

**Normas para la
determinación de dosis
absorbida en agua,
para radiación gamma
de cobalto-60, partiendo
de medidas realizadas
en aire y en unidades
de exposición**



Sociedad Española de Física Médica (S.E.F.M.)
Comité de Dosimetría en Radioterapia

**NORMAS PARA LA DETERMINACION DE DOSIS ABSORBIDA EN AGUA,
PARA RADIACION GAMMA DE COBALTO-60, PARTIENDO DE MEDIDAS
REALIZADAS EN AIRE Y EN UNIDADES DE EXPOSICION**

(ANEXO AL DOCUMENTO «PROCEDIMIENTOS RECOMENDADOS PARA LA
DOSIMETRIA DE FOTONES Y ELECTRONES DE ENERGIAS COMPRENDIDAS ENTRE
1 MeV Y 50 MeV EN RADIOTERAPIA DE HACES EXTERNOS»)

**SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FISICA MEDICA
COMITE DE DOSIMETRIA EN RADIOTERAPIA**

© Sociedad Española de Física Médica
I.S.B.N.: 84-398-2927-2
I.S.B.N.: 84-398-2828-0
Depósito Legal M-42376-1984

Este documento ha sido elaborado por el Comité de Dosimetría en Radioterapia (CDR) de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM). Dicho Comité estuvo compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:	A. Brosed	(Junta de Energía Nuclear, Madrid)
Vocales:	P. Andreo	(Hospital Clínico Universitario, Zaragoza)
	D. Gómez	(Policlínico de la Facultad de Medicina, Cádiz)
	J. Gultresa	(Hospital General «Valle de Hebrón», Barcelona)
	J. L. Mincholé	(Instituto Oncológico de la C.A.P. de Guipúzcoa, San Sebastián)
	C. Serrano	(Centro Especial «Ramón y Cajal», Madrid)
	J. Vivanco	(Hospital General de Asturias, Oviedo).

La SEFM desea expresar su profundo agradecimiento a todas estas personas por el tiempo y el esfuerzo que han dedicado a esta tarea. El agradecimiento se extiende también a la Junta de Energía Nuclear (JEN) y a todos los Departamentos o Servicios a los que estas personas pertenecen, por el apoyo y las facilidades prestadas para que esta dedicación fuera posible. La SEFM desea igualmente agradecer al Ilustre Colegio Oficial de Físicos y al Consejo de Seguridad Nuclear la colaboración prestada en la publicación de este texto.

A su vez, y en nombre del CDR, desea agradecer a C.E. Granados, Jefe de la División de Metrología de las Radiaciones Ionizantes de la JEN, la ayuda prestada para la redacción final. Por último, también desea agradecer la labor llevada a cabo por M. Montero (JEN) en beneficio del buen funcionamiento del CDR y en la confección de las gráficas.

Han colaborado en la publicación de este Documento, las siguientes firmas comerciales:

- C.G.R. España, S. A.
- Dextro Médica, S. A.
- General Electric (USA), Electromedicina, S. A.
- H. Cornic.
- Itisa.
- Nuclear Ibérica, S. A.
- Philips Ibérica, S. A.
- Siemens, S. A.

INDICE

	<u>Pág.</u>
Lista de símbolos y siglas utilizados	VI
1. Introducción	1
2. Instrumentación	3
2.1. Cámaras	3
2.2. Electrómetros	4
2.3. Instrumentación auxiliar	5
2.4. Efecto de tallo	6
2.5. Recombinación de iones	6
3. Unidad generadora de radiación	8
3.1. Geometría del haz	8
3.2. Tiempo efectivo de irradiación	8
4. Determinación de la dosis absorbida	9
4.1. Determinación de la exposición	9
4.2. Condiciones prácticas de medida. Punto de calibración	10
4.3. Dosis absorbida en el punto de normalización	11
4.4. Dosis absorbida en el eje del haz	12
4.5. Valores numéricos	12
4.5.1. <i>Parámetros</i>	12
4.5.2. <i>Valores tabulados</i>	13
4.5.3. <i>Observaciones</i>	13
4.6. Dosis absorbida en cualquier otro punto	14
4.7. Ejemplo	14
5. Controles periódicos de la unidad de tratamiento	17
6. Apéndices:	
A.—Relación entre dosis absorbida y exposición	18
B.—Consideraciones sobre f_m y A_{eq}	20
C.—Razón tejido-aire y factor de dispersión en el máximo	21
7. Tablas	24
Referencias	31

LISTA DE SIMBOLOS

A'_{at}	Factor de corrección que tiene en cuenta la modificación de la fluencia de energía por atenuación de un haz de ^{60}Co en un punto en el aire cuando se sitúa centrado en ese punto un minimaniquí (véase el Glosario de términos) esférico de material m .		
A_{eq}	Factor de corrección que tiene en cuenta la modificación de la fluencia de energía, por la atenuación y la dispersión de un haz de ^{60}Co en el centro de un minimaniquí esférico de material m , de radio justamente suficiente para alcanzar el máximo de la acumulación electrónica. Adicionalmente tiene en cuenta el factor de conversión de kerma de colisión a dosis absorbida en el centro del minimaniquí.	h	Grado de humedad relativa (%).
A'_{sc}	Factor de corrección que tiene en cuenta la modificación de la fluencia de energía por causa de la contribución de los fotones dispersos de un haz de ^{60}Co en un punto en el aire cuando se sitúa centrado en ese punto un minimaniquí esférico de material m .	$K_{col,m}$	Kerma de colisión en un punto de un maniquí de material m (Gy o rad).
B,BSF	Factor de retrodispersión. Con más propiedad, factor de dispersión en el máximo.	K_m	Kerma en un punto de un maniquí de material m (Gy o rad).
b_m	Factor de conversión de kerma de colisión a dosis absorbida en un punto de un maniquí de material m cuando existen condiciones de equilibrio electrónico relativo.	M_u	Lectura del electrómetro, corregida por fugas, en el haz del usuario (C o div).
D_m	Dosis absorbida en un punto de un maniquí de material m (Gy o rad).	N_x	Factor de calibración del conjunto de la cámara y el electrómetro o de la cámara, en unidades de exposición y en el seno de aire, para la energía del ^{60}Co (C/kg div. o R/div.; kg^{-1} o R/C).
DFE	Distancia fuente-eje (distancia fuente-isocentro) (cm).	P	Porcentaje de dosis en profundidad (%).
DFS	Distancia fuente-superficie (cm).	PSF	Factor de dispersión en el máximo.
d_{max}	Profundidad sobre el eje del haz, en la que la cámara da la máxima lectura (cm).	p	Presión atmosférica (Pa o mbar).
d_o	Profundidad del punto de normalización (cm).	S	Forma y tamaño del campo (cm^2).
f_m	Factor denominado tradicionalmente de conversión de exposición a dosis absorbida. Es función del material del maniquí (J/C o rad/R).	SF	Factor de dispersión.
g_m	Fracción de la energía perdida por los electrones en forma de radiación de frenado en un material m , en la energía del ^{60}Co .	TAR	Razón tejido-aire.
		TMR	Razón tejido-máximo.
		TPR	Razón tejido-maniquí.
		t_e	Tiempo efectivo de irradiación (s o min).
		W/e	Energía media por unidad de carga, necesaria para producir un par de iones en aire seco (J/C). e es la carga del electrón.
		X	Exposición (C/kg o R).
		X_m	Exposición en un punto en el interior de un maniquí de material m (C/kg o R).
		$\varphi(p, \theta)$	Factor de corrección de la lectura del electrómetro por presión y temperatura.
		$(\mu_{en}/\rho)_m$	Coefficiente másico de absorción de energía promediado para el espectro de fotones existentes en un punto de un maniquí de material m ($\text{cm}^2 \text{ g}^{-1}$).
		$(\mu_{tr}/\rho)_m$	Coefficiente másico de transferencia de energía promediado para el espectro de fotones existentes en un punto de un maniquí de material m ($\text{cm}^2 \text{ g}^{-1}$).
		θ	Temperatura del aire en el interior de la cámara ($^{\circ}\text{C}$).

1. INTRODUCCION

Desde que en 1963 la Comisión Internacional sobre Unidades y Medidas de las Radiaciones (ICRU) publicó su primer informe sobre Dosimetría Clínica (ICRU, 1963) hasta la actualidad, las publicaciones de diversos organismos nacionales e internacionales (HPA, 1969; AAPM, 1971; ICRU, 1973; NACP, 1972) han insistido en la conveniencia de calibrar las unidades de cobaltoterapia mediante maniqués de agua, realizando las medidas pertinentes a 5 cm de profundidad.

Son varios los motivos que se aducen para recomendar las medidas en maniquí, algunos de los cuales se relacionan a continuación:

- a) En el proceso de calibración de una unidad de cobaltoterapia, la medida de la exposición en el seno del aire puede verse influida por la radiación dispersa generada en algún elemento peculiar o característico de la instalación (geometría, sistema de colimación, objetos y paredes circundantes al punto de medida, etc.). Luego se usa esa medida para obtener la dosis absorbida en agua y para ello se utiliza una serie de factores no individualizados sino comunes a cualquier instalación, con lo que pueden introducirse errores sistemáticos de difícil evaluación. Por el contrario, si el proceso de calibración se lleva a cabo midiendo en el interior de un maniquí, la influencia de esas peculiaridades a través de la radiación dispersa puede ser minimizada.
- b) Es preferible realizar las medidas en un material apropiado clínicamente y cerca de aquellas profundidades en las que se localizan la mayoría de los tumores.
- c) La aplicación de distintos factores tabulados a una medida en aire para determinar dosis absorbidas en un medio, ha sido tradicionalmente una fuente de errores graves. Inadvertidamente se han usado valores numéricos de aquellos factores, en condiciones de medida que no correspondían a aquellas para las que fueron obtenidos.
- d) El uso de medidas en aire para la radiación del ^{60}Co constituye un punto singular en la zona de altas energías donde universalmente las medidas se llevan a cabo en el

interior de un maniquí. Es razonable utilizar procedimientos de medida iguales al objeto de reducir discrepancias.

Frente a esta recomendación, la encuesta realizada en diciembre de 1980 por el Comité de Dosimetría en Radioterapia (CDR), dependiente de la Sociedad Española de Física Médica, reveló que muchos centros españoles parten de medidas en aire en el proceso de calibración de las unidades de ^{60}Co (CDR, 1981).

En la publicación «Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos» (SEFM, 1984), que constituye el texto principal del Protocolo de Dosimetría (en donde se incluye una lista de medios materiales mínimos para la aplicación de tales procedimientos), obviamente, y de acuerdo con las recomendaciones internacionales, el CDR ha incluido tal tipo de medidas. Sin embargo, es sentir general del CDR que la discordancia entre los resultados de la encuesta y las recomendaciones internacionales se debe en buena parte a la escasez de medios materiales y humanos existentes en la mayoría de las instalaciones de cobaltoterapia de nuestro país. Por ello, y dirigido exclusivamente hacia aquellos centros dotados de medios inferiores a los considerados como mínimos, el CDR ha estimado conveniente la elaboración de las presentes normas para la determinación de la dosis absorbida en teleterapia con ^{60}Co partiendo de medidas en aire y en unidades de exposición. No obstante, es preciso hacer notar que esa situación «bajo mínimos» es anómala e insatisfactoria y en consecuencia debería considerarse como transitoria.

En estas normas, el CDR ha pretendido reflejar lo que es característico del procedimiento de calibración y no aquello que es independiente o complementario del procedimiento usado. Así, apartados importantes que aparecen reflejados en el «Índice General» al objeto de dar a entender la secuencia en el proceso de calibración de una unidad, como los referentes a la geometría del haz y a los controles periódicos de la unidad de tratamiento, no aparecen explicados en estas normas, para lo que se remite al lector al texto prin-

2 1. *Introducción*

cial. Asimismo, se ha considerado oportuno incluir en el «Glosario de términos» del texto principal algunos términos propios de estas normas, por considerar ventajoso la existencia de un glosario único. En ocasiones, al contrario, se ha preferido repetir conceptos ya expuestos en el texto principal del Protocolo al objeto de no romper en exceso la unidad de este documento. Como consecuencia de todo ello se recomienda vivamente al usuario de estas normas la lectura y el

uso complementario del texto principal del Protocolo.

