Distancia intensificador-paciente.

- **Tamaño de campo**

Colimar el haz primario para visualizar únicamente la región de interés.

- **Lupas**

El uso de las lupas aumenta significativamente la dosis recibida por el paciente y el personal por lo que éstas sólo deberían utilizarse cuando es necesario aumentar la resolución de la imagen.

- **Parámetros de operación**

Disminuir el tiempo de exposición, aumentar el valor del kV y disminuir el valor de mA

- Usar los equipos personales de protección radiológica para el personal y el paciente.

Realizar medidas de la radiación dispersa a 1 m de distancia del foco del dispersor y de la dosis en la entrada de la superficie del paciente variando los métodos de operación (posición del foco, distancia intensificador-paciente, ...) sin variar la técnica utilizada, comparar y comentar los resultados obtenidos.

Técnica: kV..... mA.....

Método de operación	Radiación directa o dispersa	Tasa de dosis
Tubo de rayos X sobre la mesa	Dispersa	
Tubo de rayos X debajo de la mesa	Dispersa	
Personal al lado del tubo en proyección lateral	Dispersa	
Personal al lado del intensificador en proyección lateral	Dispersa	
Sin Lupa	Dispersa y Directa	
Lupa 1	Dispersa y Directa	
Lupa 2	Dispersa y Directa	

Tabla nº7: Tasa de dosis en distintos métodos de operación.

Comprobar también la variación de la tasa de dosis producida por la radiación dispersa en función del tamaño del campo irradiado y de las magnitudes correspondientes, tales como diferencia de potencial e intensidad de la corriente.

9.- ANEXO I

VALORES ORIENTATIVOS DE LAS CARGAS DE TRABAJO SEMANALES (Guía 5.11 C.S.N. TOMADAS DE DIN-6812)

Los siguientes valores son orientativos y superiores a los que se encuentran en la práctica y suponen hipótesis de cálculos conservadoras:

	Tensión (kVp)	Carga semanal (mA.min/sem)
1. Equipos de Radiografía (sin Radioscopia)	100	160
	125	80
	150	40
2. Equipos de Radioscopia	hasta 110 kVp	
Mesa con tubo de Rayos X debajo		1.200
Mesa con tubo de Rayos X encima (ej. Telemandos)		3.000
3. Mamógrafos	hasta 50	2.000
4. Tomografía computerizada (corresponde a 1.000 cortes por semana con 300 mA.s/corte)	120	5.000
5. Equipos de Radiografía Dental	60	4
6. Equipos de Radiografía Dental Panorámica	85	200

10.- ANEXO II

VALORES DE LOS FACTORES DE USO Y OCUPACION (Guía 5.11 C.S.N.)

Factor de uso: U

Barreras primarias:

- Suelo U= 1
- Paredes U= 1/4
- Techo U= requerido para barreras secundarias

Barreras secundarias:

Se suele tomar 1.

Factor de ocupación: T

Areas ocupadas por PPE T = 1

Areas ocupadas por miembros del público:

- Ocupación total T = 1
- Ocupación parcial T = 1/4
- Ocupación ocasional T = 1/16

Si U.T es muy pequeño se recomienda tomar el valor de 0,1.

PRÁCTICA 3

CONTROL DE CALIDAD EN UN EQUIPO DE R.X.

1.- INTRODUCCIÓN

Según la OMS un programa de garantía de calidad es "un esfuerzo organizado por parte del personal de una Instalación para conseguir con seguridad que las imágenes diagnósticas producidas por dicha Instalación tengan una calidad suficientemente elevada, para que den en todos los casos una información diagnóstica adecuada, al menor costo posible y con la mínima exposición del paciente a las radiaciones". Es importante que se implique todo el personal que interviene en el proceso, desde la persona que solicita la exploración hasta la que elabora los informes.

2.- OBJETIVO

El objetivo de esta práctica es conocer los controles que se realizan periódicamente sobre los equipos de radiodiagnóstico, explicando los parámetros que se miden y su relevancia a la hora de asegurar la calidad del equipo.

3.- GUIÓN

Se realizarán las siguientes medidas, de acuerdo al Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico.

1. Condiciones geométricas del haz.
2. Exactitud del kilovoltaje y del tiempo.
3. Linealidad en función del tiempo y de la corriente.
4. Reciprocidad de mAs.
5. Medida de la calidad del haz. Determinación del espesor de semirreducción.
6. Comprobación de la calidad de imagen con objetos de test.
7. Dosimetría a los pacientes.
8. Sistemas de registro, visualización y almacenamiento de imagen.

