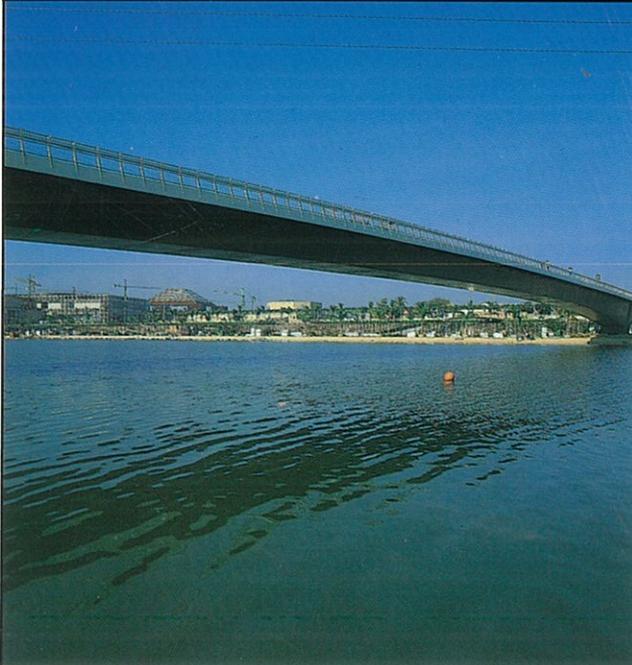
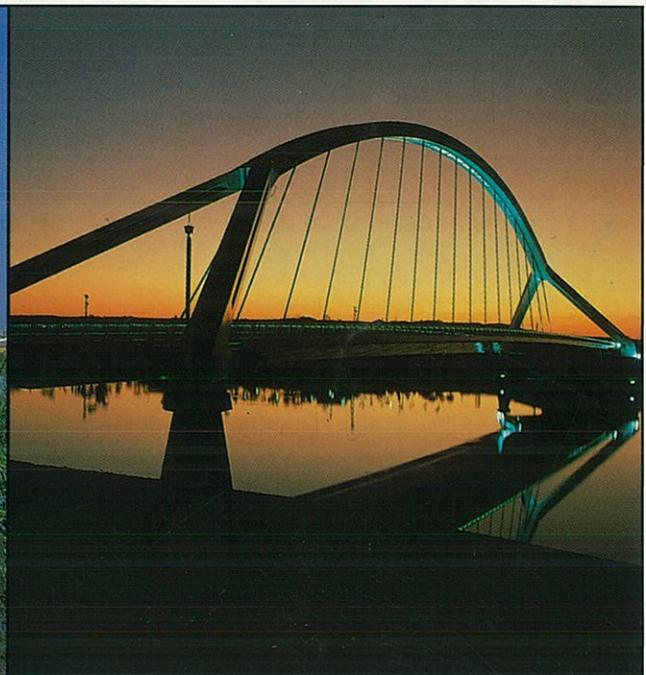
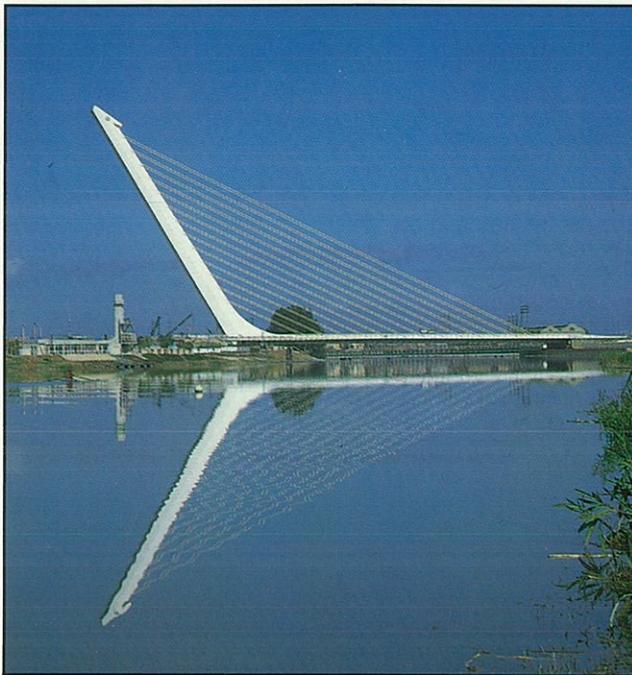


PROTECCION RADIOLOGICA

NUM. 2 — MAYO 1992

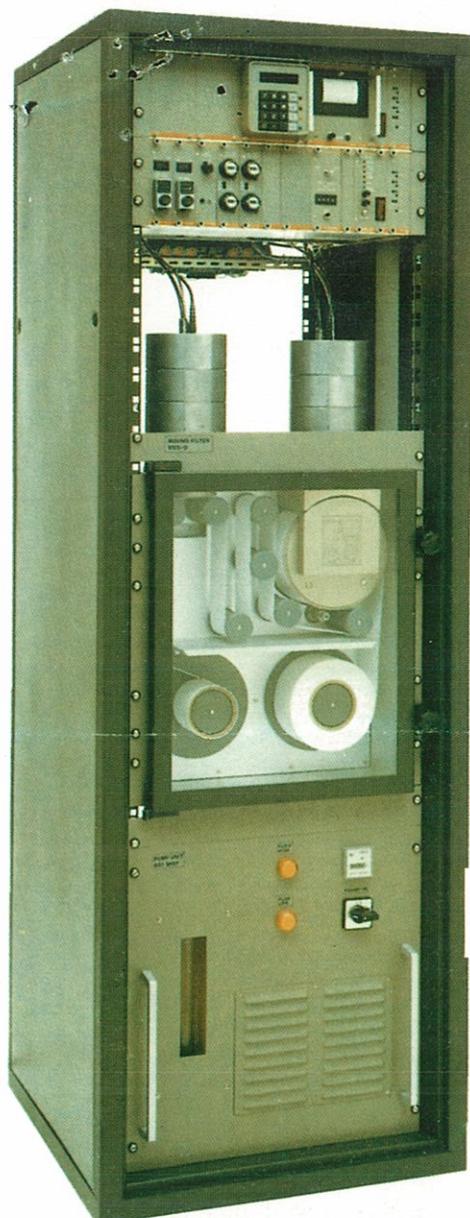
REVISTA DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA



EXP  **'92**[®]
SEVILLA

MONITORES DE RADIATIVIDAD

berthold



Monitor en continuo de yodo y partículas



Monitor en continuo de radiación ambiental



Monitor en continuo de yodo, partículas y gases nobles

MONITORES PORTATILES

- LB 1210 B Monitor analógico de contaminación beta-gamma
Medición en cuentas por segundo
- LB 1210 C Monitor analógico de contaminación alfa-beta
Medición en cuentas por segundo
- LB 1210 D Monitor digital de contaminación beta-gamma
Medición en becquerelios/cm²
- LB 1210 E Monitor digital de contaminación alfa-beta
Medición en becquerelios/cm²
- LB 133 Monitor de irradiación gamma
Medición en microsievert/hora
- LB 122 Monitor de contaminación alfa-beta y beta-gamma.

Estos monitores se utilizan en la mayor parte de las centrales nucleares españolas, en muchos laboratorios de RIA y en laboratorios de investigación

NORMAS DE COLABORACION

1. La revista Española de Protección Radiológica es el órgano de expresión de la SEPR.
2. Su publicación será, al menos, semestral.
3. Los artículos deben tener relación con la protección radiológica y, en general, con todos los temas que puedan ser de interés para los miembros de la SEPR.
4. Tienen que ser originales y escritos especialmente para la revista, con estilo adecuado para ser publicados en ella.
5. Siempre se acusará recibo de los trabajos recibidos, pero ello no compromete a su publicación. No se mantendrá correspondencia sobre los trabajos, ni se devolverá ningún original recibido.
6. Los manuscritos serán revisados y evaluados por dos expertos en el tema tratado.
El Comité de Redacción se reserva el derecho de introducir modificaciones de estilo así como de acortar el texto que lo precise, comprometiéndose a respetar el contenido del original.
7. Los trabajos aceptados son propiedad de la Revista Española de Protección Radiológica y su reproducción, total o parcial, sólo podrá realizarse previa autorización escrita de la editorial de la Revista.
8. Los conceptos expuestos en los trabajos publicados, en esta Revista, representan exclusivamente la opinión personal de sus autores.
9. Todo trabajo o colaboración se enviará, por triplicado, al Redactor Jefe de la Revista Española de Protección Radiológica.

Pza. Chamberí, 10, 4º Izq.
28010 MADRID

NORMAS DE PRESENTACION DE LOS TRABAJOS

1. Manuscritos:

- 1.1. Los trabajos estarán redactados en español y no pueden tener una extensión mayor de diez (10) folios, tamaño DIN-A4, de 36 líneas cada uno, mecanografiadas a doble espacio, numeradas correlativamente, y con márgenes laterales de 3 cm.
- 1.2. Los gráficos, dibujos, fotografías o anexos, que acompañan al artículo, no entran en el cómputo de los diez folios.

2. Título y Autores:

En el primer folio deberá figurar, y por este orden, título del artículo, nombre y apellidos de los autores, nombre y dirección del centro de trabajo, domicilio para la correspondencia, teléfono de contacto y otras especificaciones que se consideren oportunas.

3. Resumen:

Tendrá una extensión máxima de 150 palabras y deberá estar redactado de forma que dé una idea general del artículo.

4. Texto:

Estará dividido en las suficientes partes, y ordenado de tal forma, que facilite su lectura y comprensión, ajustándose en lo posible al siguiente esquema:

Introducción, Material y Métodos, Resultados, Conclusiones y Discusión.

5. Referencia Bibliográfica:

Al final de todo artículo podrá indicarse, si es el caso, la bibliografía o trabajos consultados.

Se presentarán según el orden de aparición en el texto con la correspondiente numeración correlativa.

Se utilizarán las abreviaturas recomendadas en el Chemical Abstracts y en el Index Medicus.

NORMAS

6. Ilustraciones y Tablas:

Se utilizarán aquellas que mejor admitan su reproducción.

Las **gráficas** estarán agrupadas al final del texto principal, procurando que la información no se duplique entre sí. Se dibujarán con tinta china negra sobre papel vegetal del mismo formato que el manuscrito y preparados para su reproducción directa.

Las **fotografías** se enviarán sobre papel blanco brillante y con un buen contraste. El tamaño será de 9 x 12 cm.

Los gráficos y las fotografías irán numeradas en números arábigos, de manera correlativa y conjunta, como **figuras**. Se presentarán por separado del texto, dentro de sendos sobres, y los pies de las figuras deben ir mecanografiados en folio aparte.

Las **tablas** se presentarán en folios aparte del texto, con la numeración en números romanos y el enunciado correspondiente; las siglas y abreviaturas se acompañarán de una nota explicativa a pie de página.

COMITE DE REDACCION

DIRECTOR:

José Vidal Arnau

REDACTOR JEFE:

José Sanjuan Fernández

VOCALES:

Adrian Gonzalvo Lorente

Luis Miguel Martín Curto

Armando Merino González

Luis Miguel Tobajas Asensio

LA REVISTA DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCION RADIOLOGICA es una publicación técnica y plural que puede coincidir con las opiniones de los que en ella colaboran, aunque no las comparta necesariamente.