Estas normas, por otra parte, no pretenden en absoluto reemplazar otros textos y publicaciones de relevante importancia. Al contrario, el CDR recomienda en especial la lectura de los textos publicados por ICRU (ICRU, 1969; ICRU, 1973; ICRU, 1976; ICRU, 1978; ICRU, 1980) y, especialmente en el caso que nos ocupa, el informe número 23 de ICRU (ICRU, 1973).

2. INSTRUMENTACION

La magnitud radiológica de interés inmediato en la práctica radioterapéutica es la dosis absorbida en agua. Su determinación se lleva a cabo normalmente mediante cámaras de ionización abiertas al aire. La elección de este método ionométrico está justificada por la precisión, rapidez y sencillez de la medida, así como por la disponibilidad y robustez de la instrumentación. Por otra parte, y desde el punto de vista de la normalización de las dosis absorbidas suministradas en el país, la cámara de ionización es un medio excelente para trazar las medidas realizadas con ella a las referencias nacionales. Así pues, una cámara y un electrómetro constituyen el equipo de medida básico.

El conjunto no debe usarse en la calibración y verificación periódicas de una unidad generadora de radiación si no está previamente calibrado por un laboratorio metrológico acreditado oficialmente, pues de otro modo se pueden cometer errores graves en el suministro de dosis absorbidas. Adicionalmente debe existir una fuente de comprobación de estabilidad con objeto de verificar la constancia de la respuesta del conjunto entre calibraciones sucesivas. Cualquier variación superior a 1% debe provocar una investigación de su funcionamiento y la consiguiente recalibración si fuera necesario.

Para un mejor conocimiento del significado de términos como trazabilidad de la instrumentación y certificado oficial de calibración, se remite al lector a los apartados 2.2 y 2.3 del texto principal (SEFM, 1984).

2.1. Cámaras

Todas las cámaras constan en esencia de un volumen sensible o cámara de ionización propiamente dicha, de una zona denominada tallo, por donde discurren los cables de recogida de carga y de polarización o donde se sitúa el condensador en algunos modelos (cámara de condensador), y por último de una zona denominada mango, que se emplea para su sujeción.

En el volumen sensible de la cámara, y exclusivamente a efectos de posicionado, se establece el punto de referencia o centro de medida, que nor-

malmente se hace coincidir con el centro geométrico de la cámara de ionización propiamente dicha. Para obtener una mayor consistencia entre las medidas, también es muy conveniente disponer en alguna parte de la cámara (normalmente en el mango) de una línea de referencia, con el fin de orientar siempre la cámara en la misma posición (por lo general con esa línea hacia la fuente de radiación) y evitar de este modo las variaciones producidas por posibles efectos direccionales de su respuesta. No es frecuente que los fabricantes señalen explícitamente el punto y la línea de referencia, en cuyo caso ambos deberán ser fijados en el proceso de calibración de la cámara. En un certificado oficial de calibración ambas referencias deberán ser señaladas explícitamente.

Desde el punto de vista dosimétrico, la cámara deberá cumplir ciertos requisitos, unos de carácter general y otros específicos para la aplicación de estas normas. Nos atenderemos en primer lugar a estos últimos y consideraremos únicamente el tamaño y el espesor de las paredes. La cámara de forma esférica o cilíndrica del tipo de dedal deberá tener un volumen suficientemente pequeño para poder medir con la debida resolución las inhomogeneidades del campo de radiación de una instalación típica de cobaltoterapia. Por eso se usarán preferentemente cámaras con un volumen de ionización inferior a 3 cm³ aproximadamente. Las cámaras cilíndricas del tipo de dedal, muy abundantes comercialmente, habrán de tener preferentemente un diámetro interno inferior a 10 mm y una longitud interna inferior a 30 mm. El espesor de las paredes de la cámara deberá ser suficiente para alcanzar el equilibrio electrónico en su interior pero no tan gruesas que causen una atenuación excesiva del haz de radiación (espesores entre 0,4 y 0,8 g/cm² aproximadamente⁽¹⁾).

La cámara, además de una cierta robustez y estabilidad de respuesta, deberá poseer unas buenas características tanto en lo que se refiere a su comportamiento intrínseco o eléctrico como en su comportamiento frente a la radiación. La co-

⁽¹⁾ Este espesor puede conseguirse mediante una pared de la cámara suficientemente gruesa, o bien, lo que es más frecuente, a partir del espesor de la pared y del espesor de la caperuza de equilibrio.

riente de fugas inherente deberá ser lo suficientemente baja, de modo que la corrección sobre las corrientes típicas de medida sea prácticamente despreciable. El tallo, por ser una zona normalmente irradiada, deberá carecer de volúmenes de aire extracamerales y la configuración y calidad de sus materiales aislantes serán los apropiados para no contribuir de manera apreciable con corrientes adicionales (corrientes inducidas por la radiación) a la intrínseca de la cámara. En general no es éste el caso, especialmente en cámaras antiguas, por lo que habrá de aplicarse a la lectura del electrómetro una corrección denominada corrección por «efecto de tallo» (véase el apartado 2.4). Una limitación intrínseca del conjunto de medida es la falta de eficiencia en la recogida de carga que presenta cualquier cámara expuesta a un haz de radiación. Esta deficiencia, producida por la recombinación de iones, para una cámara de geometría dada, es función de la tensión de colección y de la tasa de carga recogida. De nuevo, y en principio, habrá de aplicarse a la lectura del electrómetro una corrección por esa falta de saturación, denominada más brevemente como «corrección por saturación» (véase el apartado 2.5).

Junto a cámaras más o menos modernas, como son en general las cilíndricas de dedal de volúmenes pequeños, existe en el parque nacional un buen número de cámaras del tipo denominado «de condensador». Por la geometría de la cámara de ionización propiamente dicha en algunos casos y en todos ellos por el revestimiento metálico de su tallo, es un modelo de cámara apto preferentemente para su uso en aire y en consecuencia cae de lleno en la aplicación de las presentes normas. Las cámaras de condensador, por otro lado, son muy robustas y especialmente estables, pero presentan una serie de limitaciones y efectos sobre la lectura que es necesario tener presente si se desea no cometer errores sistemáticos que pueden ser graves en algunas ocasiones. Estas limitaciones, que representan una desventaja frente a instrumentos más modernos, residen sobre todo en la influencia que ejerce sobre un buen funcionamiento la humedad ambiental o la que puedan haber absorbido en el lugar en que se almacenan, en que su lectura tiene poca resolución y en que su alcance de medida es pequeño. Esto último es particularmente lamentable porque cuando se calibra la cámara en una unidad moderna de cobaltoterapia con una tasa de exposición bastante alta hay que irradiar durante intervalos muy cortos para los que a veces la incertidumbre asociada al tiempo efectivo de irradiación (véase el apartado

3.2) puede suponer un porcentaje considerable. Más importante es, sin embargo, el efecto que este modelo de cámaras produce sobre la lectura. Un efecto de tallo particularmente notable unido a la variación de la tensión de colección a lo largo de su escala (intrínseco a su principio de funcionamiento) produce en algunos casos una no linealidad bastante acusada de la respuesta o lectura con la exposición. Esta no linealidad, que puede expresarse como una variación de la sensibilidad (exposición/lectura) con la lectura sobre la escala, es función de la porción de tallo irradiado (ORTON Y SEIBERT, 1974). En un caso extremo correspondiente a una irradiación completa de uno de los modelos, estos autores señalan una variación media de la sensibilidad a lo largo de toda la escala de un 7,5% aproximadamente. Adicionalmente parece existir una influencia de la temperatura sobre el comportamiento del material aislante empleado en la construcción de estas cámaras (ADAMS, 1962). Este autor observó una duplicación de las corrientes de fugas inducidas por la radiación, al incrementar 4 °C la temperatura. Resumiendo, todo ello parece indicar que la sensibilidad de respuesta de este tipo de cámaras es función de la zona o punto de medida sobre la escala, de la porción de tallo irradiado y de la temperatura ambiente. Este comportamiento relativamente complejo, sobre todo si se compara al de cámaras más modernas, obliga al usuario a conocer el comportamiento de su cámara de condensador frente a las magnitudes de influencia señaladas anteriormente. No hay que olvidar que la calibración de un conjunto de medida en un laboratorio acreditado de metrología, se lleva a cabo en unas determinadas condiciones de medida, es decir, con un tamaño de campo, tasa de exposición, punto de lectura, temperatura, etc., dados. Cualquier alteración de estas condiciones en el laboratorio del usuario, que impliquen una influencia sobre la respuesta del conjunto de medida, obligará al usuario a efectuar las oportunas correcciones sobre la lectura.

2.2. Electrómetros

Un electrómetro de buena estabilidad debe disponer de un amplificador operacional de alta ganancia, de baja corriente de fugas y de baja deriva de cero. La lectura será preferentemente digital, indicándose de manera suficientemente clara la magnitud eléctrica o radiológica y la unidad de medida. En el caso de disponer el conjunto de un juego de cámaras se indicará claramente el ti-

po de cámara que se esté usando. Es muy conveniente que disponga de sistemas de autocomprobación del buen funcionamiento y de medios para su ajuste, si es el caso. El equipo deberá mostrar la tensión de colección y su polaridad y, a ser posible, permitirá variar la tensión de colección dentro de unos márgenes adecuados (véase el apartado 2.5).

Las características descritas anteriormente responden en general a las de un electrómetro moderno y no son, desde luego, específicas o condicionantes en la aplicación de éstas u otras normas. El uso de un conjunto de medida moderno en un Servicio de Física llevará consigo en general una reducción considerable de limitaciones y efectos indeseables y, en todos los casos, una reducción de la incertidumbre en el conocimiento de las dosis absorbidas. Así por ejemplo, en general, una lectura analógica produce errores de linealidad y de lectura superiores a los de una lectura digital. Un electrómetro con un amplificador de baja ganancia, además de producir una reducción de la estabilidad, obligará a emplear una longitud de cable fija entre cámara y electrómetro o bien supondrá la introducción de un factor de corrección (con el consiguiente incremento de incertidumbre) en el caso de emplear un prolongador. La visualización y, mejor aún, la contrastación de la tensión de colección, supondrá la eliminación de posibles errores sistemáticos.

Las medidas hechas con cámaras de condensador se leen mediante electrómetros de hilo de los que obviamente será necesario conocer la linealidad de respuesta. Si se expresa la no linealidad como una variación de la sensibilidad del electrómetro y se define a su vez ésta como el incremento de tensión necesario para alcanzar una lectura dada, algunos autores señalan una variación de la sensibilidad inferior a $\pm 0,6\%$ a lo largo de toda la escala (ORTON y SEIBERT, 1974). Conviene verificar periódicamente la constancia de la sensibilidad del electrómetro. Un método sencillo es el señalado por Massey (MASSEY, 1970).

2.3. Instrumentación auxiliar

Actualmente todas las cámaras de ionización comerciales que pueden usarse como cámaras de referencia⁽²⁾ en un Servicio de Física, están abiertas al aire, por lo que la carga recogida en ellas

en el proceso de medida, depende de la masa de aire existente en su interior. El laboratorio acreditado de metrología, al suministrar un factor de calibración para una cámara, lo establece para una determinada masa de aire o, lo que es lo mismo, en unas condiciones climáticas determinadas (presión atmosférica, temperatura ambiental y grado de humedad relativo). El usuario deberá conocer las condiciones climáticas en su instalación en el momento de la medida, para poder reducir la masa de aire existente en el interior de la cámara a la masa de aire para la que ha sido establecido aquel factor (véase el apartado 4.1). Por todo ello, deberá disponer de un barómetro y un termómetro con una resolución y exactitud adecuados. Se recomienda que la división más pequeña en el barómetro sea igual o inferior a 100 Pa (1 mbar)⁽³⁾, e igual o inferior a 0,25 °C en el termómetro. Estos instrumentos deberán calibrarse periódicamente, al menos en la zona habitual de lectura, pudiéndose aprovechar para ello en muchos casos la proximidad de un Servicio local de Meteorología. (Debe advertirse la necesidad de disponer de la presión absoluta y no de la presión del lugar reducida a nivel del mar). En lo que respecta al grado de humedad relativo y dada la pequeña variación de la corriente de ionización con la presencia de vapor de agua (véase el apartado 4.1), con disponer de un higrómetro comercial sencillo será suficiente.

