

TEMA 5

MAGNITUDES Y UNIDADES RADIOLÓGICAS

MAGNITUDES Y UNIDADES RADIOLÓGICAS

1.- INTRODUCCIÓN

2.- GENERALIDADES SOBRE MAGNITUDES RADIOLÓGICAS

3.- DOSIMETRÍA

- 3.1 Exposición
- 3.2 Kerma
- 3.3 Dosis absorbida
- 3.4 Transferencia lineal de energía

4.- RADIOPROTECCIÓN

- 4.1 Equivalente de dosis en un punto, H
- 4.2 Magnitudes limitadoras
 - 4.2.1 Dosis equivalente en un órgano, H_T
 - 4.2.2 Dosis efectiva, E
- 4.3 Magnitudes operacionales
 - 4.3.1 Equivalente de dosis ambiental
 - 4.3.2 Equivalente de dosis personal

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

6.- DOSIMETRÍA DE LOS PACIENTES

- 6.1 Dosis Integral (Energía impartida)
- 6.2 Dosis a la entrada del paciente
- 6.3 Dosis en órganos

7.- REFERENCIAS

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. Tras la reciente publicación de las nuevas recomendaciones de ICRP, ICRP 103 (2007) se espera la aparición de un nuevo Real Decreto con ligeras modificaciones sobre el anterior de 2001.

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. Permiten relacionar las magnitudes radiométricas con las magnitudes dosimétricas. Por ejemplo los factores de conversión de fluencia a dosis.
- 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. Se conciben como una medida física que se correlaciona con los efectos reales o potenciales de la radiación. Dosis absorbida.
- 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. En este caso distinguiremos entre magnitudes de protección y operacionales.

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. DOSIMETRÍA

3.1. 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).

3.2. 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 \dot{K} , 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:

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

3.3. Dosis absorbida

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

$$D = \frac{d\bar{\mathcal{E}}}{dm}$$

Es decir, $\bar{\mathcal{E}}$ 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.

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

3.4. Transferencia lineal de energía

Se define la transferencia lineal de energía, L_{Δ} , 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 Δ

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

La unidad es el **J/m**. **E** se puede expresar en **eV** y entonces L_{Δ} 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, $L_{\Delta} = L_{\infty}$.

4. RADIOPROTECCIÓN

4.1 Equivalente de dosis ¹ en un punto, H

El concepto de equivalente de dosis 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, el equivalente de dosis, H, en un punto de un órgano o tejido se define (ICRP, 1991; ICRU, 1993) como el producto:

$$H = Q \cdot D$$

¹ Magnitud recientemente corregida y que traduce correctamente la expresión inglesa “dose equivalent”. Hasta hace poco tiempo se traducía incorrectamente como dosis equivalente. Esta magnitud es diferente conceptualmente de la definida en el apartado 7.2, dosis equivalente, H_T .

donde D es la dosis absorbida y Q es el factor de calidad en ese punto.

La unidad en el SI es J Kg^{-1} y su nombre especial es sievert (Sv). La tasa de equivalente de dosis es el cociente dH entre dt .

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.