EDITA:

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCION
RADIOLOGICA
Plaza de Chamberí, 10 - 4º izqda.
28010 MADRID

REALIZACION:

PUBLICOM - J.L., S.A.
C/ General Yagüe, 10 - 7º I
28020 MADRID

Depósito Legal: M-17569-1992
ISSN: 1131-916X

SUMARIO

EDITORIAL

	Pág.
5 "Análisis de la normativa aplicable al cálculo de blindajes en aceleradores lineales", por <i>José Ródenas</i> y <i>Gumersindo Verdú</i>	5
6 "Protocolo de control de calidad en Mamografía", por <i>P. Morán</i> , <i>M. Chevalier</i> y <i>E. Vañó</i>	16
7 "Dicentricos, Dosímetros Biológicos para la exposición a Rayos Gamma, procedentes del Cobalto-60", por <i>Aurora Bilbao</i> y <i>Juan Carlos Martín Urreta</i>	31

Análisis de la normativa aplicable al cálculo de blindajes en aceleradores lineales

Por José Ródenas, Gumersindo Verdú

Departamento de Ingeniería Química y Nuclear
Universidad Politécnica de Valencia

1. INTRODUCCION

Una aplicación cada vez más extendida en Medicina es la terapia con alta energía para el tratamiento de diversos tipos de tumores cancerígenos. Normalmente, esta terapia se realiza con aceleradores lineales de electrones. Un aspecto importante de la protección radiológica en estas instalaciones es el cálculo de los blindajes biológicos adecuados para proteger tanto al personal sanitario como al público en general contra las radiaciones producidas.

La exposición a las radiaciones provenientes de una fuente externa puede reducirse por uno cualquiera de los medios siguientes, o por una combinación adecuada de los mismos:

- a) aumentar la distancia a la fuente;
- b) situar barreras físicas de blindaje entre individuo y fuente;
- c) disminuir el tiempo de exposición; o
- d) disminuir la energía de la radiación y/o la tasa de emisión de la fuente.

Con respecto a las barreras de blindaje, cabe preguntarse si los espesores actualmente utilizados son suficientes para cumplir las nuevas recomendaciones de la ICRP [3]. Los blindajes de las instalaciones en funcionamiento que disponen de aceleradores lineales de alta energía suponen un cumplimiento ajustado de la normativa actual en cuanto a límites de dosis, así como del principio ALARA, ya que una mayor reducción de la tasa de dosis supondría un coste económico elevado debido a que ya se utilizan fuertes espesores de blindaje.

Por otra parte, es necesario disponer de alguna guía que contenga la normativa adecuada para el cálculo de blindajes. Las únicas guías conocidas para aceleradores lineales son la NCRP-51 y la norma alemana DIN-6847 [5, 7]. Se trata de normativas bastante diferentes que pueden conducir a resultados discrepantes. Debe hacerse notar la ausencia de recomendaciones al respecto de la ICRP, así como de alguna guía nacional, mientras que para el cálculo de blindajes en instalaciones de radiodiagnóstico o radioterapia que utilicen rayos X, se dispone de la guía ICRP-33, de la guía 5.11 del C.S.N., así como de la norma americana (NCRP-49) y alemana (DIN-6812), entre otras [1, 2, 4, 6].

En este trabajo se presenta un análisis comparativo de la metodología contenida en las citadas guías (NCRP-51 y DIN-6847), comentando las ambigüedades de las mismas, así como las ventajas e inconvenientes de su aplicación práctica y la necesidad de disponer de una normativa unificada y clara, a nivel nacional (CSN) o internacional (ICRP).

2. METODOLOGIA DE CALCULO

2.1. Fuentes de radiación

El acelerador puede funcionar de dos modos: externo e interno. En el primer caso, la terapia se realiza fundamentalmente con electrones, mientras que en el segundo el haz de electrones incide sobre un blanco de elevado número atómico, dando lugar a rayos X que son los utilizados en la terapia. En la Figura 1 puede verse un esquema de las diversas fuentes de radiación (e , X, N, γ) en un acelerador lineal, para ambos modos de funcionamiento.

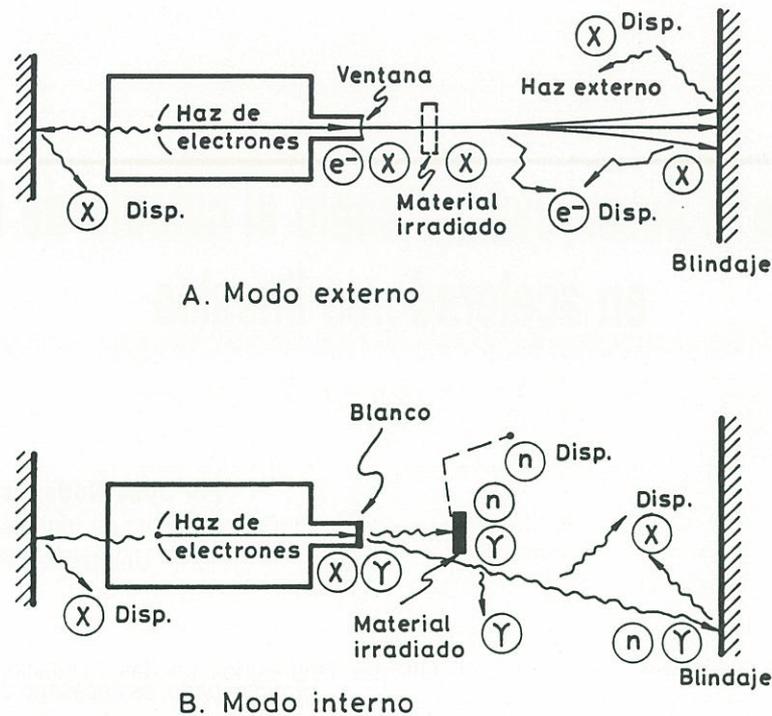


Fig. 1.—Fuentes de radiación en un acelerador lineal.

2.2. Ecuación general

El propósito fundamental del blindaje es reducir la tasa de dosis equivalente debida a todas las fuentes de radiación que convergen en un punto particular de referencia, de forma que no se exceda el valor límite de dosis establecido. Las expresiones para el cálculo puede diferir según la norma utilizada.

2.2.1. NCRP-51

Según esta guía [5], se debe cumplir la siguiente relación:

$$H_{Id} \leq H_M \quad (1)$$

donde:

H_{Id} es la suma de todos los índice de tasa de dosis equivalente en el punto de referencia.

H_M es el valor del límite de tasa de dosis que se aplica.

Por otra parte, H_{Id} viene dado por la expresión siguiente:

$$H_{Id} = \sum_i \frac{F_{0i} B_i T}{k_i d_i^2} \quad (2)$$

donde:

F_{0i} es el valor máximo de tasa de dosis absorbida o de tasa de fluencia de partículas debida a la fuente i (radiación primaria o secundaria) a la distancia de 1 metro; para rayos X, F_{0i} se representa por D_0 (rad m²/min), y para neutrones, por ϕ_0 (m²/cm² seg).

B_i es la relación de transmisión en el blindaje para la radiación de la fuente i .

T es el factor de ocupación del área en que se ubica el punto de referencia. Los factores recomendados en ausencia de datos reales de la instalación, se listan en la Tabla I. Los valores listados, tomados del apéndice B.6 de la norma NCRP-51 son idénticos a los de la guía NCRP-49 [4, 5]. Y se trata de los recomendados tanto en la guía ICRP-33 [2] como en la guía 5.11 del CSN [1].

K_i es una constante de conversión de unidades relativa a la radiación procedente de la fuente i .

d_i es la distancia entre la fuente de radiación i y el punto de referencia.

2.2.2. DIN-6847

En esta guía [7], el espesor de blindaje viene dado por la siguiente expresión:

$$s_i = z_i \log_{10} \left[\frac{W_A U T K_i q_i}{H_w} \right] \quad (3)$$

donde

s_i es el espesor de blindaje para la radiación i .

z_i es el espesor de decirreducción.

H_w es la dosis máxima permitida semanal.

W_A es la carga de trabajo semanal.

U es el factor de uso.

T es el factor de ocupación. Los valores recomendados se listan en la Tabla II [6, 7].

q_i es el factor de calidad.

K_i es el factor de reducción.

TABLA I

Factores de ocupación. (Normativa americana).

Público en general	
T = 1 (Ocupación permanente)	Oficinas, laboratorios, tiendas, habitaciones, zonas de recreo de niños, vecinos.
T = 1/4 (Ocupación parcial)	Pasillos, salas de descanso, ascensores con ascensorista, aparcamientos sin vigilante.
T = 1/16 (Ocupación ocasional)	Salas de espera, lavabos, escaleras, ascensores sin ascensorista, zonas externas (peatones, vehículos).
Personal profesionalmente expuesto	
En general, se puede tomar T = 1 .	

El esquema de cálculo es el siguiente:

- 1) Fijar las características geométricas del punto de referencia.
- 2) Identificar todas las radiaciones que intervienen en el cálculo.
- 3) Obtener el espesor s_i , mediante la ecuación general (3) y las matizaciones concretas según el tipo de radiación. La aplicación concreta de la expresión (3) para cada tipo de radiación se expone más adelante.

Por consiguiente, el espesor de blindaje, s , adecuado como protección para todos los tipos de radiaciones cumplirá la siguiente relación:

$$\sum_i 10^{\frac{(s_i-s)}{z_i}} \leq 1 \quad (4)$$

3. CALCULO DE BLINDAJES PARA TERAPIA CON RAYOS X

3.1. Haz de Rayos X primario (NCRP-51)

Los rayos X se atenúan de forma exponencial a través de los materiales, y por consiguiente, siempre hay fotones del haz de rayos X que son capaces de atravesar el material de blindaje. La expresión para el cálculo de blindaje depende de la normativa empleada. En la guía NCRP-51 se utiliza la siguiente expresión:

$$H = \frac{W T B_x}{d^2} \quad (5)$$

donde:

B_x es el factor de transmisión para Rayos X. (Gráficas E.7-E.11 de la guía).

TABLA II

Factores de ocupación. (Normativa alemana).

T = 1	<i>Personal profesionalmente expuesto, dentro y fuera de Zona de Control, (despachos, laboratorios, viviendas).</i>
T = 0,3	Zonas de tránsito fuera del Servicio de Radiaciones (calles, parques).
T = 0,1	Salas de espera, pasillos, escaleras, lavabos.
T = 0	Zonas bloqueadas (permanencia prohibida, excepto pacientes).
El producto de U por T no podrá ser menor que 0,1 salvo que T = 0 ó U = 0.	

- W es la carga de trabajo (Gy-m²/semana).
- T es el factor de ocupación (Ver Tabla I).
- d es la distancia entre la fuente de rayos X y el punto de referencia.
- H es el límite (valor máximo permitido) de la tasa de dosis (Gy/semana).

También se puede emplear la siguiente expresión, similar a la ecuación (2):

$$H = \frac{D_{10} T B_x}{d^2} \quad (6)$$

donde:

D₁₀ es la tasa de dosis a 1 metro de la fuente; si esta magnitud viene expresada en mGy/hora, H vendrá dado en mGy/hora.

Hay que indicar que la guía recomienda el uso del concepto de capa decirreductora cuando no se disponga de la adecuada curva de transmisión. (Ver gráficas E.12-E.14 de la guía). En dicho caso B_x = 10⁻ⁿ siendo n el número de capas decirreductoras [5].

3.2. Haz de Rayos X primario (DIN 6847)

En este caso, se puede utilizar la expresión (3), pero con las siguientes salvedades:

$$q_i = 1$$

$$K_i = \frac{a_0^2}{a_n^2} \quad (7)$$

donde:

- a₀ es la distancia nominal, normalmente igual a un metro.
- a_n es la distancia en metros desde la fuente hasta el blindaje.

El espesor de decirreducción, z_i = z_r, se puede obtener de la Figura 2.

Como se puede observar comparando las expresiones (5) y (3), las diferencias entre las dos normas se reducen al cálculo del factor de transmisión y la elección de los factores de ocupación (Ver Tablas I y II).

En este punto hay que hacer constar que la guía 5.11 del CSN relativa a protección radiológica en instalaciones médicas de rayos X para diagnóstico [1], ya recoge estas diferencias entre las guías americanas (NCRP-49) y alemana (DIN-6812) que tratan dicho aspecto [4, 6]. La norma española opta por el cálculo del factor de transmisión según la guía alemana [6] y eligiendo los factores de uso y ocupación según la americana [4], argumentando que las curvas de transmisión de las guías NCRP-49, ICRP-33, y DIN-6812 son similares.