Como ya se ha dicho al comienzo del capítulo, el usuario deberá constatar la estabilidad de respuesta del conjunto cámara más electrómetro usando «fuentes de comprobación de estabilidad», por lo que de nuevo necesitará el concurso de la instrumentación anteriormente citada para determinar las condiciones climáticas. Se recomienda realizar medidas de estabilidad del conjunto al menos una vez al mes.

Algunos equipos o conjuntos de medida, en general ya anticuados, están preparados para prescindir del conocimiento de las condiciones climáticas, ya que su influjo se compensa porque previamente al proceso de medida y mediante el concurso de lo que se denomina «fuente de referencia» se ajusta la sensibilidad del electrómetro de acuerdo con ellas. Esto es posible contando con que tal ajuste se hizo también durante el proceso de calibración del conjunto cámara más electrómetro en el laboratorio acreditado de metrología. La fuente de referencia, constituida esencialmente por un radionucleido de vida me-

⁽²⁾ Cada servicio de Física debería disponer de más de un conjunto de medida, atribuyendo el carácter de equipo de referencia al de mayor precisión y estabilidad.

⁽³⁾ En el caso de que la escala venga expresada en mm Hg, se recomienda que la división más pequeña sea igual o inferior a 0,5 mm Hg.

dia larga, acompaña siempre al equipo y su uso durante el procedimiento de ajuste de sensibilidad presupone que las condiciones climáticas no varían durante el tiempo posterior en que se realizan las medidas. Es muy recomendable verificar el buen funcionamiento de este ajuste contrastando la lectura M , ajustada mediante la fuente de referencia, en unas condiciones climáticas p y θ , con la obtenida M' en unas condiciones climáticas diferentes p' y θ' usando la misma fuente de referencia, pero sin realizar el ajuste. Debe verificarse que:

$$M = M' \frac{p}{p'} \frac{273,2 + \theta'}{273,2 + \theta}$$

(p y p' son presiones y θ y θ' son temperaturas en $^{\circ}\text{C}$).

Otros equipos disponen de mandos que permiten variar la sensibilidad del equipo en la misma cuantía que el factor de corrección por presión y temperatura previamente calculado, o incluso en la misma cuantía que el producto de varios factores, que en otro caso habría de aplicarse numéricamente a la lectura del equipo. Por razones de fiabilidad y seguridad se recomienda la aplicación numérica mediante cálculo y no variando la sensibilidad del equipo.

2.4. Efecto de tallo

El incremento indeseable de corriente en una cámara por el hecho de irradiar una porción del tallo o su totalidad (véase el Apéndice B del texto principal; SEFM, 1984), debe ser evaluado por el usuario para poder aplicar la oportuna corrección a la lectura. Su cuantía es sin duda un índice de la calidad de la cámara. En cámaras modernas el efecto de tallo es pequeño, aunque no necesariamente despreciable. La determinación de este efecto no debe descansar en gráficas o valores extraídos de publicaciones que lo han estudiado sobre cámaras semejantes, ya que cámaras del mismo modelo fabricadas por una misma marca comercial o por distintas marcas pueden tener efectos de tallo apreciablemente distintos (HUMPHRIES, 1981). La razón se encuentra en ocasiones en el empleo de materiales distintos y en otras, en una disposición distinta de éstos en el tallo.

Existen varios procedimientos más o menos simples y precisos para su determinación experimental (IBBOTT y col., 1975). Cualquiera que sea el procedimiento, es muy conveniente, al objeto

de facilitar la corrección (véase el apartado 4.1), normalizar los resultados a la porción de tallo irradiado en el proceso de calibración. Esta porción de tallo debe deducirse del tamaño de campo y de la situación del punto de referencia de la cámara señalados en el certificado de calibración. En cámaras de condensador y debido al decremento de la tensión de colección conforme aumenta la lectura, se ha señalado (ORTON y SEIBERT, 1974) un efecto de falta de linealidad de respuesta con la exposición, para cada porción de tallo irradiado. Esta no linealidad, expresada por los autores mediante una variación de la sensibilidad (exposición/lectura), reviste una importancia especial al irradiar totalmente la cámara. Un estudio hecho sobre un conjunto de cámaras del modelo 621⁽⁴⁾ (100 R) a lo largo de toda la escala, indica una variación de sensibilidad de 7,5%. Según los mismos autores, la no irradiación de la zona próxima a la caperuza metálica de protección reduce sustancialmente la importancia del efecto de tallo y consecuentemente esa falta de linealidad. Otros autores (IBBOTT y col., 1975) hacen notar la importancia del efecto de tallo para las cámaras de condensador pero señalan a continuación no haber encontrado tanta falta de linealidad como la señalada por aquellos autores, al menos en una cámara del modelo 553⁽⁴⁾ (25 R).

Todo ello hace muy recomendable para el usuario el estudio experimental del efecto de tallo de su cámara y de la posible falta de linealidad de respuesta a la exposición. En el peor de los casos debería obtenerse una curva de variación de la sensibilidad a lo largo de toda la escala, para cada porción de tallo irradiado. Posteriormente, y al objeto de facilitar la corrección de las lecturas, todas las curvas deberían normalizarse al punto de la escala y porción de tallo irradiado, usados en el proceso de calibración de la cámara.

2.5. Recombinación de iones

En el seno de una cámara de ionización existe siempre, en mayor o menor cuantía, una recombinación de iones y ello se traduce en un defecto de la carga recogida. Esta falta de eficiencia de colección de carga es función, para una cámara de geometría dada, de la tensión de colección y de la tasa de carga liberada (BOAG, 1966). Dada su dependencia, para un conjunto de medida dado, de la tasa de carga liberada (proporcional a la tasa de exposición), resulta obvio que el usua-

⁽⁴⁾ Modelos de la marca VICTOREEN.

rio necesita corregir la lectura del electrómetro para eliminar aquella dependencia. De esta manera medirá correctamente cualquiera que sea la tasa de exposición. El factor de corrección empleado, siempre superior a la unidad, se denomina factor de corrección por saturación.

En cámaras modernas de pequeño volumen y para las tasas de exposición encontradas normalmente en las instalaciones de cobaltoterapia, este efecto es prácticamente despreciable y por consiguiente el factor de corrección muy próximo a la unidad. Así por ejemplo, en cámaras de dedal de diámetro interno inferior a 7 mm aproximadamente, el factor de corrección debe ser inferior a 1,005 para una tensión de colección de 300 V y tasas de exposición de hasta 2,6 mA/kg (600 R/min). No es éste el caso para cámaras, ya anticuadas, de un volumen de ionización considerable, en las que el usuario deberá prestar atención a este efecto.

Suele ser práctica generalizada, y muy deseable por otra parte, el que los fabricantes señalen de algún modo esta falta de eficiencia en una o varias tensiones de colección. En unos casos proporcionan curvas y en otros señalan valores límites a la tasa de exposición para una falta de eficiencia determinada (ejemplo: eficiencia de colección 99,8% para 4,3 mA/kg (1000 R/min) en radiación continua). En todos los casos, el usuario deberá asignar al factor de corrección por satura-

ción un valor y una incertidumbre para todas las tasas de exposición habituales en su instalación. Estos valores e incertidumbres los podrá deducir o estimar a partir de la información suministrada por el fabricante o bien, lo que es mejor, a partir de una determinación experimental en su instalación. Para realizar esta última será necesario que exista accesibilidad en el equipo de medida para poder variar la tensión de colección sobre la cámara (véase el Apéndice C del texto principal; SEFM, 1984). Dado que en el proceso de calibración de una cámara se usa una determinada tasa de exposición, el usuario deberá conocer adicionalmente el factor de corrección por saturación de su cámara para esa tasa (véase el apartado 4.1).

El funcionamiento intrínseco de las cámaras de condensador, al variar la tensión de colección en el proceso de medida, hace difícil una estimación precisa, tanto teórica como experimental, del factor de corrección por saturación (BOAG, 1966). Afortunadamente todo parece indicar que la falta de eficiencia para modelos comerciales es despreciable. Algunas publicaciones del NCRP (NCRP, 1981) señalan un factor de corrección de 1,006 para una tasa de exposición de 43 mA/kg (10000 R/min) que, a efectos prácticos, implica una recombinación despreciable para las tasas encontradas habitualmente en una instalación de cobaltoterapia.

3. UNIDAD GENERADORA DE RADIACION

3.1. Geometría del haz

(Véase el apartado 3.1 del texto principal; SEFM, 1984).

3.2. Tiempo efectivo de irradiación

(Véase el apartado 3.2 y el Apéndice D del texto principal; SEFM, 1984).

4. DETERMINACION DE LA DOSIS ABSORBIDA

4.1. Determinación de la exposición

Cuando la cámara se sitúa en el aire y a una distancia determinada de la fuente, la lectura que suministra directamente el electrómetro debe ser corregida por una serie de factores para determinar la exposición o tasa de exposición que hay en ese punto en ausencia de la cámara.

Unos factores tienen su origen en el principio de funcionamiento del sistema. En efecto, la respuesta del electrómetro es función de la masa de aire existente en el interior de la cámara en un momento determinado y, en menor cuantía, de su grado de humedad relativa. Por ello, el factor de calibración N_x del conjunto, en la energía que nos ocupa, se establece en un laboratorio oficial para una masa de aire y un grado de humedad determinados, o en otros términos, para presión p_0 , temperatura θ_0 y humedad relativa h_0 . Es obvio, pues, que al emplear el factor N_x , previamente haya que reducir la masa de aire (o las condiciones existentes p , θ , h) a aquella para la que ha sido establecido N_x .

Otros factores que hay que aplicar tienen su origen en las limitaciones o imperfecciones del sistema de medida; éstas están presentes tanto en el proceso de calibración como en el proceso de medida que se lleva a cabo en el laboratorio del usuario. Según el tamaño del campo usado en la calibración se irradia una porción mayor o menor de tallo, por lo que éste (efecto de tallo) puede contribuir con una corriente adicional a la procedente de la propia cámara. En este caso el factor N_x sería más pequeño que el que correspondería a una cámara ideal exenta de tal defecto. Una limitación de la cámara se debe al efecto de recombinación de iones. En efecto, según la tasa de exposición usada en el proceso de calibración, la cámara acusará una deficiencia en la recogida de carga, cuyo mayor o menor grado también dependerá de su geometría y de la tensión de colección aplicada. En este caso el factor de calibración N_x será mayor que el que correspondería a una cámara ideal sin esta limitación.

En buena lógica, los factores de corrección que tienen en cuenta los defectos o limitaciones del sistema durante el proceso de calibración en la energía del ^{60}Co deberían aplicarse al determinar

el factor de calibración N_x . Sin embargo, por razones de normalización, dada la variedad de modelos de cámaras, el laboratorio oficial se limita a señalar el tamaño del campo, la tasa de exposición y la polaridad, si fuera el caso, de la tensión de colección aplicada a la cámara. Es norma general y aceptada que el usuario tenga en cuenta los efectos señalados anteriormente y corrija la lectura del electrómetro al mismo tiempo que corrige por las condiciones de medida existentes en el momento de uso en su instalación. Esto implica por parte del usuario un conocimiento previo del comportamiento del conjunto de medida en lo que se refiere al efecto de tallo y a la recombinación de iones.