4.- MATERIAL

1. Maniquí de atenuación equivalente a paciente
2. Maniquí de colimación o marcadores radio-opacos
3. Cinta métrica
4. Láminas de aluminio de espesor conocido
5. Película y chasis
6. Analizador de haces
7. Maniquí de calidad de imagen para fluoroscopia

5.- CONDICIONES GEOMETRICAS DEL HAZ

5.1.- Verificación de la coincidencia del campo luminoso y el campo de radiación

Colocar el maniquí de coincidencia sobre una placa situada encima de la mesa (distancia Foco-Mesa de 100 cm). Ajustar el campo luminoso manualmente a los bordes del maniquí o marcar los límites con monedas.

Realizar una exposición (utilizando una técnica de unos 50 kV, y entre 5 y 10 mAs)

Anotar los resultados en la siguiente tabla:

	Máxima desviación medida (cm)	Desviación % de DFP
Desviación en el eje X		
Desviación en el eje Y		
Suma desviaciones		

Tolerancias: la coincidencia del campo luminoso y el de radiación debe ser tal que, la variación entre ambos a lo largo de cualquiera de sus dos dimensiones, no exceda en cada borde del campo el valor de $\pm 2\%$ de la distancia entre el foco y el chasis. La suma total de las desviaciones no excederá del $\pm 3\%$ de la distancia entre el foco y el chasis.

5.2.- Coincidencia del campo de radiación con el intensificador de imagen

Se coloca un chasis cargado en el plano de entrada del intensificador de imagen. Se abren al máximo los colimadores y se expone la película.

Anotar los resultados en la siguiente tabla:

Campo	Tamaño campo nominal (cm)	Tamaño del campo a la entrada del intensificador (cm)	Área campo radiación/área intensificador
Normal			
1			
2			

Tolerancias: El cociente entre el área del campo de radiación y el área física del intensificador de imagen estará comprendido entre 1 y 1,1.

6.- EXACTITUD DEL KILOVOLTAJE Y DEL TIEMPO

6.1.- Exactitud del kilovoltaje

Realizar varias exposiciones variando el kilovoltaje y manteniendo el tiempo y la corriente constantes. Utilizar para el registro de las medidas un analizador de haces tipo multímetro.

Es recomendable verificar los kilovoltajes más utilizados en ese equipo de RX.

Anotar los resultados en la siguiente tabla:

kV seleccionados	kV medidos	Error relativo (%)

Tolerancias: La exactitud se valorará calculando el error relativo de la medida, e_r . El error relativo de la medida será $< 10\%$.

$$e_r = \frac{\text{valor medido} - \text{valor seleccionado}}{\text{valor seleccionado}}$$

6.2.- Exactitud del tiempo

Realizar varias exposiciones variando el tiempo y manteniendo la corriente y el kilovoltaje constantes. Utilizar para el registro de las medidas un analizador de haces tipo multímetro.

Es recomendable variar el tiempo dentro de un rango de valores que sean los más utilizados en ese equipo de RX.

Anotar los resultados en la siguiente tabla:

ms seleccionados	ms medidos	Error relativo (%)

Tolerancias: El error relativo de la medida será $< 10\%$.

7.- LINEALIDAD

7.1.- Linealidad en función del tiempo

Realizar varias exposiciones variando el tiempo y manteniendo la corriente y el kilovoltaje constantes. Utilizar para el registro de las medidas un analizador de haces tipo multímetro. (Estas medidas se pueden realizar a la vez que las medidas del apartado anterior, registrando también la exposición)

La exposición obtenida debe ser proporcional al tiempo.

Anotar los resultados en la siguiente tabla:

Tiempo (ms)	Exposición (mR)

Tolerancias: El coeficiente de linealidad será < 0.1

7.2.- Linealidad en función de la corriente

Realizar varias exposiciones variando el tiempo y manteniendo tiempo y kilovoltaje constantes. Utilizar para el registro de las medidas un analizador de haces tipo multímetro.

La exposición obtenida debe ser proporcional a la corriente.

Anotar los resultados en la siguiente tabla:

mA	Exposición (mR)

Tolerancias: El coeficiente de linealidad será < 0.1

8.- RECIPROCIDAD

Realizar varias exposiciones variando la corriente y el tiempo de forma que el producto mAs permanezca constante. Utilizar para el registro de las medidas un analizador de haces tipo multímetro.