3.3. Haz de rayos X dispersado (NCRP-51)

Además del haz primario, se deben tomar en consideración los rayos X secundarios producidos dentro del recinto. Se trata de rayos X retrodispersados que son de baja energía y dan lugar a una tasa de dosis absorbida relativamente baja. Ahora bien, en ciertas condiciones es precisamente la radiación secundaria la que hay que atenuar.

En la Figura 3 se muestra un esquema de la geometría de reflexión de los rayos X.

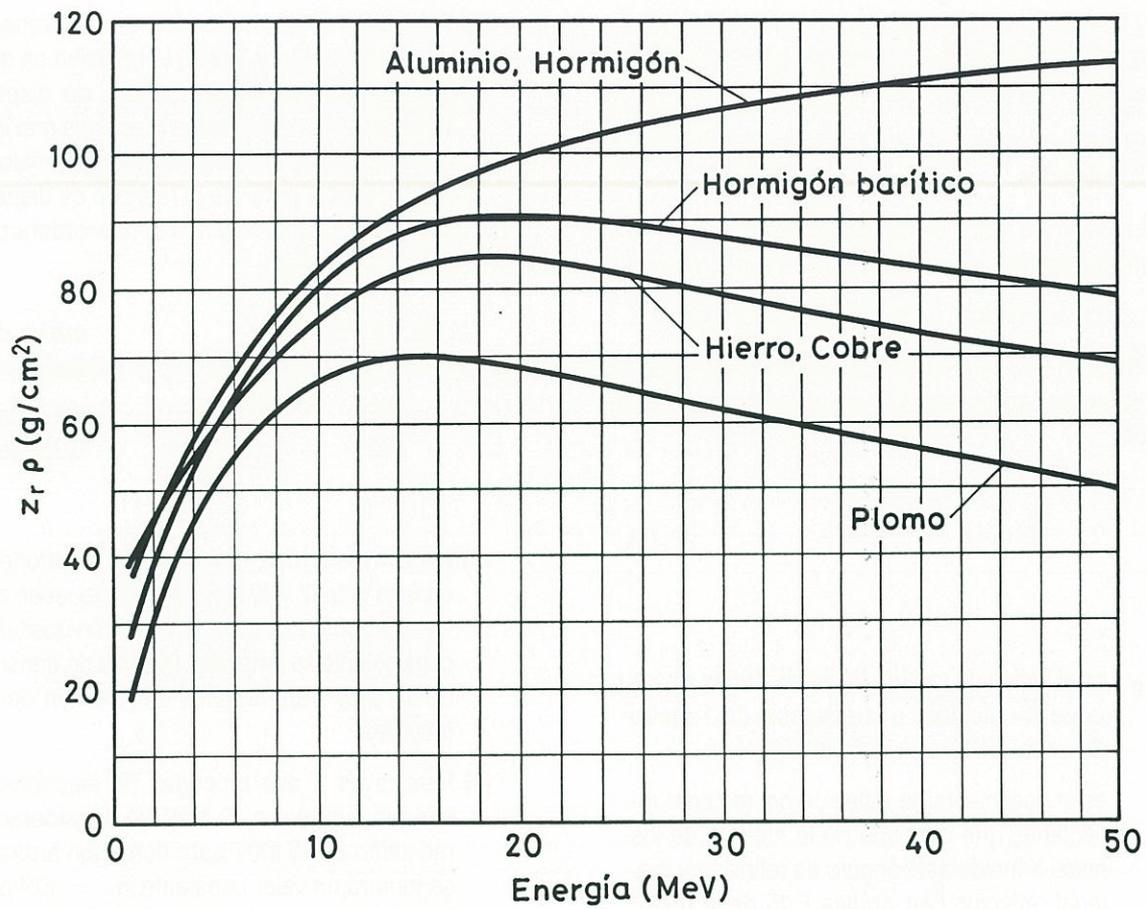


Fig. 2.—Espesor de decirreducción másico para rayos X primarios.

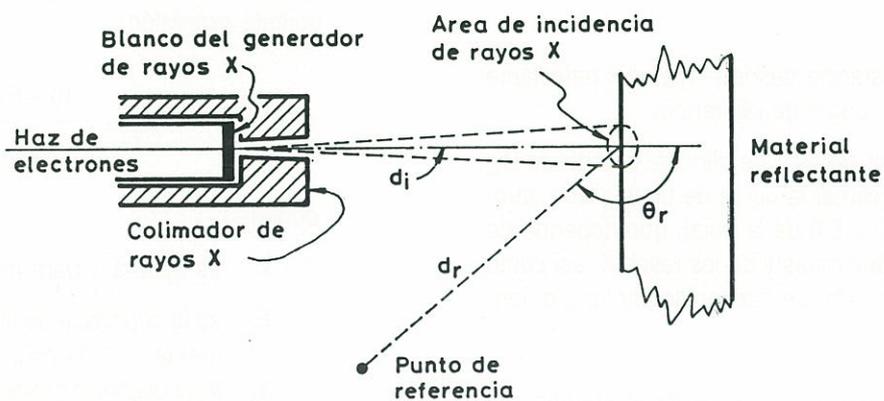


Fig. 3.—Reflexión de rayos X.

Hay tres parámetros de importancia en el cálculo de espesores de barreras de blindaje para rayos X dispersados:

- 1) El índice de tasa de dosis absorbida de los rayos X reflejados.
- 2) La distancia entre el material reflector y el punto de referencia.
- 3) Las características de transmisión de los rayos X reflejados a través de la barrera de blindaje.

En la norma americana [5], se utiliza la siguiente expresión:

$$D_{1,r0} = \frac{D_{1,0} \alpha_x A}{d_i^2} \quad (8)$$

donde:

$D_{1,r0}$ es el índice de tasa de dosis absorbida de los rayos X reflejados a la distancia de 1 metro del área reflectante del material.

α_x es el coeficiente de reflexión del material reflectante, que depende de la energía de los rayos X incidentes, ángulo de reflexión y material reflector. (Ver gráfica E.15 de la guía).

A es el área del material reflector iluminado por el haz de rayos X incidente (m^2).

d_i es la distancia desde el blanco productor de rayos X hasta el material reflectante (m).

Llevando (8) a la expresión general (2) se obtiene:

$$H_{1,d,x} = \frac{D_{10} \alpha_x A B_{xr} T}{d_i^2 d_r^2} \quad (9)$$

donde:

d_r es la distancia desde el material reflectante hasta el punto de referencia.

Para calcular el espesor de blindaje a partir de B_{xr} es necesario seleccionar la curva de transmisión apropiada (Gráficas E.7 y E.8 de la guía), que depende de la energía de los electrones y de los rayos X, así como del ángulo de reflexión. Se pueden seguir los siguientes criterios:

- (1) Para rayos X que proceden de electrones con energías inferior a 0,5 MeV, la transmisión de la radiación reflejada a través de la barrera es la misma que la del haz incidente.

- (2) Para rayos X que proceden de electrones con energía entre 0,5 y 3 MeV, la reflexión es debida predominantemente a procesos de dispersión Compton, por consiguiente la energía máxima de los fotones no puede ser mayor que el valor límite calculado a partir de la relación de dispersión Compton. Una estimación conservadora puede ser la siguiente:

ángulo de reflexión	curva de transmisión
90°	0,5 Mev
180°	0,25 Mev

- (3) Para rayos X que proceden de electrones con energía entre 3 y 10 MeV, se debe tener en cuenta la radiación de aniquilación electrón-positrón, por consiguiente se empleará la curva de transmisión de 0,5 MeV para ángulos de reflexión de 90° o mayores.

- (4) Para rayos X que proceden de electrones con energía superior a 10 MeV, se considerará una radiación de 10 MeV para hormigón ordinario, y se tomará un valor constante, $\alpha_x = 10^{-2}$ para el hierro. La curvas de transmisión serán las mismas utilizadas en la radiación primaria.

3.4. Rayos X secundarios (DIN 6847)

Se utilizará la expresión (3), pero con las siguientes salvedades:

- 1) El factor de uso es siempre igual a 1 para la radiación dispersa.
- 2) El factor de reducción K_s , viene dado por la siguiente expresión:

$$K_s = \frac{10^{-2} F_n k}{a_s^2} \quad (10)$$

donde:

k es igual a 1 para rayos X.

F_n es la superficie de iluminación (normalmente $\approx 0,04 m^2$).

a_s es la distancia desde el dispersor al punto de referencia.

- 3) El espesor de decirreducción z_s , se obtendrá de la Tabla III.

TABLA III

Espesor másico de decirreducción para rayos X secundarios.

Material	Hormigón	Hormigón barítico	Hierro	Cristal de plomo	Plomo
$Z_s p$	37	29	38	23	17

De la comparación de la norma americana [5] con la alemana [7], se deduce que las expresiones de cálculo son semejantes, aunque resulta más sencillo utilizar la norma alemana, ya que el factor de reflexión es constante para todos los materiales y se fija en 10^{-2} ; este valor es muy conservador para energías de incidencia mayores que 10 MeV, pero es más pequeño que el real para energías menores de 10 MeV en el caso de dispersión por hormigón ordinario; en el caso de dispersión de rayos X por hierro, la diferencia es mínima.

Por otra parte, casi todos los aceleradores lineales trabajan a energías mayores de 10 MeV y esto hace que la norma alemana tenga un grado de conservadurismo adecuado. Además, la obtención del factor de transmisión según la guía americana es una tarea más bien complicada, en contraste con la sencillez de manejo de la alemana.

3.5. Radiación de escape (DIN 6847)

La normativa alemana resulta más completa que la correspondiente americana, ya que tiene en cuenta la radiación de escape.

Para calcular el espesor de blindaje, s_0 , que proteja contra esta radiación, se utiliza la expresión general (3) con las siguientes matizaciones:

- El espesor de decirreducción z_r , se obtiene de la Figura 2.
- El factor de uso se toma siempre igual a la unidad.
- El factor de reducción es igual a:

$$K_0 = \frac{D_0}{D_r} \quad (11)$$

donde

D_0 es el valor máximo de la tasa de dosis, debida a la radiación de escape, a la distancia nominal a_0 (1 metro).

D_r es el valor máximo de la tasa de dosis, para rayos X en las mismas circunstancias. En ambos casos, se trata de valores suministrados por el fabricante.

3.6. Neutrones

Si el acelerador lineal trabaja a energías mayores de 10 MeV es posible que se produzcan neutrones debido a las interacciones de los rayos X con el blindaje.

Al igual que los rayos X, los neutrones se atenúan de forma aproximadamente exponencial a través de las barreras de blindaje, pero a diferencia de aquellos, el factor de calidad varía significativamente con la energía del neutrón y la transmisión a través del material. Además, los neutrones generan rayos gamma dentro del material de blindaje cuando se dispersan o son absorbidos. Por consiguiente, el índice de dosis equivalente a la salida de la barrera de blindaje incluye las contribuciones tanto de los rayos gamma como de los neutrones. Una vez más, el cálculo de blindajes difiere sustancialmente según la norma empleada.

3.6.1. NCRP-51

En el caso de **radiación primaria**, la norma americana [5] utiliza la expresión:

$$H_{ld,n} = \frac{\phi_0 B_n T}{d^2} \quad (12)$$

donde:

B_n es la relación de transmisión en el blindaje (rem cm^2), que depende del espectro concreto de los neutrones emitidos.

ϕ_0 es la tasa de fluencia neutrónica a la distancia de 1 metro ($\text{m}^2 \text{cm}^{-2} \text{s}^{-1}$).

d es la distancia entre la fuente de neutrones y el punto de referencia.

Como se puede observar, para el cálculo del blindaje se necesita conocer la tasa de fluencia neutrónica y su espectro, datos pocos usuales.

Para **radiación secundaria**, la fuente de neutrones reflejados (retrodispersados) vendrá dada por:

$$\phi_{s0} = \frac{\phi_0 \alpha_n A}{d^2} \quad (13)$$

donde:

ϕ_{s0} es la tasa de fluencia de neutrones reflejados a la distancia de 1 metro de la fuente de retrodispersión ($\text{m}^2 \text{cm}^{-2} \text{s}^{-1}$).

α_n es el coeficiente de reflexión neutrónico.