En consecuencia, y por todo ello, la exposición en un punto, en el seno del aire y en ausencia de la cámara, vendrá dada en la instalación del usuario por la siguiente expresión:

$$X = M_u N_x \varphi(p, \theta) k_h \frac{(k_{st})_u (k_s)_u}{(k_{st})_c (k_s)_c} \quad (4.1)$$

(en C/kg o en R)

siendo:

- M_u la lectura del electrómetro corregida por fugas en el haz del usuario y empleando la misma polaridad, si es el caso, en que se llevó a cabo la calibración (en divisiones o en C)⁽¹⁾.
- N_x el factor de calibración de la cámara en la energía del ^{60}Co establecido por el laboratorio oficial (en C/kg div. o en R/div.; en kg^{-1} o en R/C) en unas condiciones determinadas de presión p_0 , temperatura θ_0 y grado de humedad relativa h_0 . Estas son normalmente 101,3 kPa (1013 mbar o 760 mm Hg), 20 °C y 50%.
- $\varphi(p, \theta)$ el factor que refiere la carga recogida, procedente de la masa de aire existente en el interior de la cámara durante el proceso de medida, a la que se recogería si existiese la masa para

⁽¹⁾ Entiéndase por división o dígito una unidad del valor numérico correspondiente al fondo de la escala utilizada.

la que ha sido establecido el factor de calibración N_x . Su valor viene dado por:

$$\varphi(p, \theta) = \frac{p_0}{p} \frac{273,2 + \theta}{273,2 + \theta_0}$$

donde p y θ son la presión y la temperatura durante el proceso de medida.

Como ya se ha dicho en el apartado 2.3, en algunos conjuntos de medida se utilizan distintos procedimientos para modificar la sensibilidad del electrómetro de acuerdo con las condiciones climáticas ambientales. Dado que este ajuste se lleva a cabo previamente, tanto en el proceso de calibración como en el de medida, en este caso $\varphi(p, \theta) = 1$. Igualmente sucedería, por razones obvias, si la cámara fuera estanca⁽²⁾.

k_h

el factor que corrige el aumento de corriente debido a la presencia de vapor de agua en el ambiente. Si N_x se ha establecido para 50 % de humedad relativa, $k_h = 1,000 \pm 0,002$ para humedades relativas comprendidas entre 20 % y 70 % y temperaturas entre 15 °C y 25 °C. Si N_x se ha establecido para aire seco, $k_h = 0,997 \pm 0,002$ para el mismo margen de humedades y temperaturas (CCEM-RI, 1977).

$(k_{st})_u, (k_{st})_c$

los factores de corrección por el denominado efecto de tallo en los procesos de medida (u) y de calibración (c), respectivamente (véase el apartado 2.4).

$(k_s)_u, (k_s)_c$

los factores de corrección superiores a la unidad y que tienen en cuenta la falta de saturación en el proceso de la medida (u) y de calibración (c), respectivamente (véase el apartado 2.5).

4.2. Condiciones prácticas de medida. Punto de calibración

En el proceso de medida de la exposición se evitará en lo posible la radiación dispersa produ-

⁽²⁾ Se desaconseja el uso de cámaras estancas, especialmente como cámaras de referencia.

cida por la mesa de tratamiento, el soporte de la cámara, las paredes, etc., manteniendo estos elementos tan lejos como sea posible de la cámara. En particular se procurará que la distancia al suelo y a las paredes sea mayor que la distancia fuente-cámara.

Un aspecto muy importante de la calibración de la unidad es la posición de la cámara de ionización respecto al haz de radiación. La cámara deberá colocarse en una posición relativa respecto al haz tal que se reproduzcan lo más aproximadamente posible las condiciones en que fue calibrada en el laboratorio oficial de metrología. Para la mayoría de las cámaras las dos condiciones principales a tener en cuenta son que el eje del haz de radiación incida perpendicularmente sobre el eje de la cámara en su punto de referencia y que ésta presente la misma orientación que la especificada en su certificado de calibración. Habida cuenta de lo expuesto, la posición de la cámara en el espacio se puede identificar con la posición del punto de referencia de la cámara, y las medidas se realizarán haciendo coincidir el punto de referencia de la cámara con el punto de calibración situado sobre el eje del haz. Queda por último fijar la distancia entre el punto de calibración y la fuente de cobalto.

Cuando se habla de la distancia de un punto a la fuente se supone un comportamiento puntual de la fuente de radiación. Esta fuente puntual puede considerarse situada en el centro geométrico de la cara anterior de la fuente real, de acuerdo con las especificaciones dadas por el fabricante sobre la unidad de radiación. En la práctica de la dosimetría clínica, sin embargo, es frecuente que se presenten situaciones en las que haya que calcular la dosis absorbida en un punto, debida a un cierto haz de radiación, a una distancia fuente-superficie (DFS) distinta de la que se empleó en la calibración de la unidad. Para ello se utiliza la «ley del inverso del cuadrado de la distancia» que permite pasar de la exposición en un punto del eje a la exposición en otro punto del eje a partir de su distancia mutua y a la fuente. Para este fin es necesario realizar previamente un estudio experimental que permita fijar la situación de una fuente puntual (fuente virtual) que cumpla la referida ley. Se determina la exposición en distintos puntos del eje del haz (dentro del rango de distancias que se usen en la unidad de radiación), para posteriormente, mediante un ajuste de mínimos cuadrados de los puntos $(1/\sqrt{\dot{X}_i}; l_i)^{(3)}$, deter-

⁽³⁾ $\dot{X}_i$ es la tasa de exposición a la distancia l_i ; l_i es la distancia entre el centro geométrico de la cara anterior de la fuente y el punto de referencia de la cámara.

minar la posición de la «fuente virtual puntual» que mejor cumpla la ley del inverso del cuadrado. Esta fuente virtual es también de utilidad para poder convertir de forma aproximada porcentajes de dosis en profundidad de una DFS a otra.

Debe tenerse en cuenta que la fuente virtual así determinada puede no cumplir las leyes geométricas (paso de un determinado tamaño de campo a una DFS al campo resultante a otra DFS), pues en ellas intervienen de forma primordial el tamaño físico de la fuente y las características y posición del sistema colimador. En general, es aconsejable limitar el uso de la fuente virtual a las condiciones bajo las cuales se determinó experimentalmente, salvo constatación experimental que permita extender su uso.

Una de las distancias fuente-punto de calibración que presenta más ventajas es la que hace coincidir la posición espacial del punto de calibración con el punto de normalización de las curvas de isodosis. Si se dispone de un conjunto de valores del porcentaje de la dosis en profundidad, definidos a la distancia fuente-superficie DFS, y se normaliza a la profundidad d_0 , la distancia fuente-punto de calibración elegida sería DFS + d_0 . Los puntos de normalización más habituales para las curvas de isodosis son el máximo de la dosis absorbida en profundidad (0,5 cm aproximadamente para cobalto en un maniquí de agua) y el de una profundidad adecuada si se trata de tratamientos isocéntricos. En el primer caso, la distancia fuente-punto de calibración en cm será (DFS + 0,5) y en el segundo DFE (distancia fuente-eje de giro de la unidad de radiación). Una situación muy práctica es utilizar para los tratamientos con DFS fija una distancia fuente-superficie igual a DFE. De este modo, las tasas de exposición en el punto de calibración para uno y otro caso están relacionadas por el factor:

$$[DFE/(DFE + 0,5)]^2$$

Por último debe asegurarse la reproducibilidad del punto de calibración. Un procedimiento útil en la práctica es tener medida con precisión la distancia del punto de referencia de la cámara a la superficie externa de la caperuza de equilibrio, de modo que pueda determinarse con comodidad la distancia fuente-punto de calibración a partir de la distancia de la fuente a la superficie externa de la caperuza. Para una mejor reproducibilidad de ésta entre sucesivas calibraciones es conveniente confeccionar un elemento rígido que interpuso entre la cámara de ionización y una parte apropiada del cabezal reproduzca la distancia deseada.

4.3. Dosis absorbida en el punto de normalización

La dosis absorbida en un punto de un maniquí de material m , a partir de la exposición determinada en el mismo punto espacial en ausencia del maniquí viene dada por la siguiente expresión (ecuación A.10; Apéndice A):

$$D_m(DFS; S; d) = X(DFS + d; S) f_m A_{eq} TAR(S; d) \quad (4.3.1)$$

siendo:

D_m	la dosis absorbida en un punto de un maniquí de material m situado a la profundidad d (punto de calibración) (en Gy o en rad).
DFS	la distancia fuente-superficie del maniquí.
S	el tamaño y forma del haz en el punto de calibración.
d	la profundidad del punto de calibración en el medio irradiado.
$X(DFS + d; S)$	la exposición en el punto de calibración en ausencia de la cámara (en C/kg o en R).
f_m	el factor denominado tradicionalmente de conversión de exposición a dosis absorbida (en J/C o en rad/R) cuando en este caso es más exactamente el factor de conversión de exposición a kerma de colisión (véase el Apéndice B). Es función del material del maniquí.
A_{eq}	el factor que tiene en cuenta (véase el Apéndice B) los siguientes elementos: - La atenuación y dispersión del haz en un minimaniquí esférico de material m y de radio justamente suficiente para alcanzar el máximo de acumulación electrónica en su centro. - El factor de conversión de kerma de colisión a dosis absorbida en el centro del minimaniquí.
$TAR(S; d)$	la razón tejido-aire; cociente entre la dosis absorbida en un punto situado a la profundidad

«d» de un maniquí y la dosis absorbida en el mismo punto espacial, en ausencia del maniquí, pero en el centro de un volumen de material del maniquí de tamaño justamente suficiente para alcanzar el máximo de acumulación electrónica. La variable «S» define la forma y el tamaño del haz.

Tal como se ha indicado en el apartado 4.2, si se hace coincidir el punto de calibración con el de normalización de las curvas de isodosis y se consideran los casos de normalización en el máximo (DFS+0,5) y en el isocentro (DFE), se obtiene respectivamente:

$$D_m(\text{DFS}; S; 0,5) = X(\text{DFS}+0,5; S) f_m A_{eq} \text{PSF}(S) \quad (4.3.2)$$

PSF(S), factor de dispersión en el máximo: idéntico a TAR(S; 0,5) (véase el Apéndice C).

$$D_m(\text{DFE}; S; d) = X(\text{DFE}; S) f_m A_{eq} \text{TAR}(S; d) \quad (4.3.3)$$

Si se denomina S_0 al haz (tamaño de campo) empleado en la calibración de la unidad, la dosis absorbida en el mismo punto espacial, cuando se utiliza cualquier otro tamaño de campo S, se deduce fácilmente por las relaciones:

$$D_m(\text{DFS}; S; 0,5) = D_m(\text{DFS}; S_0; 0,5) \frac{X(\text{DFS}+0,5; S) \text{PSF}(S)}{X(\text{DFS}+0,5; S_0) \text{PSF}(S_0)} \quad (4.3.4)$$

$$D_m(\text{DFE}; S; d) = D_m(\text{DFE}; S_0; d) \frac{X(\text{DFE}; S) \text{TAR}(S; d)}{X(\text{DFE}; S_0) \text{TAR}(S_0; d)} \quad (4.3.5)$$

En las calibraciones periódicas de la unidad ha de emplearse siempre el mismo haz « S_0 », por lo que para determinar la dosis absorbida debida a cualquier otro haz «S» deberá realizarse por lo menos una serie completa de medidas en las que se determinen los cocientes:

$$\frac{X(\text{DFS}+d; S)}{X(\text{DFS}+d; S_0)}$$

para tamaños de campo comprendidos en el rango de trabajo. A dichos cocientes o bien a los productos, en forma generalizada:

$$\frac{X(\text{DFS}+d; S) \text{TAR}(S; d)}{X(\text{DFS}+d; S_0) \text{TAR}(S_0; d)}$$

se les suele llamar factores de campo. Es necesario determinarlos cada vez que se cambien de fuente y cuando se sustituyan o complementen partes del sistema de colimación. En general es necesario comprobar su validez anualmente corrigiéndolos cuando sea necesario.