La exposición medida no debe variar.

Anotar los resultados en la siguiente tabla:

mA	Tiempo (ms)	mAs	mR

9.- MEDIDA DE LA CALIDAD DEL HAZ. DETERMINACIÓN DEL ESPESOR DE SEMIRREDUCCIÓN

Medir la exposición obtenida a kilovoltaje, miliamperaje y tiempo fijos con el filtro que lleva el equipo incorporado, y a continuación ir realizando exposiciones añadiendo distintos espesores de aluminio.

Se realizará una gráfica representando la exposición en función del espesor de aluminio añadidos, y se calculará sobre ella los milímetros de Al que hacen falta para reducir a la mitad los mR obtenidos en la primera exposición, éste valor será la capa hemirreductora del haz.

Anotar los resultados en la siguiente tabla:

kV: _____

mm Al	mR
0	
1	
2	
3	

CHR _____ mm Al

Tolerancias: Para equipos que dan:

más de 70 kV Filtración total > 2.5 mm Al

menos de 70 kV Filtración total > 1.5 mm Al

A 70 kV una capa hemirreductora superior a 2.5 mm de aluminio garantiza el cumplimiento de la tolerancia señalada para la filtración.

10.- COMPROBACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN CON OBJETOS DE TEST

Obtener una imagen del objeto test siguiendo las especificaciones del mismo.

La observación debe realizarse en las condiciones óptimas de visualización.

10.1.- Límite de resolución a alto contraste

El patrón de barras deberá colocarse en el centro del intensificador de imagen y formando un ángulo de 45°. Obtener una imagen para cada tamaño de campo.

Anotar los resultados en la siguiente tabla:

Tamaño campo	Nº grupos	Resolución (pl/mm)

Tolerancias: El número de grupos de resolución visualizados no debería disminuir en dos grupos y no deberá disminuir en tres con respecto a los visualizados en las pruebas de referencia.

Para el tamaño de campo de 23 cm ≥ 1.2 pl/mm

10.2.- Umbral de sensibilidad a bajo contraste

Colocar el objeto de test sobre el intensificador de imagen. Obtener una imagen.

Anotar los resultados en la siguiente tabla:

Campo	Nº discos visualizados	Contraste %

Tolerancias: El número de discos visualizados no debería disminuir en más de uno respecto al determinado en las pruebas de referencia.

Para el tamaño de campo de 23 cm ≤ 2.7 %

Comentar los resultados.

11.- DOSIMETRÍA A LOS PACIENTES

Colocar un maniquí de 20 cm de agua o equivalente encima de la mesa, a una distancia de unos 60 cm desde el foco a la superficie de entrada. Reproducir lo más aproximadamente posible las condiciones clínicas de utilización del equipo. Colocar una cámara de ionización sobre el maniquí.

Anotar los resultados en la siguiente tabla:

Modo Fluoroscopia	Tasa de dosis (mGy/min)		
	Campo 1	Campo 2	Campo 3

Tolerancias: Fluoroscopia modo normal ≤ 100 mGy/min

Fluoroscopia modo alta tasa de dosis ≤ 200 mGy/min

Comparar las medidas obtenidas para distintos modos y para distintos campos, e insistir en la conveniencia de utilizar unos y otros.

12.- SISTEMAS DE REGISTRO, VISUALIZACIÓN Y ALMACENAMIENTO DE IMAGEN

Dada la implantación de la tecnología digital en los procedimientos con RX, se incluyen algunas pruebas para el caso de sistemas CR

12.1.- Control de calidad en procesadoras radiográficas.

Un procesador defectuoso, afecta fundamentalmente a la calidad de imagen y éste suele ocasionar la repetición de exploraciones que en último extremo implica un aumento de dosis al paciente.

La dificultad de medir directamente los parámetros que influyen en el revelado (temperatura del líquido revelador, niveles de contaminación de los líquidos, pH, tasa de regeneración y oxidación) nos lleva a apoyarnos en la curva característica de la película radiográfica, la cual en esencia no es más que una representación del ennegrecimiento o densidad óptica en función de la exposición (**figura 3**). La forma más correcta de obtener la curva característica es impresionar una placa radiográfica con un haz de rayos X que hacemos pasar por una cuña escalonada de aluminio (**figura 1**) obteniendo una radiografía de escalas grises (**figura 2**). Como se puede apreciar en la figura el ennegrecimiento es mayor a medida que el grosor de aluminio va siendo menor.