A es el área de la fuente de retrodispersión.

Los coeficientes de reflexión para hormigón, plomo y hierro para neutrones monoenergéticos se encuentran tabulados en el apéndice F.12 de la guía.

Para los **laberintos**, se empleará la siguiente expresión:

$$H_M = \frac{B_{nm} K \phi_m}{270} \quad (14)$$

donde:

ϕ_m es la tasa de fluencia neutrónica incidente en la apertura del laberinto (cm^2/seg).

270 es la tasa de fluencia neutrónica por unidad de tasa de dosis equivalente para neutrones térmicos.

K es un factor conservador ($K = 8$ para laberinto de dos paredes, $K = 4$ para laberinto de tres paredes) que tiene en cuenta las contribuciones a la dosis de los rayos gamma producidos y además proporciona un sobredimensionamiento al laberinto.

B_{nm} se calculará a partir de la Figura F.11 de la guía que da la tasa de fluencia de neutrones térmicos en función de la distancia que hay entre la entrada del laberinto hasta la salida, dividida por la raíz cuadrada del producto de altura por anchura de la pared.

El principal problema para la aplicación de esta guía es que normalmente no se conoce la tasa de fluencia neutrónica producida en el blindaje ni su espectro, al menos, en la mayoría de los casos.

3.6.2. DIN-6847

La normativa alemana [7] es muy sencilla de aplicar para neutrones. Para **neutrones primarios**, se utiliza la expresión general (3) con factor de uso igual a uno; el espesor de decirreducción z_d , se obtiene de la Tabla IV; y el factor de reducción se calcula mediante la siguiente expresión:

$$K_d = \frac{D_n}{Dr} \frac{a_0}{a_n} \quad (15)$$

donde:

D_n es el valor máximo de la tasa de dosis debida a los neutrones, a una distancia nominal de a_0 metros. Valor dado por el fabricante, que incluye la corrección por efectos biológicos.

a_0 es la distancia nominal (1 metro).

a_d es la distancia desde la fuente productora de neutrones al punto donde se calcula el blindaje.

Para **neutrones dispersados**, se toma también $U = 1$, y el factor de reducción viene dado por:

$$K_g = \frac{D_n}{Dr} \frac{a_0}{a_g} \frac{b}{l} \quad (16)$$

donde:

b es la anchura del laberinto.

l es la longitud del laberinto.

a_g es la suma de recorridos desde la zona de dispersión hasta el punto de referencia.

4. CALCULOS DE BLINDAJES PARA TERAPIA CON ELECTRONES

El blindaje necesario para atenuar partículas cargadas es independiente de la densidad de corriente del haz que incide en el absorbente. Aunque las partículas cargadas van perdiendo progresivamente su energía, en el cálculo se puede ignorar cualquier pérdida de energía, a no ser que la distancia entre el acelerador y el blindaje sea equivalente o mayor que el alcance máximo de las partículas en aire.

El alcance de los electrones en aire, agua, aluminio, hormigón y plomo depende de la energía de la partícula incidente; en función de ésta se diseña el blindaje, con

un espesor superior al alcance de los electrones en el material de blindaje.

Ahora bien, aunque las partículas cargadas sean completamente absorbidas en el blindaje, se requiere un espesor adicional para atenuar las radiaciones secunda-

rias, ya que cuando una barrera de blindaje atenúa un haz de electrones externo, dentro de dicha barrera se producen rayos X. (Ver Figura 1).

Como en casos anteriores, el cálculo de los blindajes es diferente según la normativa que se aplique.

TABLA IV
Espesor de decirreducción (cm) para neutrones.

		Agua, Parafina	Hormigón, Hormigón barítico	Hierro, Plomo
Neutrones primarios	1ª capa	15	25	42
	2ª capa	10	16	42
Neutrones dispersados	∇ capa	8	13	37

4.1. NCRP-51

Siguiendo la norma americana [5], hay que calcular la tasa de emisión de rayos X en el blindaje, que depende de la corriente del haz de electrones incidente, de la energía de los mismos y de las características materiales de la barrera.

El esquema de cálculo para el **haz primario** es el siguiente:

- 1) Con la energía del electrón, se entra en la curva de 0° de la gráfica E.1, obteniendo D/I (tasa de dosis por unidad de corriente del haz incidente).
- 2) Corrección por número atómico del blanco. Tabla E.3.
- 3) Obtención de la tasa de dosis, multiplicando D/I por la corriente del haz incidente de electrones.
- 4) Obtención de los factores de transmisión, en función de la energía de los electrones, de las gráficas E.7-E.11 de la guía.
- 5) Con los valores de tasa de dosis y transmisión en la ecuación general (2).

Para el caso de **haz dispersado**, el esquema es el mismo, pero con dos salvedades:

- a) En la gráfica E.1., se utiliza la curva de 90°.

- b) Para obtener los factores de transmisión (gráficas E.7-E.11) hay que entrar con la energía efectiva de los electrones incidentes, que habrá que calcular previamente.

Es evidente la dificultad de aplicación de la guía a estos casos, ya que normalmente sólo se conoce del acelerador, la carga de trabajo semanal que viene dada en (Gy/semana) y la tasa de dosis debida a los electrones (a 1 metro a distancia), pero no la corriente del haz de electrones.

4.2. DIN-6847

En la normativa alemana [7] se utiliza, como en casos anteriores, la expresión general (3) con las matizaciones apropiadas. El factor de calidad q_i se toma igual a 1. El espesor de decirreducción y el factor de reducción difieren según se trate de haz primario o haz dispersado, según se comenta a continuación.

Para **haz primario**, el espesor de decirreducción se obtendrá de la Figura 2 y el factor de reducción K_b viene dado por la expresión:

$$K_b = \frac{(D_{re} + k_e D_e) a_0^2}{D_e a_n^2} \quad (17)$$

donde:

D_e es el valor máximo de tasa de dosis debida a los electrones, medido a la distancia nominal a_0 .

D_{re} es el valor máximo de tasa de dosis debida a la radiación de frenado secundaria producida por los electrones, medido también a la distancia nominal a_0 . En ambos casos, se trata de valores suministrados por el fabricante.

k_e es un factor adimensional relacionado con la tasa de emisión de rayos X de frenado producidos en el blindaje, que se puede obtener de la Figura 4 y viene definido por el cociente:

$$k_e = \frac{\text{tasa de dosis debida a rayos X emitidos}}{\text{tasa de dosis debida a electrones incidentes}}$$

Para **haz dispersado**, el factor de reducción K_s se calcula mediante la expresión (10), en donde para este caso, $k = k_e$, que se obtendrá de la Figura 4, mientras que el espesor de decirreducción se puede obtener de la Tabla III.

Las diferencias entre las dos normas son en estos casos significativas, ya que la guía NCRP-51 [5] es difícil de utilizar y además se necesita conocer la corriente del haz de electrones incidente, dato poco usual. La guía alemana [7] es sencilla y más completa puesto que introduce también en el cálculo la radiación de frenado secundaria generada por los electrones.

5. CONCLUSIONES

A lo largo de este trabajo se han analizado las dos normas conocidas, NCRP-51 (USA) y DIN-6847 (Alemania), para la estimación de las necesidades de blindaje en instalaciones médicas que utilizan un acelerador lineal. De la comparación exhaustiva entre ambas se ha

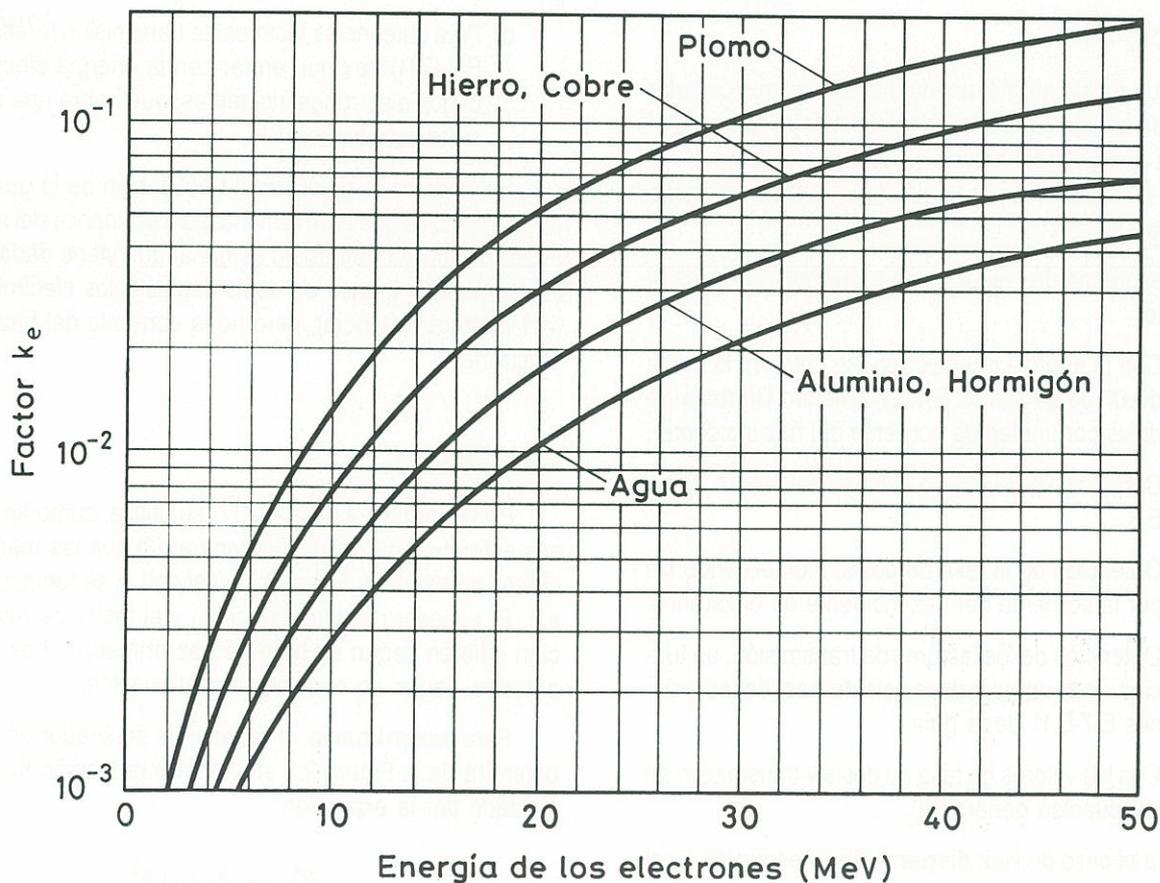


Fig. 4.—Factor relacionado con la emisión de Bremsstrahlung.

extraído la conclusión de que la norma DIN-6847 es más adecuada para realizar dicho cálculo.

La guía americana NCRP-51 es incompleta y difícil de aplicar, mientras que la norma alemana DIN-6847 es bastante completa y fácil de aplicar. Realmente, su sencillez está basada en diversas aproximaciones semiempíricas que deberían ser adecuadamente verificadas. Por ejemplo, la atenuación en el blindaje del haz dispersado de rayos X se calcula a partir de la Tabla III, independientemente de la energía máxima de los rayos X del haz primario. De igual forma, el cálculo de blindaje para los neutrones, según esta norma, no requiere para nada conocer el espectro de los neutrones, y esto es, a todas luces, una aproximación muy fuerte.

Ahora bien, ya que no hay ninguna norma europea (ICRP) ni racional que trate este aspecto, la única alternativa es utilizar la norma DIN-6847. Es de esperar que, puesto que el número de instalaciones de este tipo es cada vez mayor, pronto haya una guía nacional que oriente en el cálculo de blindajes contra las radiaciones ionizantes producidas en estas instalaciones.

Finalmente, conviene hacer algunos comentarios sobre la aplicación práctica de las guías y la incidencia de las nuevas recomendaciones del ICRP-60 [3]. La aplicación de las nuevas recomendaciones del ICRP obligará normalmente a repetir los cálculos de blindaje en las instalaciones en funcionamiento. En otro trabajo [8], los autores han comprobado que esto supone añadir entre 15 y 30 cm de blindaje. Ante las dificultades en llevar a cabo estos cambios estructurales (casi imposible de hacer), para poder cumplir los nuevos límites de dosis recomendados en el ICRP, habrá que realizar una recalificación de las zonas, o revisar la carga de trabajo semanal, que tal vez sea excesivamente conservadora.