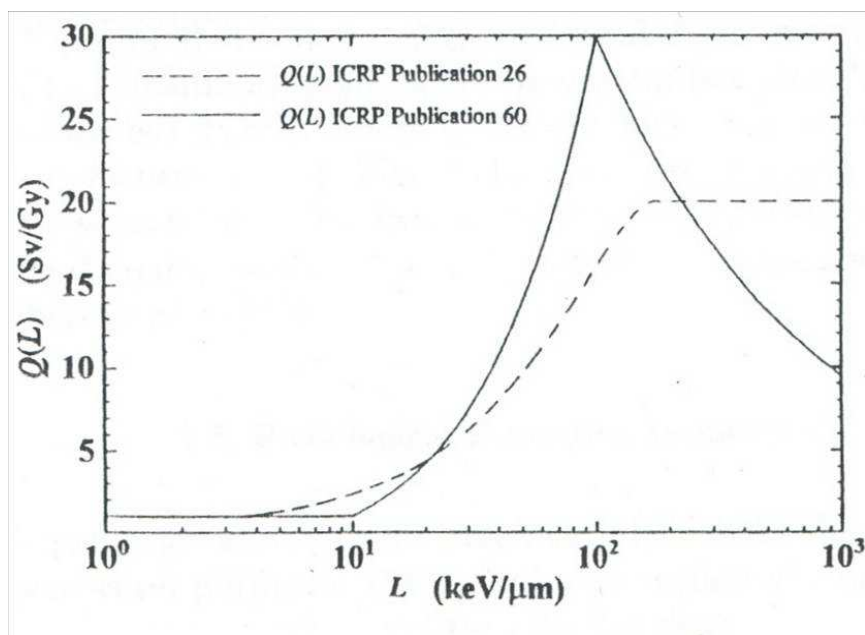


Figura 1. Factor de calidad, Q (ICRP 60, 1991)

4.2. 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).

4.2.1. 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 han cambiado respecto de los anteriores de ICRP 60 (1991) y son los que se muestran en la **tabla 1**.

Tipo de radiación	w_R
Fotones	1
Electrones y muones	1
Protones y piones cargados	2
Partículas alfa, fragmentos de fisión, núcleos pesados	20
Neutrones	Una curva continua en función de la E_n (Fig.2)

Tabla 1. Factores de ponderación de radiación (ICRP 103, 2007)

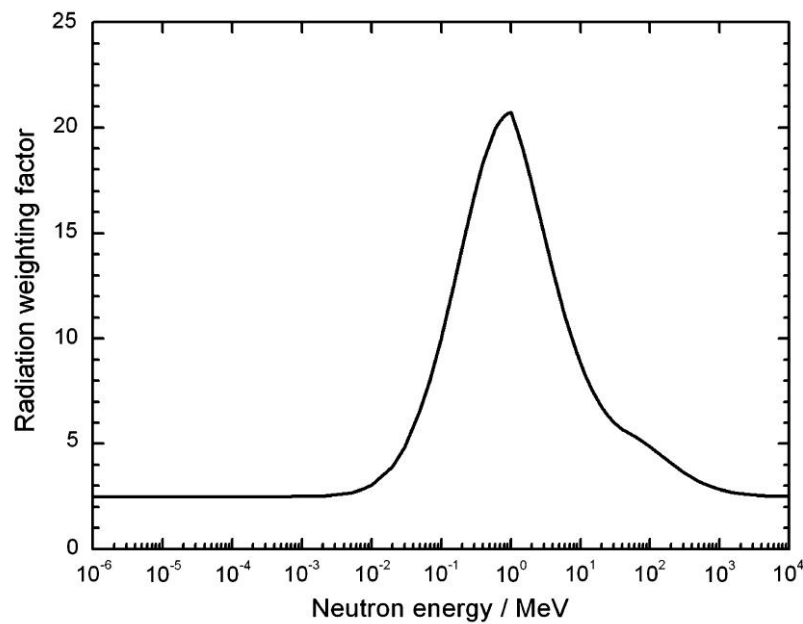


Figura 2

Aunque los que siguen estando vigentes, hasta que se actualice la normativa son los que se muestran en la **tabla 2**:

Tipo de radiación	Energía	W_R
Fotones	todas	1
Electrones, muones	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

Tabla 2: Factores ponderales de radiación (ICRP, 1991)

4.2.2. 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 actualizados según las últimas recomendaciones de ICRP 103 se muestran en la **tabla 3**, y representan la proporción del riesgo que se debe al órgano T, dentro del riesgo total cuando el cuerpo se irradia uniformemente.

Tejido / órgano	w_T	$\sum w_T$
Gónadas	0,08	0,08
Médula ósea, colon, pulmón, estómago, mama y resto del organismo	0,12	0,72
Vejiga, esófago, hígado y tiroides	0,04	0,16
Superficie ósea, cerebro, glándulas salivales, piel	0,01	0,04

Tabla 3: Factores ponderales de tejido (ICRP 103, 2007)

Los que un siguen vigentes, hasta que se modifique la normativa son los que se muestran en la **tabla 4**:

Tejido / órgano	w_T
Gónadas	0.20
Médula ósea	0.12
Colon	0.12
Pulmón	0.12
Estómago	0.12
Vejiga	0.05
Mama	0.05
Hígado	0.05

Esófago	0.05
Tiroides	0.05
Piel	0.01
Superficie ósea	0.01
Resto del organismo	0.05

Tabla 4: Factores ponderales de tejido (ICRP, 1991)

4.3. 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)

Para la vigilancia de área se han introducido dos magnitudes que enlazan la irradiación externa con la dosis efectiva y con la dosis en la piel y el cristalino. Son el **equivalente de dosis ambiental, $H^*(d)$** y el **equivalente de dosis direccional, $H'(d, \Omega)$** .