En la práctica habitual se utiliza el sensitómetro, emisor de luz, con 21 intensidades diferentes, que simula perfectamente el efecto de las absorciones de aluminio, y obtenemos una tira sensitométrica (escala de grises), dentro de un cuarto oscuro sin necesidad de utilizar radiación.

El control de calidad, para que sea efectivo debe hacerse todos los días, comprobando la constancia de los parámetros.

Fundamentalmente los parámetros a medir son:

1. Índice de base + velo, (I_{B+V}). Marca el ennegrecimiento intrínseco de la película.
Densidad óptica correspondiente al primer escalón.
2. Índice de velocidad, (I_v). $I_v = DO_n$ (Valor de densidad más cercana a 1)
3. Índice de contraste, (I_C). $I_C = DO_m$ (Valor de densidad más cercana a 2) - DO_n

Realizar una sensitometría. Representar la curva característica y obtener los valores de los índices.

Escalón	D.O.	I _v	I _c
1			
n =			
m =			

Los índices de velocidad y contraste deberán medirse siempre en los escalones n y m, establecidos en los valores de referencia.

Comentar los resultados obtenidos.

Tolerancias: $I_{B+V} \leq 0.2$ D.O.

I_v y I_c : desviación respecto a los valores de referencia $\leq \pm 0.15$ D.O.

12.2.-Control de negatoscopios

Explicar las distintas pruebas que conviene realizar : inspección visual, brillo y uniformidad del brillo. Valorar la limpieza y estado de la pantalla, así como la necesidad de sustituir los fluorescentes. Comentar la importancia de la iluminación ambiental.