REFERENCIAS

- [1] CSN 5.11, "Aspectos técnicos de seguridad y protección radiológica de instalaciones médicas de rayos X para diagnóstico", Consejo de Seguridad Nuclear, Guía de Seguridad nº 5.11, Madrid, Octubre 1990.
- [2] ICRP Publication 33, "Protection Against Ionizing Radiation from External Sources Used in Medicine", A Report of Committee 3 of the International Commission on Radiological Protection, Pergamon Press, 1982.
- [3] ICRP Publication 60, "New Recommendations of the Commission", approved on 9 November 1990.
- [4] NCRP Report 49, "Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X-Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV", National Council on Radiation Protection and Measurements, 1976.
- [5] NCRP Report 51, "Radiation Protection Design Guidelines for 0.1-100 MeV Particle Accelerator Facilities", National Council on Radiation Protection and Measurements, 1977.
- [6] DIN 6812, "Medizinische Röntgen-Anlagen bis 300 kV. Strahlenschutzregeln für die Errichtung", (Medical X-ray facilities up to 300 kV; Radiation protection rules for installation), DIN Deutsches Institut für Normung e. V., 1985.
- [7] DIN 6847, "Medizinische Elektronenbeschleuniger-Anlagen; Teil 2: Strahlenschutzregeln für die Errichtung", (Medical electron accelerators; Part 2: Radiation protection rules for installation), DIN Deutsches Institut für Normung e. V., 1977.
- [8] VERDU, G., RODENAS, J., CAMPAYO, J.M.: "Radiation Protection for Particle Accelerators", I International Conference on Implications of the new ICRP Recommendations, Salamanca (Spain), 26-29 November 1991.

Protocolo de control de calidad en Mamografía *

Por P. Morán, M. Chevalier y E. Vañó

Cátedra de Física Médica. Facultad de Medicina
Universidad Complutense. 28040 MADRID

INTRODUCCION

En mamografía, la calidad de la imagen está directamente relacionada con la capacidad del sistema para poner de manifiesto objetos de pequeño tamaño (microcalcificaciones) y diferencias muy pequeñas de contraste asociadas con tejidos blandos. Por tanto, la calidad que se exige a estas imágenes radiológicas está prácticamente en el límite de lo que se puede conseguir con los equipos. La dosis impartida a la mama en los exámenes mamográficos tiene una gran importancia debido a la alta radiosensibilidad que presenta este órgano y al aumento significativo de este tipo de exámenes como método eficaz para detectar el cáncer de mama.

La calidad de imagen y la dosis dependen del funcionamiento del equipo, de las características del receptor de la imagen y de su procesado y visualización. Asimismo, las técnicas de obtención de las imágenes deben ser optimizadas en función de los objetivos que se pretenden conseguir (diagnóstico en mujeres con sintomatología previa o diagnóstico en mujeres asintomáticas) siempre sobre la base de una óptima calidad de la imagen y dosis tan bajas como sea posible (Criterio ALARA).

El control de calidad tiene como finalidad, partiendo de una situación óptima inicial, mantener tanto la calidad de imagen como la dosis dentro de límites aceptables. El protocolo de control de calidad que se describe a continuación incluye los parámetros que se deben controlar, los valores de referencia o tolerancias exigibles y la periodicidad con que hay que realizar las medidas. Asi-

mismo, se da una relación de la instrumentación necesaria para realizar dicho control de calidad.

Este protocolo se ha agrupado en cuatro apartados en función de los elementos que constituyen la cadena de formación de la imagen:

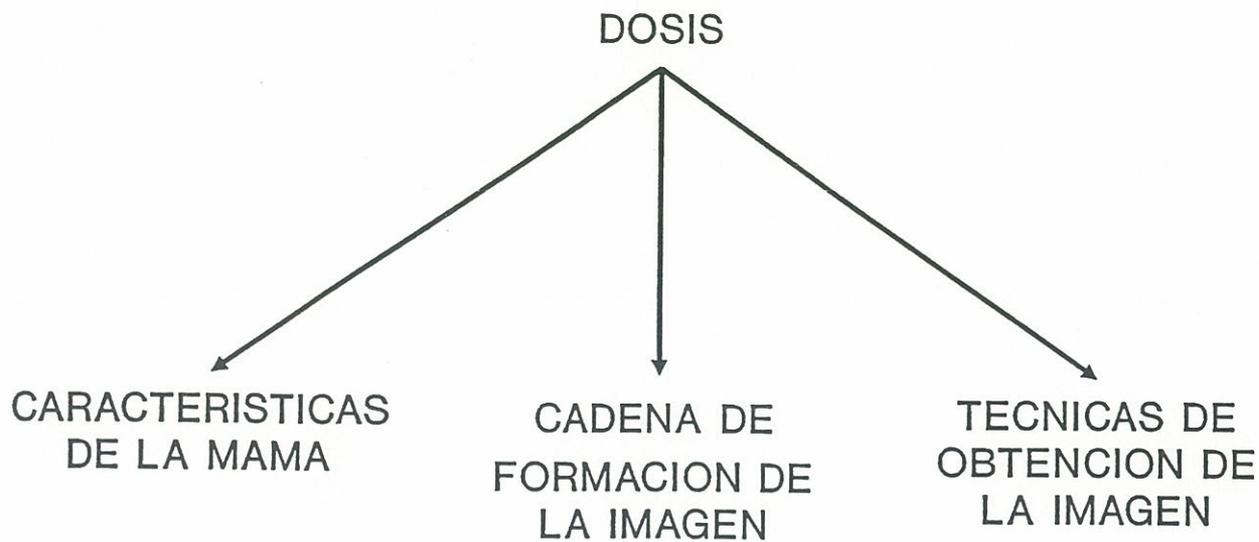
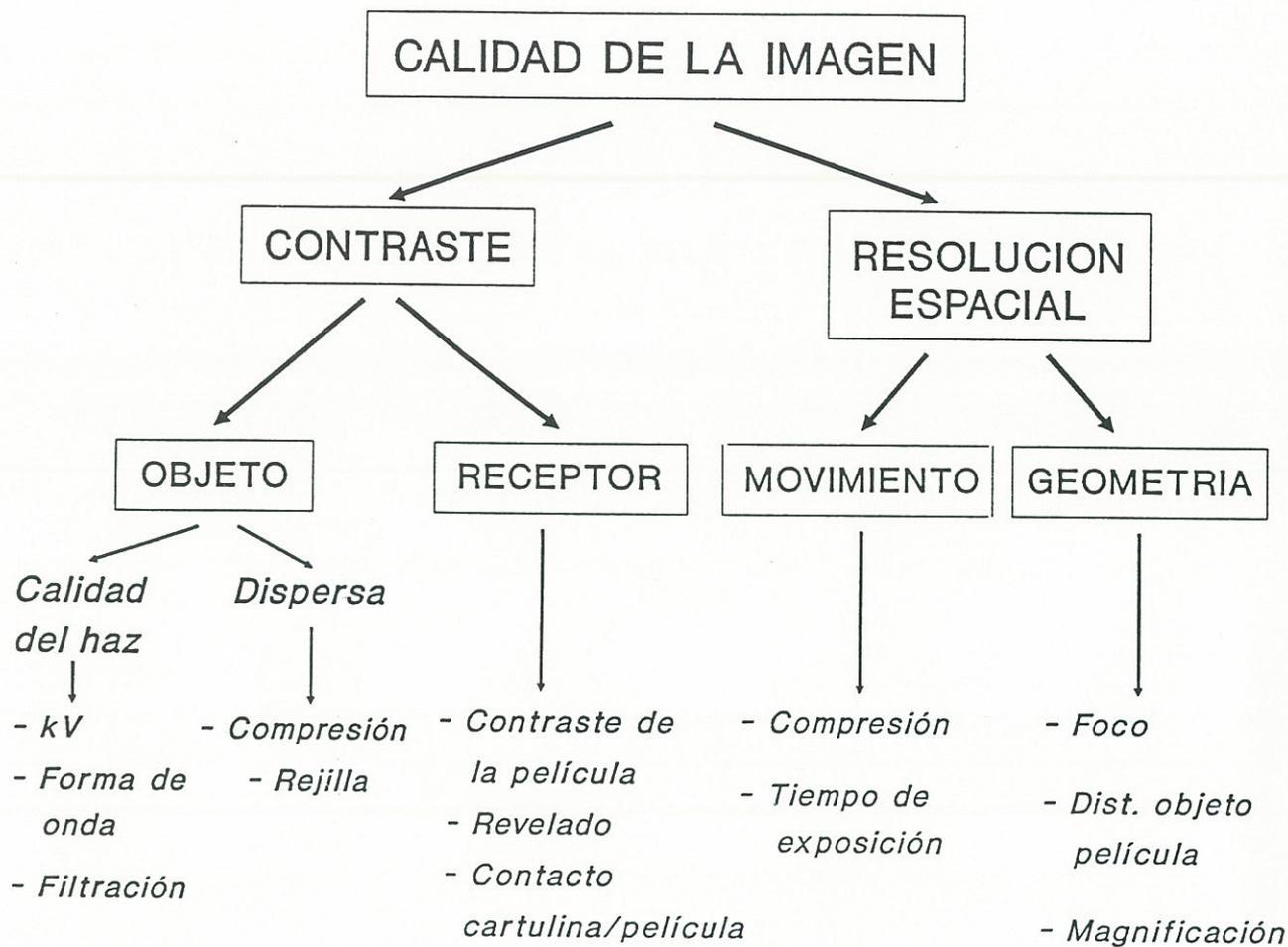
- Producción de la imagen primaria (equipo de rayos X).
- Receptor de la imagen (rejilla y conjunto cartulina/película).
- Procesado de la imagen (procesadora y cuarto oscuro).
- Percepción de la imagen (negatoscopios y sala de lectura).

En cada uno de estos apartados se han recogido únicamente las verificaciones de los parámetros más relevantes y no se han incluido los relacionados con la seguridad eléctrica del equipo ni con las condiciones de protección radiológica de la sala. La información contenida en el protocolo se presenta de forma esquemática con objeto de reflejar la secuencia e importancia de cada una de las etapas.

* Este trabajo corresponde a la conferencia presentada en la Reunión Científica sobre "Control de Calidad y Dosimetría en Radiodiagnóstico" celebrada en el Hospital de la Princesa en Junio de 1991.