4.4. Dosis absorbida en el eje del haz

La dosis absorbida en cualquier punto del eje del haz está relacionada con la dosis absorbida en el punto de normalización por medio de los porcentajes de dosis en profundidad. Si el punto de calibración elegido no coincide con el punto de normalización, el primer paso será la determinación de la dosis absorbida en el punto de normalización.

Designando por $D_{m,0}(\text{DFS}; S_0)$ la dosis absorbida en el punto de normalización, la dosis absorbida en el punto del eje del haz a profundidad «d» vendrá expresada por:

$$D_m(\text{DFS}; S_0; d) = D_{m,0}(\text{DFS}; S_0) \frac{P(\text{DFS}; S_0; d)}{100} \quad (4.4.1)$$

y la dosis absorbida en un punto a profundidad «d» de un haz distinto al empleado en la calibración será:

$$D_m(\text{DFS}; S; d) = D_{m,0}(\text{DFS}; S_0) C_{s,0}(S; d) \frac{P(\text{DFS}; S_0; d)}{100} \quad (4.4.2)$$

siendo:

$$C_{s,0}(S; d) = \frac{X(\text{DFS}+d; S) \text{TAR}(S; d)}{X(\text{DFS}+d; S_0) \text{TAR}(S_0; d)}$$

el factor de campo.

4.5. Valores numéricos

4.5.1. Parámetros

En lo que sigue señalaremos los valores numéricos para el caso en que el material del maniquí sea agua.

Tradicionalmente el valor asignado a f_m ha sido 37,40 J/C (0,965 rad/R) (ICRU, 1962, 1963). Sin embargo, la aparición de valores recientes para los factores de que está compuesto, hace aconsejable su revisión. En efecto, W ha sido recientemente revisada en el informe número 31 de ICRU (ICRU, 1979) que recomienda el valor $33,85 \pm 0,15$ eV para electrones en aire seco. Si por otro lado, se adopta para (μ_{en}/ρ) (función lentamente variable con la energía en la zona de interés para estas normas) el valor $1,112 \pm 0,3\%$ (HUBBELL, 1977), el valor revisado de f_m resulta ser 37,64 J/C (0,971 rad/R).

Tradicionalmente se ha usado para A_{eq} el valor 0,985 (CUNNINGHAM y JOHNS, 1970). Pero este parámetro recibe interpretaciones muy diferentes (véase el Apéndice B) y eso ha llevado a utilizar valores muy distintos para él, desde 0,975 a 0,990 (JAYARAMAN, 1976; ANDERSON, 1976; BOND y col., 1978; HOLT y col., 1979; CUNNINGHAM y SONTAG, 1980). En este documento se recomienda el valor $0,989 \pm 0,003$ (BOND y col., 1978).

4.5.2. Valores tabulados

En lo que respecta a los valores tabulados, como son el factor de dispersión en el máximo, PSF, la razón tejido-aire, TAR, y el porcentaje de dosis en profundidad P , las presentes normas recomiendan los valores publicados en el Suplemento n.º 17 de BJR (BJR, 1983) (véase las Tablas 7.2 a 7.7). La Sección 4 de este Suplemento describe las fuentes de los datos que se han empleado para elaborar las tablas de los distintos valores. Es necesario hacer notar que estos valores proceden de promediar muchas medidas hechas sobre unidades de cobaltoterapia de muy diferentes características (tamaño de fuente y sistema de colimación) por lo que si bien pueden aportar un grado aceptable de exactitud al cálculo de dosis absorbidas, resulta problemática la asignación de una incertidumbre.

En la Tabla 7.1 de las presentes normas se ha incluido un cuadro que sirve para hallar los campos cuadrados equivalentes a campos rectangulares (Apéndice A; BJR, 1983). No se han incluido otros valores tabulados que también pueden ser de interés, como el porcentaje de la dosis absorbida en la región de acumulación electrónica, por lo que en general se recomienda la lectura de dicho documento.

En la Tabla I se señalan los valores numéricos recomendados para los distintos factores que aparecen en las ecuaciones de los apartados 4.3 y

TABLA I

Parámetros	Valor numérico
f_m	37,64 J/C (0,971 rad/R)
A_{eq}	0,989
PSF(S)	Tablas 7.2 a 7.6
TAR(S; d)	Tabla 7.7
P(DFS; S; d)	Tablas 7.2 a 7.6

4.4 para el caso en que el material del maniquí sea agua.

4.5.3. Observaciones

Al usar los valores tabulados se deberá prestar una atención especial al convenio utilizado en la definición del «tamaño del campo». Reproduciremos textualmente lo que señala el informe n.º 23 del ICRU (ICRU, 1973): «El informe ICRU 10d (ICRU, 1963), recomendaba utilizar un convenio geométrico que consiste en definir el borde del campo por medio de una línea que une el centro de la cara frontal de la fuente con el borde frontal del sistema de diagramas. Sin embargo están en uso otros convenios, e incluso hay muchos Centros de Radioterapia que no usan ninguno en absoluto y en los que se confía por completo en la exactitud de las escalas marcadas en los controles del colimador o en el área que queda iluminada por un localizador de luz visible. Puede haber discrepancias de hasta 1 cm entre los tamaños reales de los campos de dos unidades de cobalto idénticas, manejadas con diferentes convenios acerca del tamaño del campo. El efecto es de importancia máxima para campos pequeños: por ejemplo a 10 cm de profundidad y a 80 cm de DFS, las dosis en profundidad para campos de 4×4 cm² y de 5×5 cm² son 49,3% y 50,7% respectivamente (BJR 11, 1972); una diferencia de 2,8% de la dosis real en el punto de interés. Por consiguiente se recomienda al usuario que se asegure de que el convenio que utiliza acerca del tamaño del campo coincide con el que se da por supuesto en los datos publicados que se propone utilizar.» En el glosario de términos del mismo documento, al definir «campo geométrico» se dice así mismo lo siguiente: «proyección de la superficie de salida del colimador sobre un plano perpendicular al eje del haz desde el centro de la cara frontal de la fuente. Se puede definir a cualquier distancia de la fuente. Tal como se define aquí, el campo geométrico resulta similar en tamaño y forma, pero no idéntico, al «campo físico» que algunos

autores han definido como limitado por la curva de isodosis de 50% a la profundidad del máximo...».

El subrayado, realizado por nosotros, quiere resaltar la importancia del tema en cuanto a los convenios utilizados en las tablas y el convenio que elija el usuario. Esto no sólo ha sido causa de discrepancias entre distintas tablas sino que puede conducir a errores sistemáticos, graves en algunos casos, al tratar de calibrar una unidad. Así pues, el usuario no solamente deberá prestar atención al hecho, por ejemplo, de que los valores de TAR para una determinada profundidad d están dados para el campo en esa profundidad sino que deberá prestar atención también al convenio que se ha adoptado en la definición de «tamaño del campo» para la confección de esas tablas.

En el caso de las tablas recomendadas en estas normas, el convenio adoptado ha sido el del «campo físico» señalado anteriormente, es decir, el delimitado por la curva de isodosis de 50% en la profundidad del máximo.

4.6. Dosis absorbida en cualquier otro punto

Es obvio que el punto de partida en los cálculos de dosis en Radioterapia es la determinación de la dosis absorbida en el punto de normalización y en el eje del haz. Sin embargo, muchos tratamientos requieren la dosis absorbida en puntos situados fuera del eje e incluso en algunos casos es preciso conocer su distribución tridimensional. Para la mayoría de los casos el formato más adaptable y más fácil de usar es un conjunto de curvas de isodosis, entendiendo por curva de isodosis la línea contenida en un plano a lo largo de la cual es constante la dosis absorbida. Este valor constante se relaciona con el de la dosis absorbida en el máximo en el eje del haz mediante un simple porcentaje. Los mapas de isodosis se refieren normalmente a los planos principales. En el caso de usar técnicas de tratamiento isocéntrico las curvas de isodosis se pueden normalizar en un punto situado en una determinada profundidad y a una distancia fija de la fuente.

Dado que estas normas van dirigidas a centros con escasez de medios materiales, se supone que el usuario no puede medir las curvas de isodosis propias de la unidad⁽⁴⁾, por lo que deberá re-

⁽⁴⁾ Si se dispone de instrumental suficiente le aconsejamos que siga las directrices señaladas en «Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos» (SEFM, 1984) aunque se trate de una unidad de cobaltoterapia.

rrir a mapas de isodosis existentes. Podrá obtenerlas del fabricante de la unidad o de otras fuentes, bien sea de otro centro que tenga una máquina igual, para lo que le será útil la guía de usuarios que publicó el OIEA (OIEA, 1962), de alguna publicación oficial (RADIATION DATA FOR MEDICAL USE, obtenible a través del OIEA) o de otras publicaciones (WEBSTER y TSIEN, 1965) pero es su obligación cerciorarse de que corresponden a su situación particular. En el caso de la energía que nos ocupa es necesario tener un cuidado especial en usar mapas de isodosis generados en el mismo tipo de unidad, con los mismos sistemas de colimación y tamaño de la fuente.

En ocasiones pueden necesitarse distribuciones de dosis para las que no haya mapas disponibles en la literatura. Si son imprescindibles, éstos se pueden obtener localmente bien midiéndolos en su totalidad o bien mediante una combinación de medidas y cálculo. En cualquier caso, si se requiere una buena exactitud, ninguno de los métodos es fácil. Para una mayor información sobre este tema se recomienda la lectura del capítulo 6 del informe número 23 de la ICRU (ICRU, 1973).

4.7. Ejemplo

Se trata de determinar la tasa de dosis absorbida en agua, que existiría en la posición del máximo en un maniquí del mismo material (profundidad 0,5 cm), y la tasa de dosis absorbida en el isocentro a una profundidad de 8 cm. El campo es de tamaño $20 \times 20 \text{ cm}^2$ y la superficie del maniquí se encuentra a 80 cm de la cara anterior de la fuente. Se parte de medidas en aire con una cámara de condensador de alcance 100 R.

El conjunto de cámara más electrómetro de hilo dispone de un certificado de calibración vigente del que se extraen los siguientes datos:

- $N_x = 1,075 \text{ R/división}$ (establecido a 1013 mbar, 20°C y humedad relativa 50%)
- El proceso de calibración de la cámara se llevó a cabo en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, con una tasa de exposición de 170 R/min y en una zona de lectura correspondiente al último tercio de la escala (concretamente 86 R).
- El punto de referencia de la cámara se estableció a 8,2 mm de su extremo y la irradiación se llevó a cabo con la inscripción «100 R» hacia la fuente.

Se comprueba que la cámara y el electrómetro

presentan fugas despreciables. A continuación, usando la fuente de comprobación de estabilidad⁽⁵⁾ (fuente de estroncio) se mide tres veces la lectura alcanzada en un determinado tiempo de irradiación. Corregidas las lecturas a las condiciones climáticas de referencia y por decrecimiento del radionucleido, se obtiene un valor medio que difiere en 0,4% del valor de referencia de que se disponía anteriormente. Se da por correcta la estabilidad del conjunto de medida.

4.7.1. Tiempo efectivo de irradiación

El punto de referencia de la cámara se sitúa en el eje del haz, en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y a 80 cm de la fuente con el eje de la cámara perpendicular al eje del haz y presentando la inscripción «100 R» hacia la fuente. Los limitadores de penumbra se sitúan a 45 cm (posición superior).

De antemano la cámara se ha «atemperado» (el aire de la cámara a la misma temperatura que el aire de la sala) y se ha sometido a dos o tres irradiaciones previas para una mejor estabilidad de respuesta. Se toman regularmente valores de la presión y temperatura, corrigiendo si es el caso todas las lecturas a las mismas condiciones climáticas.