Tolerancias: Brillo > 1700 cd/m²

Iluminación ambiental ≤ 50 lx

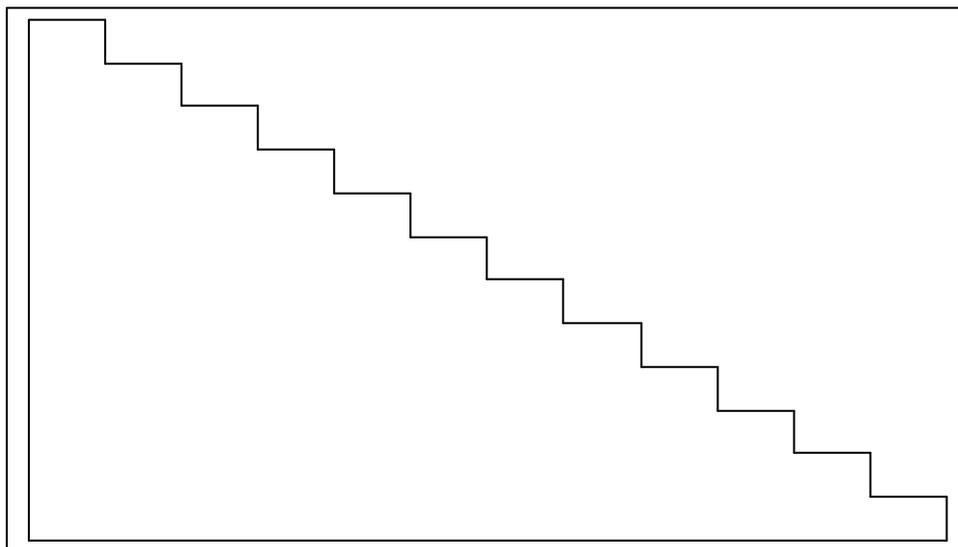


Figura 1.- Cuña escalonada

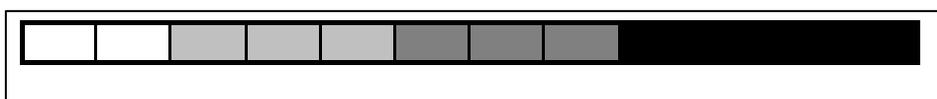


Figura 2.-Escala de grises

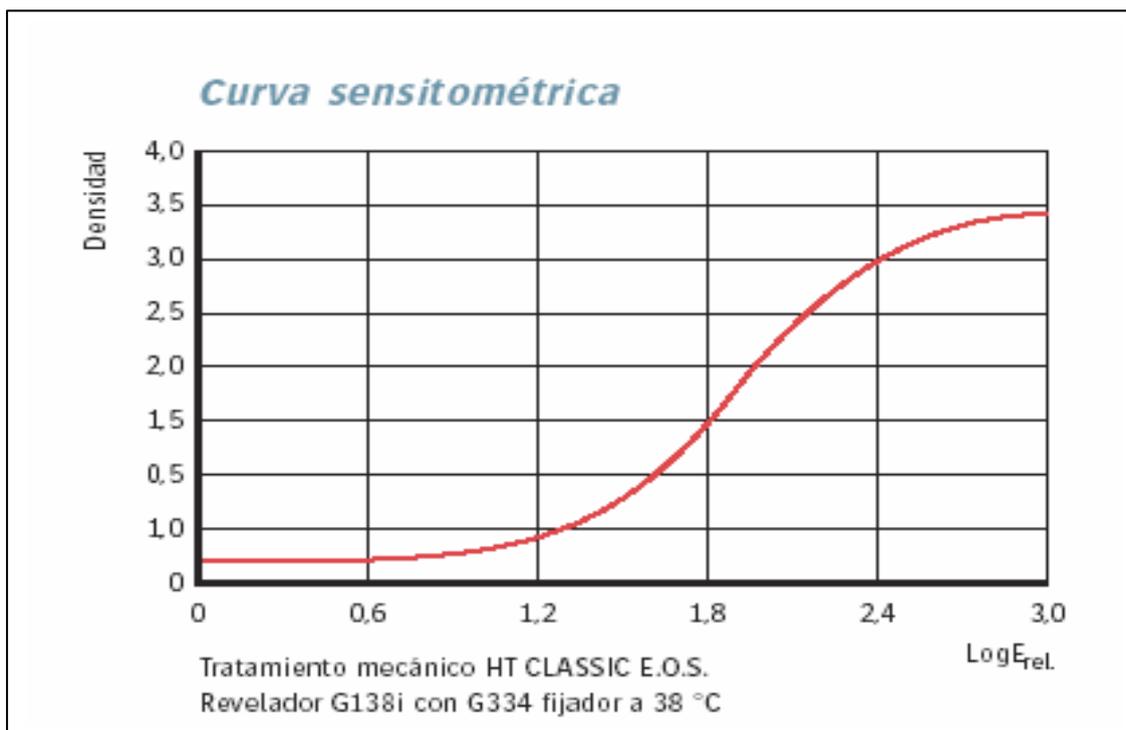


Figura 3.-Curva sensitométrica

12.3 Control de CR

El control de calidad de los sistemas CR incluye las siguientes pruebas:

- Calibración
- Corriente oscura
- Uniformidad
- Linealidad
- Función láser
- Resolución y contraste
- Borrado

Para que sean realizadas por el alumno se han seleccionado las pruebas de: Corriente oscura y Uniformidad

Cada fabricante tiene establecidas diferentes tolerancias para los indicadores de exposición

SISTEMA CR	INDICADOR DE EXPOSICIÓN
AGFA	$\lg M = 2 \log SAL - 3,9478$

	$SAL = 90 * \sqrt{0,877 * SC * E}$ Scan Average Level
FUJI	$S = \frac{200}{E(mR)}$ Sensivity number
KODAK	$EI = 1000 * \log(E(mR)) + 2000$ Exposure index
KONIKA	$S = 1740 / E (\mu Gy)$ Sensivity

Corriente oscura

Borrar un detector dos veces y leerlo sin exponer. El indicador de exposición debe ser inferior a un valor establecido por el fabricante. La medida se realizará en una región, por ejemplo del 80% del total de la imagen.

Nº SERIE DEL FÓSFORO	INDICADOR	Dentro de tol?

Uniformidad

Borrar cada detector dos veces. Exponerlo a una exposición establecida en dos orientaciones para evitar el efecto tacón. Distancia foco-detector 150 cm. Añadir filtración de Cu si está en las indicaciones del fabricante.

Leer el Indicador de exposición en cuatro cuadrantes con ROI de aproximadamente 2 cm de diámetro.

Nº SERIE Fósforo	Dosis (microGy)			INDICADOR						Desv máxima	¿Dentro de toler?	
	D ₁	D ₂	D _{TOTAL}	Q ₁	Q ₂	Q ₃	Q ₄	Q ₅	Media			

Esta prueba permite tanto evaluar la uniformidad de cada fósforo como las variaciones ínter fósforos