OBJETIVOS DEL CONTROL DE CALIDAD

- **ALCANZAR Y MANTENER LA INFORMACION RADIOLOGICA CON LA CALIDAD ADECUADA PARA EL DIAGNOSTICO MEDICO.**
- **IMPARTIR LA MINIMA DOSIS AL PACIENTE Y A LOS PROFESIONALES COMPATIBLE CON UNA ADECUADA CALIDAD DE LA INFORMACION RADIOLOGICA.**
- **REDUCCION DE LOS COSTES MINIMIZANDO LAS PERDIDAS DE TIEMPO Y MATERIAL.**



PROTOCOLO

- PARAMETROS.**
- MAGNITUDES QUE DEBEN MEDIRSE.**
- CONDICIONES DE MEDIDA.**
- MAGNITUDES QUE DEBEN CALCULARSE.**
- VALORES DE REFERENCIA O TOLERANCIAS.**
- PERIODICIDAD.**
- INSTRUMENTACION.**

ELEMENTOS QUE INTERVIENEN EN LA CADENA DE FORMACION DE LA IMAGEN

PRODUCCION DE LA IMAGEN PRIMARIA

EQUIPO DE RAYOS X

RECEPTOR DE LA IMAGEN PRIMARIA

REJILLA

COMBINACION PELICULA/CARTULINA

PROCESADO DE LA IMAGEN

PROCESADORA

CUARTO OSCURO

PERCEPCION DE LA IMAGEN

NEGATOSCOPIOS

SALA DE LECTURA

PRODUCCION DE LA IMAGEN

CONTROL	VERIFICACIONES/MEDIDAS	TOLERANCIAS	i	d	m	sa	a
GEOMETRIA	Alineamiento C. Luz - C. Radiac.	< ±3 mm	*			*	
	Alineamiento C. Radiac. - Chasis	±3 mm	*			*	
	Separación entre el borde de la mesa y el de la película		*				
	Uniformidad del haz de Radiación	± 10%	*				*
	Magnificación		*				
	Tamaño de la mancha focal	IEC/NEMA (±20%)	*				*
kVp	Precisión	±1 kV	*			*	
	Reproducibilidad	< ±2%	*			*	
	Capa hemirreductora	0,3-0,4 mm Al (28 kVp, Mo-Mo)	*				*

i: inicialmente o después de cambios
 d: diariamente
 m: mensualmente
 sa: semianualmente
 a: anualmente

PRODUCCION DE LA IMAGEN

CONTROL	VERIFICACIONES/MEDIDAS	TOLERANCIAS	i	d	s	sa	a
RENDIMIENTOS	Valores para cada tensión	---	*			*	
	Reproducibilidad	< ±10%	*			*	
	Variación con la corriente (28 kVp)	< ±10%	*			*	
	Variaciones con el tamaño del foco (28 kVp)	< ±10%	*			*	
COMPRESOR	Alineamiento		*				*
	Compresión	150-250 N	*			*	

PRODUCCION DE LA IMAGEN

CONTROL	VERIFICACIONES/MEDIDAS	TOLERANCIAS	i	d	m	sa	a
TIEMPO DE EXPOSICION	Exactitud y reproducibilidad	$\pm 10\%$, $t > 200$ ms $\pm 15\%$, $t < 200$ ms	*				*
CONTROL AUTOMATICO DE EXPOSICION	Consistencia en la posición cero	$\pm 10\%$ (0,8-1,2 DO)	*			*	
	Diferencias de densidad/paso en el selector de densidades	15% - 25%	*			*	
	Reproducibilidad	$< \pm 5\%$	*			*	
	Compensación para distintos espesores	$< \pm 20\%$	*			*	
	Compensación para distintas tensiones	$< \pm 20\%$	*			*	
	Compensación para distintas corrientes	$< \pm 20\%$	*				*
	Consistencia con cambios en otros parámetros	$< \pm 20\%$	*				*

RECEPTOR DE LA IMAGEN

CONTROL	VERIFICACIONES/MEDIDAS	TOLERANCIAS	i	d	s	sa	a
REJILLA	Factor de exposición de rejilla	2-3	*				
CARTULINA/ PELICULA	Contacto cartulina-película		*				*
	Entradas de luz		*				*

PROCESADO DE LA IMAGEN

CONTROL	VERIFICACIONES/MEDIDAS	TOLERANCIAS	i	d	s	sa	a
SENSITOMETRIA	Velocidad	±0.1 D.O.	*	*			
	Contraste	±0.1 D.O.	*	*			
	Base + Velo	±0.3 D.O.	*	*			
TEMPERATURA		±0.2 °C	*	*			
TIEMPO DE PROCESADO		±5%	*			*	
HOMOGENEIDAD EN LA PELICULA	Marcas, manchas, etc.		*	*			
CUARTO OSCURO	Entrada de luz		*				*
	Luz de Seguridad	0.02 D.O.	*				*
ALMACENAMIENTO	Temperatura	15 - 18 °C	*				*
	Humedad	50% - 60%	*				*
	Colocación de las películas	Vertical	*				*
	Inventario		*				*

PERCEPCION DE LA IMAGEN

CONTROL	VERIFICACIONES/MEDIDAS	TOLERANCIAS	i	d	s	sa	a
NEGATOSCOPIOS	Iluminación	< 5500 lux	*				*
	Homegeneidad	10%	*				*
SALA DE LECTURA	Luz Ambiental	100 lux					

**CALIDAD DE LA IMAGEN
(PARAMETROS)**

RESOLUCION A ALTO CONTRASTE

RESOLUCION A BAJO CONTRASTE

UMBRAL DE SENSIBILIDAD A BAJO CONTRASTE

UMBRAL DE SENSIBILIDAD A ALTO CONTRASTE

VISIBILIDAD DE PEQUEÑOS OBJETOS

CONTROL	VERIFICACIONES/ MEDIDAS	TOLERANCIAS
NEGOTIACIONES	Indicador	Verificación
SALA DE LECTURA	Las actividades	Los

CONTROL DOSIMETRICO

El valor de referencia para la estimación del riesgo es la dosis media en tejido glandular D_g :

$$D_g = \text{Kerma aire} \times D_{gN}$$

Para obtener un valor de referencia que permita comparar resultados se puede utilizar un maniquí de perspex de 4,5 cm. equivalente a una mama de composición promedio de 5 cm. de espesor bajo firme compresión

$$\text{Kerma aire} = mGy/mAx \times mAs$$

D_{gN} están tabulados en función de la CHR y del material del ánodo.

INSTRUMENTACION

CAMARA SLIT, ESTRELLA, PINHOLE

KILOVOLTIMETRO

CAMARA DE IONIZACION

MEDIDOR DE TIEMPO DE DISPARO

DINAMOMETRO

REJILLA DE CONTACTO

SENSITOMETRO

DENSITOMETRO

TERMOMETRO

CRONOMETRO

FOTOMETRO

**HOJAS DE ALUMINIO DE PUREZA > 99,5% CON ESPESORES ENTRE
0,25 Y 0,40 mm**

MANIQUI DE MAMOGRAFIA

CALIBRACION DE LA INSTRUMENTACION

KILOVOLTIMETRO	PRECISION: $\pm 2\%$.
	REPRODUCIBILIDAD: $\pm 1\%$.
DOSIMETRO	PRECISION: $\pm 5\%$.
	REPRODUCIBILIDAD: $\pm 1\%$.
DENSITOMETRO	PRECISION: $\pm 0,02$ DO.
	REPRODUCIBILIDAD: $\pm 0,01$ DO.

BIBLIOGRAFIA

- (1) FITZGERALD, M., DANCE, D.R., FISHER, K., LAWKINSKI, C.P., y RAMSDALE, M.L.: "*The Commissioning and Routine Testing of Mammographic X-Ray Systems*" NHS/BSP Report N° 59, Institute of Physical Sciences in Medicine (1989).
- (2) AAPM Report N° 29, "*Equipment requirements and quality control for mammography*". Task Group N° 7, Diagnostic X-Ray Imaging (1990).
- (3) National Expert and Training Centre, "*Dutch Protocol for the Acceptance Inspection of Mammographic Equipment*"; Nijmegen (1989).
- (4) NCRP Report 85, "*Mammography, a user guide*". National Council on Radiation Protection and Measurements (1987).

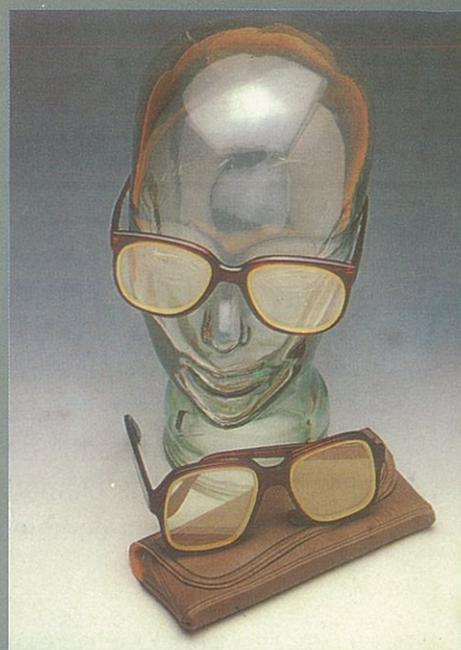
ANKO
europa

Toda la protección Anti-X a su alcance



Delantales de protección Anti-X

Cristales Anti-X
Delantales Anti-X
Cortinas Anti-X
Mamparas de
protección Anti-X
Protección Anti-X de
salas radiológicas
Guantes Anti-X
Guantes quirúrgicos
con protección
Anti-X
Gafas Anti-X
Etc.....



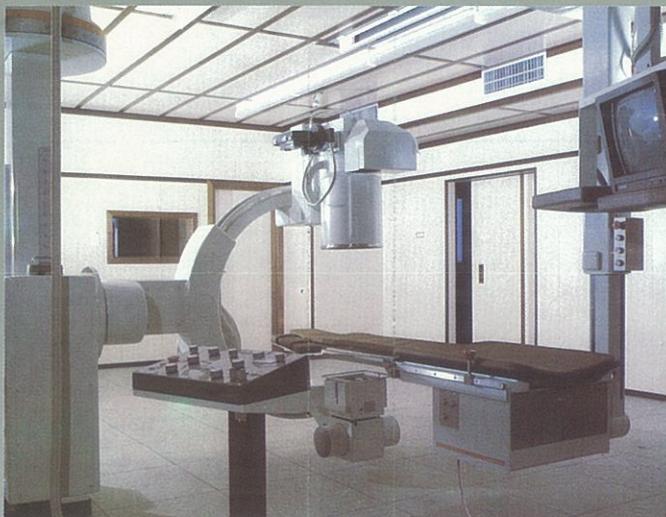
Gafas y Accesorios de protección Anti-X

REPRESENTANTE EXCLUSIVO EN ESPAÑA DE:

La primera firma mundial en **Cristales plomíferos** para protección Rayos-X



Nippon Electric Glass Co., Ltd.



Emplomado de Salas de Radiodiagnóstico y Radioterapia



Mamparas Anti-X con cristal plomífero

ANKO
europa

C/ Fernández Caro, 19 ■ 28027 Madrid ■ Spain ■ Tels.: 408 77 65 - 408 77 85 - 377 56 99 ■ Fax: 407 19 60

ENERATOMIC, S. A.

SAN FELIPE, 8
28020 MADRID

TELF.: (91) 572 08 76
579 33 76

FAX: (91) 579 33 76

— 14 AÑOS —

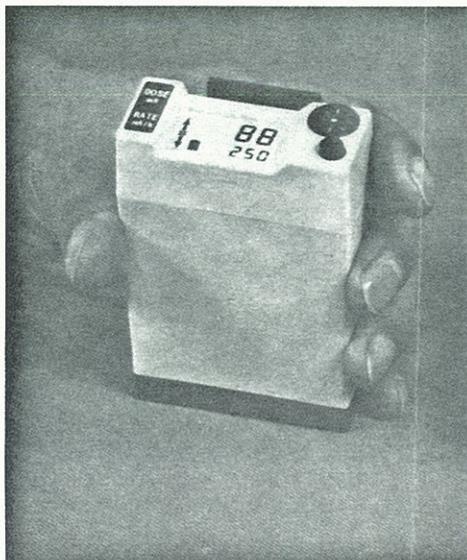
AL SERVICIO DE LA PROTECCION RADIOLOGICA

- Dosímetros de pluma.
- Dosímetros digitales con alarma.
- Monitores GM para medida de tasa de dosis.
- Cámaras de ionización.
- Monitores tipo "pértiga".
- Accesorios de protección: Delantales plomados, guantes plomados, Gafas plomadas, protectores de jeringas...
- Línea completa de Vestuario anticontaminación.

FIRMAS REPRESENTADAS:

- CAWO PHOTOCHEMISCHE FABRIK.
- XETEX, INC.
- R.A. STEPHEN.
- EBERLINE INSTRUMENT CORP.
- ATOMIC PRODUCTS CORP.
- REACTOR EXPERIMENTS.
- VIOX CORPORATION.

¡NOVEDAD!