El tiempo de irradiación se fija en 1,8 minutos mediante el temporizador de la consola. Se obtienen las siguientes lecturas:

86,0; 86,0; 85,9; 86,0; 86,2.

Valor medio: 86,02 divisiones.

Al objeto de determinar la corrección al tiempo de irradiación se efectúan seis exposiciones sucesivas de 0,3 minutos. Este proceso se repite cinco veces y da las siguientes lecturas:

82,0; 81,0; 81,9; 81,0; 81,5.

Valor medio: 81,48 divisiones.

Se calcula la corrección τ :

$$\tau = \left[\frac{81,48 - 86,02}{6 \times 86,02 - 81,48} \right] 1,8 = -0,019 \text{ min}$$

⁽⁵⁾ En el caso de no disponer de una fuente de comprobación de estabilidad se puede recurrir a procedimientos aproximados como el de intercomparación de respuesta de distintas cámaras. Como último recurso, se podría utilizar como «fuente de comprobación» la propia unidad de cobalto, pero por razones obvias este procedimiento no se recomienda.

por lo que el tiempo efectivo de irradiación, en minutos, vendrá expresado por:

$$t_e = t_{\text{irradiación}} - 0,019$$

4.7.2. Medida problema. Factores de corrección

En el proceso de calibración de la cámara se empleó una tasa de 170 R/min, mientras que en la unidad existe aproximadamente 50 R/min. De acuerdo con lo expuesto en el apartado 2.5, la falta de eficiencia en la colección de iones será muy semejante para ambas tasas, con lo que:

$$(k_s)_u / (k_s)_c = 1,00_0$$

La falta de linealidad del conjunto de medida utilizado obligaría a introducir un factor de corrección si se utilizase una zona de lectura claramente diferente de la utilizada en el proceso de calibración. Para evitar un estudio previo de este efecto, la medida de la exposición se hizo usando un tiempo de irradiación tal que la lectura fuera próxima a la del proceso de calibración.

La porción de tallo irradiado, con el punto de referencia de la cámara en el eje del haz, en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ es diferente del que se irradiaba con un campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$. En consecuencia, habrá que evaluar el efecto de tallo que representa la corriente adicional por el exceso de tallo irradiado.

Para determinar este factor de corrección, que en el caso presente es inferior a la unidad, se hacen dos tipos de medidas: Una serie de medidas con la cámara fija en el centro de un campo de $10 \times 20 \text{ cm}^2$ (10 cm en los lados paralelos al eje de la cámara) y otra serie de medidas con un campo de $20 \times 10 \text{ cm}^2$ (20 cm en los lados paralelos al eje de la cámara) obtenido al girar 90° el sistema de colimación. De este modo se irradia en el primer caso una porción de tallo que corresponde a las condiciones de calibración (10 cm de lado) y en el segundo caso la porción de tallo que corresponde a las condiciones de la medida problema (20 cm de lado). Por un cociente simple se obtiene $(k_{st})_u / (k_{st})_c$. En ambos casos, la distancia de la cara anterior de la fuente al eje de la cámara es de 80 cm.

Campo de $10 \times 20 \text{ cm}^2$:

Tiempo de irradiación: 1,8 minutos.

Lecturas:

88,0; 88,2; 88,2; 88,0; 88,8.

Valor medio: 88,24 divisiones.

16 4. Determinación de la dosis absorbida

Campo de $20 \times 10 \text{ cm}^2$:

Tiempo de irradiación: 1,8 minutos.

Lecturas:

88,7; 89,1; 88,6; 88,7; 88,7.

Valor medio: 88,76 divisiones.

Factor de corrección:

$$\frac{(k_{st})_u}{(k_{st})_c} = \frac{M(10 \times 20)}{M(20 \times 10)} = \frac{88,24}{88,76} = 0,994$$

4.7.3. Medida problema. Determinación de la exposición

Con el punto de referencia de la cámara en el eje del haz y a una distancia de 80 cm de la cara anterior de la fuente y un campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ se obtuvieron, mediante un tiempo de irradiación de 1,8 minutos, los siguientes valores:

90,8; 90,1; 90,5; 90,1; 90,0.

Valor medio: 90,30 divisiones.

La presión es de 982,5 mbar (737 mm Hg) y la temperatura de $20,5^\circ\text{C}$, siendo el grado de humedad relativo de aproximadamente 60%, por lo que:

$$\varphi(p, \theta) = \frac{1013}{982,5} \frac{273,2 + 20,5}{293,2} = 1,033$$

siendo el tiempo efectivo de irradiación:

$$1,8 - 0,019 = 1,781 \text{ minutos.}$$

La exposición a 80 cm de la cara anterior de la fuente será (ecuación 4.1):

$$\begin{aligned} X &= M_u N_x \varphi(p, \theta) k_h \frac{(k_s)_u}{(k_s)_c} \frac{(k_{st})_u}{(k_{st})_c} = \\ &= 90,3 \times 1,075 \times 1,033 \times 1,000 \times 1,000 \times 0,994 = \\ &= 99,67 \text{ R (25,71 mC/kg)} \end{aligned}$$

y la tasa de exposición:

$$\begin{aligned} \dot{X} &= \frac{X}{t_e} = \frac{99,67}{1,781} = 55,97 \text{ R/min} \\ &(240,7 \mu\text{A/kg}) \text{ a } 80 \text{ cm.} \end{aligned}$$

4.7.4. Medida problema. Tasa de dosis absorbida en agua

Para hallar la tasa de exposición en un punto igualmente situado en el espacio que el punto de normalización (profundidad del máximo de dosis en el maniquí) se aplicará la ley del inverso del cuadrado de la distancia:

$$\begin{aligned} \dot{X}_{(80,5)} &= \dot{X}_{(80)} \left(\frac{80}{80 + 0,5} \right)^2 = 55,97 \times 0,9876 = \\ &= 55,28 \text{ R/min (273,7 } \mu\text{A/kg)}. \end{aligned}$$

Usando las ecuaciones (4.3.2) y (4.3.3), los valores numéricos de la Tabla I y los valores de las tablas 7.3 y 7.7, la tasa de dosis absorbida en agua en el punto de normalización y la tasa de dosis absorbida en agua en el isocentro a 8 cm de profundidad será:

$$\begin{aligned} \dot{D}(80; 20 \times 20; 0,5) &= \\ &= \dot{X}(80 + 0,5; 20 \times 20) f_m A_{eq} \text{PSF}(20 \times 20) = \\ &= 55,28 \text{ (R/min)} \times 0,971 \text{ (rad/R)} \times 0,989 \times 1,059 = \\ &= 56,2 \text{ rad/min (562 mGy/min)}. \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \dot{D}(80; 20 \times 20; 8) &= \\ &= \dot{X}(80; 20 \times 20) f_m A_{eq} \text{TAR}(20 \times 20; 8) = \\ &= 55,97 \text{ (R/min)} \times 0,971 \text{ (rad/R)} \times 0,989 \times 0,861 = \\ &= 46,3 \text{ rad/min (463 mGy/min)}. \end{aligned}$$

presentan fugas despreciables. A continuación, usando la fuente de comprobación de estabilidad⁽⁵⁾ (fuente de estroncio) se mide tres veces la lectura alcanzada en un determinado tiempo de irradiación. Corregidas las lecturas a las condiciones climáticas de referencia y por decrecimiento del radionucleido, se obtiene un valor medio que difiere en 0,4 % del valor de referencia de que se disponía anteriormente. Se da por correcta la estabilidad del conjunto de medida.

4.7.1. Tiempo efectivo de irradiación

El punto de referencia de la cámara se sitúa en el eje del haz, en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y a 80 cm de la fuente con el eje de la cámara perpendicular al eje del haz y presentando la inscripción «100 R» hacia la fuente. Los limitadores de penumbra se sitúan a 45 cm (posición superior).

De antemano la cámara se ha «atemperado» (el aire de la cámara a la misma temperatura que el aire de la sala) y se ha sometido a dos o tres irradiaciones previas para una mejor estabilidad de respuesta. Se toman regularmente valores de la presión y temperatura, corrigiendo si es el caso todas las lecturas a las mismas condiciones climáticas.

El tiempo de irradiación se fija en 1,8 minutos mediante el temporizador de la consola. Se obtienen las siguientes lecturas:

86,0; 86,0; 85,9; 86,0; 86,2.

Valor medio: 86,02 divisiones.

Al objeto de determinar la corrección al tiempo de irradiación se efectúan seis exposiciones sucesivas de 0,3 minutos. Este proceso se repite cinco veces y da las siguientes lecturas:

82,0; 81,0; 81,9; 81,0; 81,5.

Valor medio: 81,48 divisiones.

Se calcula la corrección τ :

$$\tau = \left[\frac{81,48 - 86,02}{6 \times 86,02 - 81,48} \right] 1,8 = -0,019 \text{ min}$$

⁽⁵⁾ En el caso de no disponer de una fuente de comprobación de estabilidad se puede recurrir a procedimientos aproximados como el de intercomparación de respuesta de distintas cámaras. Como último recurso, se podría utilizar como «fuente de comprobación» la propia unidad de cobalto, pero por razones obvias este procedimiento no se recomienda.

por lo que el tiempo efectivo de irradiación, en minutos, vendrá expresado por:

$$t_e = t_{\text{irradiación}} - 0,019$$

4.7.2. Medida problema. Factores de corrección

En el proceso de calibración de la cámara se empleó una tasa de 170 R/min, mientras que en la unidad existe aproximadamente 50 R/min. De acuerdo con lo expuesto en el apartado 2.5, la falta de eficiencia en la colección de iones será muy semejante para ambas tasas, con lo que:

$$(k_s)_u / (k_s)_c = 1,00_0$$

La falta de linealidad del conjunto de medida utilizado obligaría a introducir un factor de corrección si se utilizase una zona de lectura claramente diferente de la utilizada en el proceso de calibración. Para evitar un estudio previo de este efecto, la medida de la exposición se hizo usando un tiempo de irradiación tal que la lectura fuera próxima a la del proceso de calibración.

La porción de tallo irradiado, con el punto de referencia de la cámara en el eje del haz, en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ es diferente del que se irradiaba con un campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$. En consecuencia, habrá que evaluar el efecto de tallo que representa la corriente adicional por el exceso de tallo irradiado.

Para determinar este factor de corrección, que en el caso presente es inferior a la unidad, se hacen dos tipos de medidas: Una serie de medidas con la cámara fija en el centro de un campo de $10 \times 20 \text{ cm}^2$ (10 cm en los lados paralelos al eje de la cámara) y otra serie de medidas con un campo de $20 \times 10 \text{ cm}^2$ (20 cm en los lados paralelos al eje de la cámara) obtenido al girar 90° el sistema de colimación. De este modo se irradia en el primer caso una porción de tallo que corresponde a las condiciones de calibración (10 cm de lado) y en el segundo caso la porción de tallo que corresponde a las condiciones de la medida problema (20 cm de lado). Por un cociente simple se obtiene $(k_{st})_u / (k_{st})_c$. En ambos casos, la distancia de la cara anterior de la fuente al eje de la cámara es de 80 cm.

Campo de $10 \times 20 \text{ cm}^2$:

Tiempo de irradiación: 1,8 minutos.

Lecturas:

88,0; 88,2; 88,2; 88,0; 88,8.

Valor medio: 88,24 divisiones.

16 4. Determinación de la dosis absorbida

Campo de $20 \times 10 \text{ cm}^2$:

Tiempo de irradiación: 1,8 minutos.

Lecturas:

88,7; 89,1; 88,6; 88,7; 88,7.

Valor medio: 88,76 divisiones.

Factor de corrección:

$$\frac{(k_{st})_u}{(k_{st})_c} = \frac{M(10 \times 20)}{M(20 \times 10)} = \frac{88,24}{88,76} = 0,994$$

4.7.3. Medida problema. Determinación de la exposición

Con el punto de referencia de la cámara en el eje del haz y a una distancia de 80 cm de la cara anterior de la fuente y un campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ se obtuvieron, mediante un tiempo de irradiación de 1,8 minutos, los siguientes valores:

90,8; 90,1; 90,5; 90,1; 90,0.