Para la vigilancia individual se recomienda el uso del **equivalente de dosis personal, $H_p(d)$** .

4.3.1 Equivalente de dosis ambiental

El equivalente de dosis ambiental, $H^*(d)$, en un punto de un campo de radiación, es el equivalente de dosis que se produciría por el correspondiente campo alineado en el esfera ICRU² a una profundidad d sobre el radio puesto a la dirección del campo alineado.

Unidad en el SI es el $J\ kg^{-1}$ y su nombre especial es el sievert (Sv).

Para radiación fuertemente penetrante, se recomienda una profundidad de 10mm, lo cual se expresa como $H^*(10)$, mientras que para la débilmente penetrante se emplean 0,07mm para la piel y 3mm para el cristalino.

La medida de $H^*(10)$ requiere generalmente que el campo de radiación sea uniforme sobre las

² La esfera ICRU (ICRU, 1980) es una esfera equivalente a tejido de 30cm de diámetro, de densidad $1g/cm^3$ y de una composición en masa de 76,2% de O, 11,1% de C, 10,1% de H y 2,6% de N.

dimensiones del instrumento y que tenga una respuesta isótropa.

4.3.2 Equivalente de dosis personal

El equivalente de dosis personal, $H_p(d)$, es el equivalente de dosis en tejido blando, por debajo de un punto especificado del cuerpo y a una profundidad apropiada, d .

Unidad en el SI es el $J\ kg^{-1}$ y su nombre especial es el sievert (Sv).

También en este caso, para radiación fuertemente penetrante, se recomienda una profundidad de 10mm, y para la débilmente penetrante se emplean 0,07mm para la piel y 3mm para el cristalino.

$H_p(d)$ se puede medir con un detector que se lleva en la superficie del cuerpo cubierto con un espesor apropiado de material equivalente a tejido. Hay que tener en cuenta que esta magnitud se define sobre el cuerpo humano y no sobre la esfera ICRU, como en el equivalente de dosis ambiental y direccional.

5. 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 dan 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.

TABLA 3

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

Energía de fotones (keV)	Dosis absorbida/exposición					
	Agua		Hueso		Músculo	
	Gy kg/C	rad/R	Gy kg/C	rad/R	Gy kg/C	rad/R
10	35,4	0,914	135	3,48	35,8	0,925
15	35	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	0,903	137	3,53	36,1	0,932
60	35,6	0,92	113	2,91	36,5	0,941
80	36,7	0,946	75,4	1,94	36,9	0,953
100	37,2	0,96	56,2	1,45	37,2	0,96
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	0,93	37,4	0,966
2000	37,8	0,974	36,1	0,931	37,4	0,965

6. DOSIMETRÍA DE LOS PACIENTES

6.1. 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 interactuar 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).

6.2 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.

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.

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.

6.3 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.

7. REFERENCIAS

- BOE (2001). Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes. Real Decreto 783/2001, de 6 de julio. BOE núm. 178, 26 de julio de 2001, 14555, pags. 27284-27393.

- ICRP (1991). 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Annals of the ICRP 21(1-3). Pergamon Press.

- ICRP (1996). Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. ICRP Publication 74. Annals of the ICRP 26 (3-4). Pergamon Press.

- ICRU (1993). Quantities and units in radiation protection dosimetry. ICRU Report 51. International Commission of Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.

- ICRU (1998a). Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. ICRU Report 51. International Commission of Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.

- ICRU (1998b). Fundamental quantities and units for ionizing radiation. ICRU Report 60. International Commission of Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.

- SEPR (1996). Recomendaciones de la ICRP 1990. Sociedad Española de Protección Radiológica.