GAMMACOM 4200 de STEPHEN

MEDIDA DE DOSIS Y TASA DE DOSIS CON
EL MISMO EQUIPO

Dicentricos, Dosímetros Biológicos para la exposición a Rayos Gamma, procedentes del Cobalto-60

Por ** Dra. Aurora Bilbao y * Dr. Juan Carlos Martín Urreta

* Dpto. de Biología Celular y Ciencias Morfológicas

** Dpto. de Radiología y Medicina Física

Universidad del País Vasco EUSKALHERRIKO UNIBERSITATEA

SUMARIO

La utilización de las aberraciones cromosómicas inestables (dicéntricos, anillos céntricos, etc.) de los linfocitos de sangre periférica humana como dosímetros biológicos, es el método más fiable y preciso de los métodos biológicos actualmente utilizados.

El establecimiento de la dosis media cuerpo-entero en individuos en los que se sospecha o se tiene la seguridad de una sobreexposición accidental a radiaciones ionizantes puede hacerse a partir de las curvas dosis-respuesta obtenidas *in vitro*, analizando como respuesta las aberraciones cromosómicas inducidas en los linfocitos a diferentes dosis de irradiación *in vitro*.

El presente estudio describe la obtención de la curva dosis-respuesta *in vitro* para la irradiación γ procedente del cobalto-60 utilizando los cromosomas dicéntricos como respuesta inducida.

Los resultados obtenidos se ajustan al modelo cuadrático-lineal.

Esta curva podrá ser utilizada en nuestro laboratorio para determinar la dosis en casos de sobreexposiciones a rayos γ .

INTRODUCCION

La Dosimetría Biológica es el método de determinación de la dosis absorbida tras exposición individual o colectiva a las radiaciones, midiendo los "efectos biológicos" inducidos tales como: aberraciones cromosómi-

cas (dicéntricos, fragmentos acéntricos, anillos, ...), micronúcleos, etc., encontrados en los linfocitos de la sangre periférica.

El análisis de las aberraciones cromosómicas es reconocido como un método de gran valor para la determinación de la dosis, que viene a cubrir la laguna de la tecnología dosimétrica, sobre todo cuando hay dificultades para interpretar los datos, o no se dispone de ellos.

En la investigación de exposiciones accidentales a las radiaciones, es importante estimar la dosis absorbida tras la exposición, para planificar la terapia, si es que ésta procede. Incluso en situaciones en las que los métodos de valoración de la dosis no suscitan dudas, una estimación independiente a través de los métodos biológicos puede ser de gran utilidad.

Tanto la irradiación homogénea *in vivo* como *in vitro* de los linfocitos de la sangre produce frecuencias similares de alteraciones cromosómicas por cada rad (Clemenger JF y cols., 1971 y Buckton KE y cols., 1971), de tal manera que los niveles de aberraciones observados en personas expuestas pueden ser relacionados con la dosis por extrapolación en una curva dosis-respuesta producida *in vitro*.

Ya que se está observando un aumento de la utilización de elementos radiactivos, tanto a nivel industrial como médico, es esencial tener acceso a un laboratorio de Protección Radiológica, que sea capaz de llevar a cabo análisis cromosómicos para Dosimetría Biológica. Es preferible que cada laboratorio genere sus propias curvas

dosis-respuesta, ya que la interpretación de dosis utilizando una curva de calibración producida en otro lugar, puede introducir una incertidumbre sustancial adicional.

Con radiaciones de baja LET, las ionizaciones inducidas por una dosis concreta se distribuirán al azar entre las células, fundamentalmente porque habrá un gran número de trayectos de ionización.

También el daño del DNA se distribuirá al azar entre las células. Admitiendo la suposición de que también existe la misma probabilidad de que la lesión pueda convertirse potencialmente en una aberración, las aberraciones también se distribuirán al azar entre las células. Tras la irradiación con rayos X o rayos γ , las aberraciones cromosómicas inducidas siguen una distribución de Poisson (Edwards A.A. y cols. 1979).

Las curvas dosis-respuesta generalmente se ajustan a la ecuación: $Y = \alpha D + \beta D^2$. Donde Y es la frecuencia de dicéntricos, D es la dosis, α es el coeficiente lineal y β es el coeficiente cuadrático.

Se han estudiado las relación dosis-respuesta para la inducción de aberraciones cromosómicas en los linfocitos de la sangre periférica humana para diferentes tipos de radiaciones.

Cuando se trata de radiaciones de baja LET, los datos parecen ajustarse mejor al modelo cuadrático lineal y sin embargo cuando se trata de radiaciones de alta LET, los datos se ajustan mejor al modelo lineal. Estos modelos ya fueron descritos hace muchos años, (Lea DE y cols. 1943).

Si se puede disponer de una curva de calibración *in vitro*, se puede inferir por extrapolación la dosis absorbida de un individuo expuesto *in vivo*, en las mismas o similares condiciones a las radiaciones, siempre teniendo en cuenta una serie de consideraciones estadísticas.

Este trabajo fue diseñado para determinar la curva dosis-respuesta *in vitro* para la inducción de dicéntricos tras la exposición a rayos γ procedente del cobalto-60, como un primer paso para el establecimiento de un laboratorio de Dosimetría Biológica.

MATERIAL Y METODOS

Muestreo

La muestra se obtuvo por venipunción de sangre a un donante adulto sano varón.

La sangre fue expuesta inmediatamente en tubos Vacutainer standard de 5 ml conteniendo heparina de litio, como anticoagulante.

Los tubos se mantuvieron antes, durante y después del proceso de irradiación a una temperatura de 37 °C, utilizando un bloque térmico y un baño de agua.

Proceso de irradiación

Las muestras de sangre fueron expuestas a la acción de fotones de cobalto-60. Se utilizó como fuente de irradiación un equipo de radioterapia de cobalto, "Alcyon II".

Los tubos conteniendo la sangre se colocaron en un sistema especialmente diseñado para este propósito, tanto al objeto de mantener la temperatura a 37°C durante el proceso de irradiación, como para que la sangre estuviera rodeada de suficiente material (4mm) al objeto de que se diera el equilibrio de las partículas cargadas.

Se utilizó una distancia de 190 cm desde el foco emisor a las muestras, para obtener una irradiación uniforme, siendo siempre menor al 2% la diferencia entre la dosis recibida en plano anterior y posterior.

Para obtener una curva de calibración *in vitro* aplicable a casos de exposición accidental aguda, se optó por una tasa de dosis de 35 cG/min empleándose un rango de dosis comprendidas entre 10 cGy y 400 cGy.

Una vez que las muestras fueron irradiadas, se volvieron a colocar en el bloque térmico a 37°C, donde permanecieron durante, al menos, 1 hora para permitir el proceso de reparación de las lesiones.

Cultivos

Se prepararon réplicas de cultivos de linfocitos para cada dosis utilizando Eagles's MEM conteniendo sales de Earles, suplementado con 10% de suero bovino fetal y fitohemaglutinina, siguiendo el método standard de la NRPB, basado, con ligeras modificaciones, en las técnicas de Moorhead y Hungerford, (Lloyd y cols. 1982).

Se incubaron los cultivos a 37°C en un baño de agua durante 45 horas. Después, se procedió a realizar el bloqueo mitótico. Se añadió colchicina, como inhibidor mitótico. Se mantuvo la incubación durante 3 horas más.

Para realizar el choque hipotónico se utilizó una solución de KCl/heparina y a continuación se procedió a fijar las células con solución de Carnoy.

Con objeto de estudiar solamente células en primera división *in vitro*, (Evans HJ y cols. 1967), los portaobjetos fueron teñidos siguiendo la técnica del FPG (Fluorescence plus Giemsa), (Perry y Wolff, 1974).

Las radiaciones ionizantes inducen tanto aberraciones estables como inestables (Buckton KE y cols. 1964). Las aberraciones estables no son apropiadas para dosi-

metría biológica. De las aberraciones inestables, se ha comprobado ampliamente que los dicéntricos son los mejores marcadores, ya que son fácilmente identificables y generalmente aparecen más frecuentemente que otros tipos de aberraciones.

RESULTADOS Y DISCUSION

La frecuencia y distribución entre las células de los dicéntricos observados en cada dosis son presentados en la Tabla I.

TABLA I
Distribución de dicéntricos entre las células tras exposición a cobalto-60.

cGy	N	Dic	0	1	2	3	4	5
0	3000	2	2998	2	0	0	0	0
10	2500	6	2494	6	0	0	0	0
20	2000	13	1987	13	0	0	0	0
40	1750	24	1726	24	0	0	0	0
60	1500	37	1463	37	0	0	0	0
100	1000	57	943	57	0	0	0	0
200	400	101	306	87	7	0	0	0
300	200	119	113	59	24	4	0	0
400	150	144	56	59	24	8	2	1

El tratamiento de los datos es un aspecto importante en la construcción de una curva dosis-respuesta para dosimetría biológica. A dosis bajas, la distribución de los dicéntricos entre las células es del tipo Poisson, ya que no se observa ninguna célula con más de un dicéntrico. A dosis elevadas (200, 300 y 400 cGy), donde se observa más de un dicéntrico en las células, el análisis de la distribución de los dicéntricos entre las células con el test de U (Papworth, 1970 y 1975) *confirma la distribución de Poisson* como se muestra en la Tabla II (ningún valor U sobrepasa la cifra de 1,96).

Es importante la utilización de un programa de ajuste de curva apropiado para la construcción de la curva de calibración. El objetivo del ajuste de la curva es determinar los valores de los coeficientes α y β , que mejor se ajustan a los puntos de los datos. (Edwards A.A y cols. 1973).

El método recomendado para determinar los coeficientes mejor ajustados es el de la máxima probabilidad (Papworth 1975). Esto se puede hacer maximizando la probabilidad de las observaciones asumiendo la distribución de Poisson, por el método de ponderación iterativa por mínimos cuadrados, *IRLS* (iteratively reweighted least squares). Los errores standard de los coeficientes y los valores ajustados se deben basar en la distribución de Poisson.

La Tabla III muestra las frecuencias ajustadas tras las consideraciones estadísticas mencionadas.

La relación dosis-respuesta obtenida, tras someter las frecuencias de dicéntricos observados al ajuste por el método de la IRLS conforma el *modelo cuadrático-lineal*, según ecuación:

$$Y = (0,0843 \pm 0,0398) \times 10^{-2} + (0,8347 \pm 0,3968) \times 10^{-2} D + (5,8076 \pm 0,3221) \times 10^{-2} D^2$$

TABLA II**Frecuencia observada y valores del test de U para cada dosis.**

cGy	Cels. analiz.	Dicéntr.	Y = (dic/cell)	U
0	3000	2	0,00066	—
10	2500	6	0,0024	—
20	2000	13	0,0065	—
40	1750	24	0,0137	—
60	1500	37	0,0246	—
100	1000	57	0,0570	—
200	400	101	0,2525	1,02 ± 0,12
300	200	119	0,5955	1,02 ± 0,1
400	150	144	0,96	0,89 ± 0,07

TABLA III**Frecuencias ajustadas y errores standard.**

cGy	Cels. analiz.	Dic. Total	Y ajustada	± SE
0	3000	2	0,000842	± 0,00039
10	2500	6	0,00222	± 0,00039
20	2000	13	0,00483	± 0,00062
40	1750	24	0,01347	± 0,00115
60	1500	37	0,02675	± 0,00164
100	1000	57	0,06726	± 0,00279
200	400	101	0,24984	± 0,00935
300	200	119	0,54857	± 0,02252
400	150	144	0,96346	± 0,04222

Los valores ajustados fueron confrontados con las dosis en ejes de coordenadas obteniéndose la curva que se muestra en la Figura 1.

Para comprobar la bondad del ajuste de la curva obtenida se aplicó el método de la *Chi-cuadrado*. Para 6 grados de libertad se obtuvo un valor de 3,9, correspondiéndole una probabilidad de ajuste: $P = 0,69$, lo que indica un buen ajuste.

La Tabla IV muestra la contribución de cada dosis al valor de la Chi^2 .

Los coeficientes de la curva obtenida en este trabajo son similares a los publicados por otros autores (Lloyd D y cols. 1986). Esta curva podrá ser utilizada en el futuro para la determinación de la dosis de exposición *in vivo* a las radiaciones gamma.