Valor medio: 90,30 divisiones.

La presión es de 982,5 mbar (737 mm Hg) y la temperatura de $20,5^\circ\text{C}$, siendo el grado de humedad relativo de aproximadamente 60%, por lo que:

$$\varphi(p, \theta) = \frac{1013}{982,5} \frac{273,2 + 20,5}{293,2} = 1,033$$

siendo el tiempo efectivo de irradiación:

$$1,8 - 0,019 = 1,781 \text{ minutos.}$$

La exposición a 80 cm de la cara anterior de la fuente será (ecuación 4.1):

$$\begin{aligned} X &= M_u N_X \varphi(p, \theta) k_n \frac{(k_s)_u}{(k_s)_c} \frac{(k_{st})_u}{(k_{st})_c} = \\ &= 90,3 \times 1,075 \times 1,033 \times 1,000 \times 1,000 \times 0,994 = \\ &= 99,67 \text{ R (25,71 mC/kg)} \end{aligned}$$

y la tasa de exposición:

$$\begin{aligned} \dot{X} &= \frac{X}{t_e} = \frac{99,67}{1,781} = 55,97 \text{ R/min} \\ &= 240,7 \mu\text{A/kg) a 80 cm.} \end{aligned}$$

4.7.4. Medida problema. Tasa de dosis absorbida en agua

Para hallar la tasa de exposición en un punto igualmente situado en el espacio que el punto de normalización (profundidad del máximo de dosis en el maniquí) se aplicará la ley del inverso del cuadrado de la distancia:

$$\begin{aligned} \dot{X}_{(80,5)} &= \dot{X}_{(80)} \left(\frac{80}{80 + 0,5} \right)^2 = 55,97 \times 0,9876 = \\ &= 55,28 \text{ R/min (273,7 } \mu\text{A/kg).} \end{aligned}$$

Usando las ecuaciones (4.3.2) y (4.3.3), los valores numéricos de la Tabla I y los valores de las tablas 7.3 y 7.7, la tasa de dosis absorbida en agua en el punto de normalización y la tasa de dosis absorbida en agua en el isocentro a 8 cm de profundidad será:

$$\begin{aligned} \dot{D}(80; 20 \times 20; 0,5) &= \\ &= \dot{X}(80 + 0,5; 20 \times 20) f_m A_{eq} \text{PSF}(20 \times 20) = \\ &= 55,28 \text{ (R/min)} \times 0,971 \text{ (rad/R)} \times 0,989 \times 1,059 = \\ &= 56,2 \text{ rad/min (562 mGy/min).} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \dot{D}(80; 20 \times 20; 8) &= \\ &= \dot{X}(80; 20 \times 20) f_m A_{eq} \text{TAR}(20 \times 20; 8) = \\ &= 55,97 \text{ (R/min)} \times 0,971 \text{ (rad/R)} \times 0,989 \times 0,861 = \\ &= 46,3 \text{ rad/min (463 mGy/min).} \end{aligned}$$

5. CONTROLES PERIODICOS DE LA UNIDAD DE TRATAMIENTO

(Véase el apartado 7 del texto principal:
SEFM, 1984.)

APENDICE A

Relación entre dosis absorbida y exposición

Se trata de determinar la dosis absorbida en un punto P situado a una profundidad d en un maniquí de material m (Figura A.1c) a partir de la medida en aire de la exposición. Esta se realiza en un punto P' situado espacialmente en la misma posición que P y en ausencia del maniquí (Figura A.1a).

La medida experimental de la exposición en el punto P' , mediante una cámara calibrada, permite determinar la exposición X en ese mismo punto en ausencia de la cámara. Teniendo en cuenta las definiciones de exposición y kerma (ICRU, 1980), el kerma en aire y en el seno de aire, vendrá dado por:

$$K_{\text{air}} = X \frac{W}{e} \frac{1}{1 - g_{\text{air}}} \quad (\text{A.1})$$

siendo W la energía media necesaria para producir un par de iones (ICRU, 1980), e la carga del electrón y g_{air} la fracción de energía perdida por los electrones en forma de radiación de frenado en el aire.

A continuación vamos a suponer centrada en P' una masa esférica de material m , de un radio justamente suficiente para alcanzar el máximo de acumulación electrónica en el punto P' (minimaniquí) (Figura A.1b). El kerma K'_m en estas condiciones en ese punto P' vendrá dado por:

$$K'_m = K_{\text{air}} \frac{(\mu_{\text{tr}}/\rho)_m}{(\mu_{\text{tr}}/\rho)_{\text{air}}} A'_{\text{at}} A'_{\text{sc}} \quad (\text{A.2})$$

donde $(\mu_{\text{tr}}/\rho)_m$ y $(\mu_{\text{tr}}/\rho)_{\text{air}}$ son los coeficientes máscos de transferencia de energía (ICRU, 1980) para el material m y el aire, air, promediados para el espectro de fluencia de energía presente en el punto P' . El producto $A'_{\text{at}} A'_{\text{sc}}$ tiene en cuenta la modificación sufrida por el espectro de fluencia de energía existente en P' (Figura A.1a) cuando se sitúa el minimaniquí centrado en P' (Figura A.1b). A'_{at} tiene en cuenta la atenuación de los fotones del haz y A'_{sc} (factor mayor que 1) tiene en cuenta la contribución a la fluencia en P' de los fotones dispersos en el minimaniquí de material m .

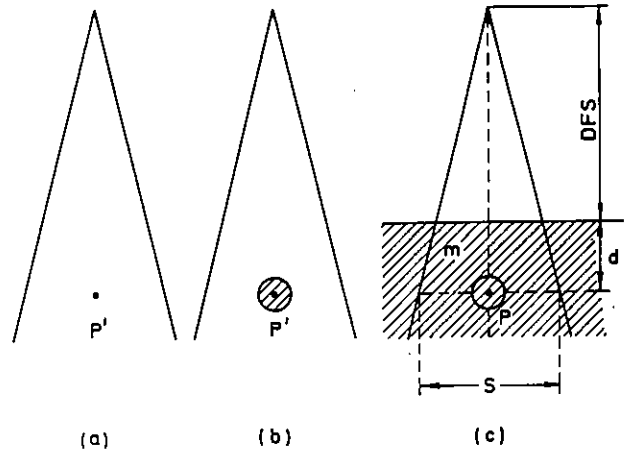


Figura A.1. Diagrama que ilustra secuencialmente la determinación de la dosis absorbida en un punto P , en la profundidad, d , de un maniquí de material m , a partir de la exposición en un punto P' situado espacialmente en el aire en la misma posición que P .

Si se acepta que la energía liberada por los electrones en forma de radiación de frenado abandona el minimaniquí, o en otras palabras, que la reabsorción de esa radiación de frenado contribuye de manera despreciable a la dosis absorbida en P' , ésta vendrá dada por:

$$D'_m = b_m K'_m (1 - g_m) \quad (\text{A.3})$$

donde, al estar situado P' en una zona de equilibrio electrónico relativo, b_m es un factor que relaciona la dosis absorbida con el kerma de colisión (ATTIX, 1979), $K'_m (1 - g_m)$, en un mismo punto. b_m tiene en cuenta el hecho de que los electrones que contribuyen a la dosis en P' (Figura A.1b) nacen en puntos anteriores situados en el camino del haz. En otras palabras, en el punto del máximo de dosis y en los posteriores en el camino del haz dentro de un material (región de equilibrio electrónico relativo), y para la energía que nos ocupa, la dosis absorbida se identifica con el kerma de colisión en un punto ligeramente anterior en el camino del haz, o dicho de otro modo, en un mismo punto la dosis absorbida es superior al kerma de colisión en el factor b_m . Por su parte, g_m es la fracción de energía perdida por los electrones en el material m en forma de radiación de frenado.

Combinando las ecuaciones A.1, A.2 y A.3 y teniendo en cuenta que el coeficiente másico de absorción de energía $(\mu_{en}/\rho) = (\mu_{tr}/\rho) (1-g)$ (ICRU, 1980), se tendrá:

$$D'_m = X \frac{W}{e} \frac{(\mu_{en}/\rho)_m}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} A'_{at} A'_{sc} b_m \quad (A.4)$$

Por último, la dosis absorbida en el punto P del maniquí de material m (Figura A.1c) y situado a la profundidad d , vendrá dado por:

$$D_{m,d} = D'_m \text{ TAR} \quad (A.5)$$

donde el factor TAR es la razón tejido-aire (véase el Glosario). Sustituyendo D'_m en A.5 por su valor obtenido de A.4 se obtiene:

$$D_{m,d} = X \frac{W}{e} \frac{(\mu_{en}/\rho)_m}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} A'_{at} A'_{sc} b_m \text{ TAR} \quad (A.6)$$

La ecuación (A.6) describe de manera detallada todos los factores que entran en la determinación de la dosis absorbida en un punto P de un maniquí, situado en el eje del haz a una profundidad d , a partir de la medida de la exposición en un punto P' situado espacialmente en la misma posición que P y sin haber modificado las condiciones geométricas del haz (misma apertura del colimador). Tradicionalmente, aunque no siempre con la misma interpretación, la ecuación (A.6) se ha simplificado empleando los factores f_m y A_{eq} , de modo que:

$$f_m = \frac{W}{e} \frac{(\mu_{en}/\rho)_m}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \quad (A.7)$$

$$y \quad A_{eq} = A'_{at} A'_{sc} b_m \quad (A.8)$$

con lo que la ecuación (A.6) se convierte en la ya clásica:

$$D_{m,d} = X f_m A_{eq} \text{ TAR} \quad (A.9)$$

Obsérvese que A_{eq} no depende en absoluto de las características de la cámara (espesor de la pared, composición, volumen, etc.) con la que se ha determinado la exposición.

Habida cuenta de las dependencias de las magnitudes $D_{m,d}$, X y TAR, la ecuación (A.9) puede escribirse en la forma más completa:

$$\begin{aligned} D_m(\text{DFS}; S; d) &= \\ &= X(\text{DFS} + d; S) f_m A_{eq} \text{ TAR}(S; d) \end{aligned} \quad (A.10)$$

Un caso particular de la ecuación anterior, se presenta cuando hacemos d idéntico a la profundidad del máximo de dosis ($d = d_{\max}$) en cuyo caso:

$$\begin{aligned} D_m(\text{DFS}; S; d_{\max}) &= \\ &= X(\text{DFS} + d_{\max}; S) f_m A_{eq} \text{ PSF}(S) \end{aligned} \quad (A.11)$$

siendo $\text{PSF}(S)$ el factor de dispersión en el máximo de dosis. Esto supone implícitamente que $\text{TAR}(S; d_{\max}) = \text{PSF}(S)$ (véase el Apéndice C).

APENDICE B

Consideraciones sobre f_m y A_{eq}

El factor f_m ha sido considerado desde su establecimiento (ICRU, 1962) el factor de conversión de exposición a dosis absorbida en condiciones de equilibrio electrónico. Para los materiales de interés en dosimetría clínica y para fotones de baja energía esto es cierto dada la producción despreciable de radiación de frenado, $g_m \approx 0$, y el hecho de que la energía es absorbida prácticamente donde se originan los electrones ($b_m \approx 1,000$). Esto hace (véase la ecuación A.3) que en el caso del minimaniquí que nos ocupa se cumpla que $D'_m \approx K'_m$ y en consecuencia, y a partir de la ecuación A.4:

$$\frac{W (\mu_{en}/\rho)_m}{e (\mu_{en}/\rho)_{air}} = f_m = \frac{D'_m}{X A'_{at} A'_{sc} b_m} \approx \frac{D'_m}{X'_m} = \frac{K'_m}{X'_m} \quad (B.1)$$

siendo X'_m la exposición en el centro del minimaniquí de material m , ($X'_m = X A'_{at} A'_{sc}$).