AGRADECIMIENTOS

El "Consejo de Seguridad Nuclear" ha hecho posible este trabajo con su financiación y el National Radiological Protection Board (Inglaterra) con el tratamiento estadístico de los datos.

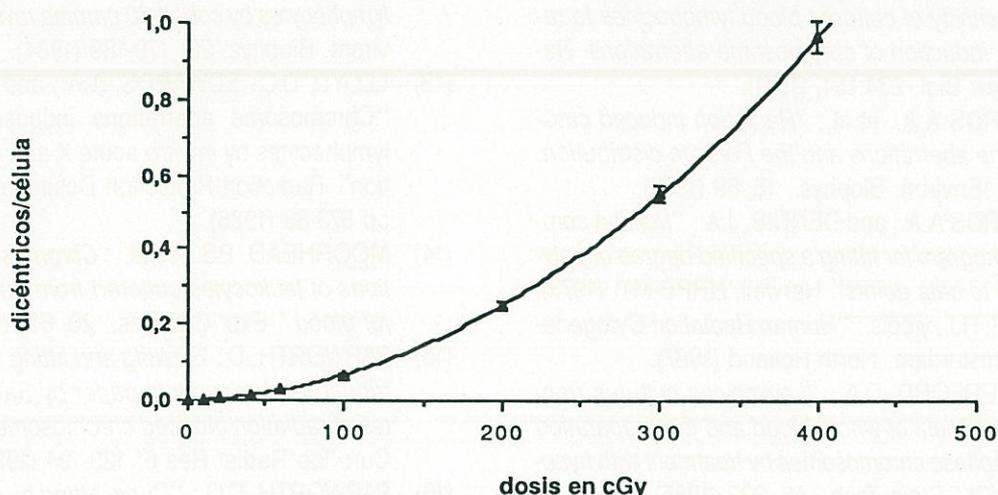


Fig. 1.—Relación dosis-respuesta para rayos gamma del cobalto-60.

TABLA IV

La bondad de ajuste demostrada con la Chi^2 .

Dosis	Y observada	Y ajustada	Contribución a la Chi^2
0	0,00066	0,000842 \pm 0,00039	0,110
10	0,0024	0,00222 \pm 0,00039	0,022
20	0,0065	0,00483 \pm 0,00062	1,146
40	0,0065	0,01347 \pm 0,00115	0,007
60	0,0246	0,02675 \pm 0,00164	0,245
100	0,0570	0,06726 \pm 0,00279	1,567
200	0,2525	0,24984 \pm 0,00935	0,011
300	0,5955	0,54857 \pm 0,02252	0,785
400	0,96	0,96346 \pm 0,04222	0,001

REFERENCIAS

- (1) BUCKTON, KE., LANGLANDS, AO., SMITH, PG., WOODCOCK, GE., LOOBY, PC., y McLELLAND, J.: "Further studies on chromosome aberration production after whole body irradiation in man". *Int. J. Radiat. Biol.* 19:369, 1971.
- (2) BUCKTON, KE., y PIKE, MC.: "Time in culture. An important variable in studying in vivo radiation-induced chromosome damage in man". *Int. J. Radiat. Biol.* 8:439, 1964.
- (3) CLEMENGER, JF., y SCOTT, D.: "In vitro and in vivo sensitivity of cultured blood lymphocytes to radiation induction of chromosome aberrations. *Nature New Biol.* 234:154, (1971).
- (4) EDWARDS A.A., et al.: "Radiation induced chromosome aberrations and the Poisson distribution. *Radiat. Environ. Biophys.*, 16, 89 (1979).
- (5) EDWARDS A.A., and DENNIS, J.A.: "Polifit-a computer program for fitting a specified degree of polynomial to data points". Harwell, NRPB-M11 (1973).
- (6) EVANS, HJ., y cols.: "Human Radiation Cytogenetics. Amsterdam: North-Holland (1967).
- (7) HUNGERFORD, D.A.: "Leykocytes cultures from small inocula of whole blood and the preparation of metaphase chromosomes by treatment with hypotonic KCl". *Stain Tech.*, 40, 333 (1965).
- (8) LEA, D.E., and CATCHESIDE, DG.: "The mechanism of the induction by radiation of chromosome aberrations in *Tradescantia*". *J. Genet.* 45, 186-196 (1943).
- (9) LLOYD, D.C., et al.: "The relationship between chromosome aberrations and low LET radiation dose to human lymphocytes". *Int. J. Radiat. Biol.*, 28, 75 (1975).
- (10) LLOYD, D.C., and PURROT, R.J.: "Chromosome aberration analysis in radiological Protection Dosimetry". *Radiat. Prot. Dosim.*, 1, 19 (1981).
- (11) LLOYD, D.C., et al.: "The study of chromosome yield in human lymphocytes as an indicator of radiation dose: revised techniques. Harwell, NRPB-M70 (1982).
- (12) LLOYD, D.C., et al.: "The dose-response relationship obtained at constant irradiation times for the induction of chromosome aberrations in human lymphocytes by cobalt-60 gamma rays". *Radiat. Environ. Biophys.* 23: 179-189 (1984).
- (13) LLOYD, D.C., EDWARDS, A.A., and Prosser, J.S.: "Chromosome aberrations induced in human lymphocytes by in vitro acute X and gamma radiation". *Radiation Protection Dosimetry*, vol 15 n° 2 pp 873-88 (1986).
- (14) MOORHEAD, P.S., et al: "Chromosome preparations of leukocytes cultured from human peripheral blood". *Exp. Cell Res.*; 20, 613 (1960).
- (15) PAPWORTH, D.: "Testing and fitting frequency distributions. Appendix to paper by Savage JRK. Sites of radiation induced chromosome exchanges". *Curr Top Radiat Res* 6: 129-194 (1970).
- (16) PAPWORTH, D.G.: "Curve fitting by maximum likelihood". *Radiat. Bot.* 15: 127-140 (1975).
- (17) PERRY, P., and WOLFF, S.: "New Giemsa method for differential staining of sister chromatids". *Nature*, 251, 156 (1974).
- (18) PURROT, R.J., et al: "The study of chromosome aberration yield in human lymphocytes as an indicator of radiation dose". Harwell, NRPB-R23 (1974).

PRO-RAY = PROTECCION RADIOLOGICA



Control de calidad en rayos X

Para un correcto control de calidad, tanto del equipo de Rayos-X como del proceso de revelado, es necesaria la utilización de equipos y accesorios de reconocida valía.

- Fantasmas de alineamiento y colimación.
- Patrones de prueba para mancha focal.
- Patrón para modulación de transferencia.
- Penetrómetro.
- Densitómetro.
- Sensitómetro.
- Fotómetro.
- Filtros de aluminio y cobre.

Y sobre todo:

- Equipo electrónico de evaluación de los parámetros en la salida del tubo de Rayos-X de forma no invasiva. Mod. Nero 6.000 M. Este equipo es capaz de evaluar por sí solo parámetros como:
 - kVp.
 - Tiempo de exposición.
 - Radiación emitida.
 - Realiza estudios estadísticos.
 - Calidad del haz.
 - Repetibilidad, etc., etc.



Posicionadores e inmovilizadores

Posicionadores:

Gran variedad de posicionadores, en tres tipos de recubrimiento, permiten al profesional realizar los estudios radiográficos disponiendo siempre de una base perfecta para la colocación del paciente.

Inmovilizadores:

En ocasiones, las características del estudio o la dificultad propia del paciente —niños, ancianos, disminuidos— impone la necesidad del uso de siste-

mas especiales de inmovilización y posicionamiento. Para estos casos es importante disponer de los artículos adecuados que permitan, en el menor tiempo y mayor comodidad posible, la obtención de estudios de calidad:

- Inmovilizadores de extremidades, cara, cabeza y cuello...
- Inmovilizadores pediátricos para radiografía, scanner...
- Sacos de arena de dimensiones, formas y pesos variados...



Material auxiliar de protección

- Gafas plomadas de protección. (También graduadas).
 - Guantes de protección (0,5 mm Pb).
 - Guantes quirúrgicos plomados.
 - Collarines de tiroides. (0,25-0,5 mm Pb).
 - Protectores gonadales.
 - Máscaras para hemodinámica.
- Todos los artículos fabricados con materiales ligeros, y resistentes.



Delantales de protección

Principales características:

- Delantales superligeros de 0,3/0,5 mm Pb.
- Fabricados a base de vinilo de plomo de alta densidad lo que proporciona mayor protección al tiempo que reduce el peso en un 30% y aumenta la flexibilidad.
- Cubierta de nylon muy resistente y fácilmente limpia.
- Bolsillos exclusivos de bordes dobles.
- Hombros sin costura. Prolongan la vida del delantal y mejoran la comodidad y movilidad del usuario.

PRO-RAY, S.A.

C/. LEYRE, 2 BAJO
TLF.: (948) 22 36 01
FAX: (948) 22 27 37

MADRID

C/. CALERUEGA, 55 - 1º A
EDIFICIO ABACO II
TLF.: (91) 383 96 25
383 97 37
FAX: (91) 383 85 79

SEVILLA

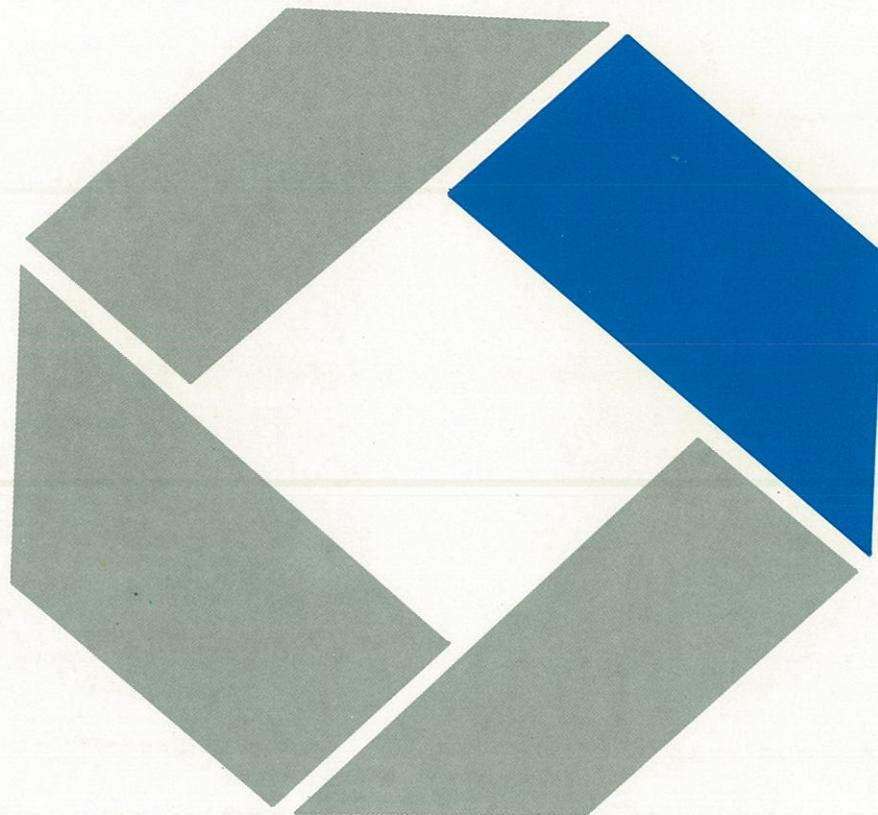
AVDA. LUIS DE MORALES, 32
EDIFICIO FORUM
TLF.: (95) 458 17 01
FAX: (95) 458 17 02

BARCELONA

C/. DANTE ALIGHIERI 143, 145
TLF.: (93) 420 94 62
FAX: (93) 420 94 62

VIGO

CIES ELECTROMEDICINA
C/. GERONA, 19
TLF.: (986) 20 50 61
FAX: (986) 20 69 97



MEDGENIX ESPAÑA, S.A.
Calidad y Servicio en
Medicina Nuclear



MEDGENIX ESPAÑA, S.A.

GENERAL MARGALLO, 27 - 2º C

TELEFS.: 571 19 42

FAX: 571 37 88

28020 MADRID