Para los fotones emitidos por una fuente de ^{60}Co no ocurre lo mismo. La producción de radiación de frenado, aunque pequeña, es significativa. La absorción de energía en un punto procede de electrones generados en puntos anteriores en el camino del haz. En este caso y en la zona de equilibrio electrónico relativo, el factor f_m es más bien el factor de conversión de exposición a kerma de colisión. En efecto, de las ecuaciones A.4 y A.3 se obtiene que:

$$\begin{aligned} \frac{W (\mu_{en}/\rho)_m}{e (\mu_{en}/\rho)_{air}} = f_m &= \frac{D'_m}{X A'_{at} A'_{sc} b_m} = \\ &= \frac{K'_m (1 - g_m)}{X'_m} = \frac{K'_{col,m}}{X'_m} \end{aligned} \quad (B.2)$$

donde X'_m tiene el mismo significado que el señalado anteriormente.

Obsérvese que $K'_m \approx K'_{col,m}$ en la ecuación (B.1), con lo que en un sentido más general podríamos decir que f_m es el cociente del kerma de colisión y exposición en el centro del minimaniquí.

El factor A_{eq} fue introducido en la literatura por CUNNINGHAM y JOHNS (1970) como el factor que acompañaba a las magnitudes X y f_m en

la determinación de la dosis absorbida en el centro del minimaniquí de material m , de modo que:

$$D'_m = X f_m A_{eq} \quad (B.3)$$

La interpretación en la literatura de los factores que intervienen en la determinación teórica o semiteórica de A_{eq} ha sido muy diversa. Al hablar del minimaniquí, la definición del TAR (ICRU, 1973; 1976) y al referirse al denominador de esta razón, no especifica de manera explícita ni la forma ni el tamaño de «... la pequeña cantidad de la sustancia de que está hecho el maniquí, de tamaño justamente suficiente para producir...». Si bien la interpretación es casi general en la forma, miniesfera, no lo es así en el radio de esa miniesfera. Se han señalado radios iguales al alcance medio de los electrones secundarios generados en agua ($\approx 0,27$ cm) hasta radios iguales al alcance del electrón más energético generado en agua ($\approx 0,52$ cm). En ocasiones y de acuerdo con el radio o espesor elegido se ha omitido implícita o explícitamente el factor b_m en la determinación de A_{eq} . En otras ocasiones, el autor ha preferido señalarlo fuera del contenido de A_{eq} , al ser b_m un factor que relaciona dos magnitudes radiológicas como dosis y kerma, dejando a A_{eq} con el significado de un factor de corrección de la fluencia de energía en el centro de la miniesfera. Otros autores, al tratar de hacer consistentes las definiciones del factor de dispersión en el máximo (PSF) y la razón tejido-aire (TAR) (véase el Apéndice C) proponen una nueva definición del TAR y asignan a A_{eq} el valor de $A'_{at} b_m$.

Las presentes normas, al interpretar la definición actual del TAR, estiman que el radio de la miniesfera debe ser muy aproximadamente igual al alcance del electrón más energético ($r \approx 0,5$ g/cm²), obteniéndose en el centro de esa miniesfera condiciones de equilibrio electrónico relativo (dosis proporcional al kerma). Por otro lado, si bien consideramos que el factor b_m , dado su significado, debería ser excluido del contenido de A_{eq} y señalarse explícitamente como factor separado en la determinación de D'_m (véase la ecuación A.8), las presentes normas aceptan, en aras de la tradicional fórmula universalmente empleada (ecuación A.9), la inclusión de b_m en el factor A_{eq} .

APENDICE C

Razón tejido-aire y factor de dispersión en el máximo

Desde los comienzos de la radioterapia, por lo que al factor de dispersión en el máximo (o factor de retrodispersión, BSF) se refiere, y desde hace tres décadas aproximadamente, cuando se estableció la razón tejido-aire, ambos conceptos han sufrido varios cambios en sus definiciones. El más importante ocurrió cuando apareció la radioterapia con radiación gamma y rayos X de alta energía y en este momento la dosis absorbida comenzó a ser preferida frente a la exposición en el campo de la dosimetría clínica.

El factor de retrodispersión, BSF o B, originalmente establecido como una razón de exposiciones en la superficie del maniquí y en un punto en el aire situados espacialmente en la misma posición, fue adaptado a una razón de dosis absorbidas en un punto situado en el interior de un maniquí y coincidente con el máximo de dosis absorbida. Con más propiedad, el factor de retrodispersión, BSF o B, comenzó a llamarse factor de dispersión en el máximo, con símbolo PSF. La definición más aceptada en la actualidad del factor de dispersión corresponde a la dada por el informe número 23 de ICRU (ICRU, 1973), como la razón de la dosis absorbida en un punto del maniquí a aquella parte de la dosis absorbida que se debe a los fotones primarios. Naturalmente, el PSF es el valor del factor de dispersión en la profundidad del máximo de dosis absorbida.

En lo que respecta a la razón tejido-aire (TAR), se pasó de la razón de exposiciones en un punto en el interior del maniquí y en un punto en el aire igualmente situado en el espacio a una razón de dosis absorbidas. La adaptación del numerador a una dosis absorbida no presentó problemas, pero no se puede decir lo mismo del denominador. La exposición en un punto en el aire tenía que ser sustituida obviamente por una dosis absorbida en una pequeña masa de material situado en el aire. La definición actual más aceptada se basa en la expresada en el informe número 23 de ICRU (ICRU, 1973), y es la siguiente: «razón de la tasa de dosis absorbida en un punto dado de un maniquí a la tasa de dosis absorbida en el mismo punto del espacio, pero en el centro

de un volumen de material del maniquí de tamaño justamente suficiente para alcanzar el máximo de acumulación electrónica».

En este estado de cosas, el problema surge cuando se observa una inconsistencia, al tratar de relacionar la razón tejido-aire, TAR, en el máximo de dosis, con el factor de dispersión en el máximo (PSF). De acuerdo con las definiciones expresadas (Figura C.1):

$$\text{PSF}(S) = \frac{D_m}{D_m^*}$$

$$\text{TAR}(S, d_{\max}) = \frac{D_m}{D'_m} \quad (\text{C.1})$$

siendo:

- D_m la dosis absorbida en el punto P del material m (Figura C.1a).
- D_m^* la dosis absorbida en el punto P debida a los fotones primarios.
- D'_m la dosis absorbida en el centro de un mini-maniquí, P' , de material m , de espesor suficiente para alcanzar el máximo de acumulación electrónica (P y P' situados igualmente en el espacio) (Figura C.1b).

Obsérvese el significado de los denominadores en C.1. D_m^* es la dosis absorbida debida única-

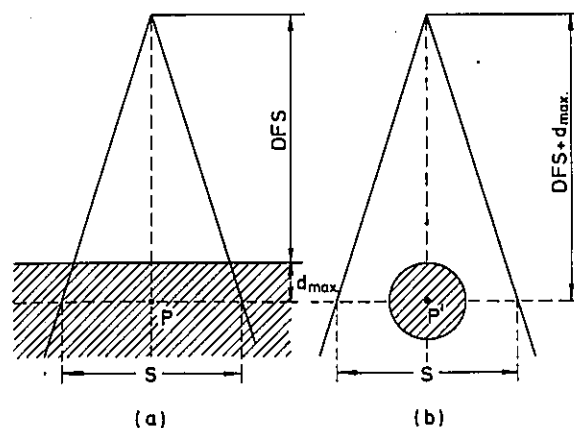


Figura C.1. Diagrama que ilustra la no equivalencia de los denominadores en las definiciones del factor de dispersión en el máximo (PSF) y de la razón tejido-aire (TAR), cuando este último se considera en la profundidad del máximo de dosis absorbida.

mente a los fotones primarios, con lo cual se excluye aquella dosis absorbida debida a los fotones dispersos producidos en el seno del maniquí, en tanto que a D'_m contribuyen tanto los fotones primarios como los dispersos producidos en el minimaniquí. A partir de la ecuación (A.4) se puede establecer de manera aproximada que:

$$D'_m/D_m^* \approx A'_{sc} \quad (C.2)$$

La aproximación nace de la diferencia de geometrías del material dispersor (punto situado en el máximo de dosis en el maniquí y punto rodeado de una miniesfera), y de considerar igual factor b_m para un espectro de fotones primarios que para un espectro de fotones primarios y dispersos. Aun teniendo en cuenta esta aproximación, la cuantía de A'_{sc} para la energía del ^{60}Co es suficientemente significativa (de 1 a 1,5%) para poder afirmar que de acuerdo con las definiciones de TAR y PSF, $\text{TAR}(S, d_{\max}) \neq \text{PSF}(S)$.

HENRY (1974) señala esta inconsistencia y analiza los inconvenientes y ventajas que supondría, bajo un punto de vista práctico y de clarificación de conceptos, la redefinición de uno de los dos, TAR o PSF, único modo por otra parte de evitar esta inconsistencia. PFALZNER (1981) sugiere correcciones y las cuantifica en el caso de aceptar las definiciones actuales o en el caso de redefinir el TAR para hacerlo consistente con el PSF. En esta misma línea, BURNS (1983) señala los defectos de la definición de ICRU sobre el TAR y plantea una nueva definición de la razón tejido-aire basada en la razón tejido-máximo (TMR) y en el factor de dispersión en el máximo (PSF). Volviendo al tema de la redefinición de uno de los dos conceptos, HENRY (1974) señala:

- a) «Una nueva definición del TAR que no incluyera una contribución indeterminada de fotones dispersos, en la magnitud de referencia (denominador en la definición), tendría algunas ventajas. Haría el concepto preciso e independiente de la forma del minimaniquí, y relegaría la contribución de fotones dispersos, en las medidas experimentales del TAR, al campo de las correcciones o de las incertidumbres.»
- b) «El TAR, de la manera en que está definido actualmente (ICRU, 1973), ha sido útil y podría seguir siéndolo en el campo de la dosimetría clínica. La costumbre de su empleo en medios clínicos y el uso de las tablas actualmente existentes se verían muchísimo menos afectadas si aceptásemos la definición del TAR dada por ICRU (reto-

cándola posiblemente de modo que se recogiera de manera explícita lo que se interpreta tradicionalmente⁽¹⁾ y restaurásemos la consistencia con el PSF, redefiniendo este último concepto. El factor de dispersión en el máximo podría ser el nombre dado al valor particular del TAR en el caso especial en que la profundidad del punto en el maniquí fuera igual a la profundidad del punto de normalización⁽²⁾.

Por otro lado, el mismo autor, en su objetivo de señalar ventajas e inconvenientes en la redefinición de uno de los conceptos, presenta también el procedimiento que se ha utilizado más frecuentemente en la determinación de valores del TAR en publicaciones como BJR Suplemento n.º 11 (BJR 11, 1972). En esta publicación como en su edición más reciente, BJR Suplemento n.º 17 (BJR 17, 1983), el TAR se ha obtenido por cálculo partiendo de los valores del porcentaje de dosis en profundidad P y del factor de dispersión en el máximo, PSF, según la expresión:

$$\text{TAR}(S, d) = \frac{1}{100} P \left[d, \text{DFS}, \frac{S}{(\text{DFS} + d)/\text{DFS}} \right] \cdot \text{PSF} \left[\frac{S}{(\text{DFS} + d)/\text{DFS}}, \frac{\text{DFS} + d}{\text{DFS} + d_0} \right] \quad (C.3)$$

donde S es el tamaño del campo en la profundidad d , d_0 es la profundidad del punto de normalización y DFS es la distancia fuente-superficie. A la vista de esta expresión cabría deducir que del denominador del TAR (S, d) se ha excluido A'_{sc} al objeto de evitar la inconsistencia con el PSF que aparece en su cálculo. Esto no ha sido así y todos los valores del TAR citados en la literatura, ya sean medidos experimentalmente o calculados a partir del PSF, han incluido en su determinación la contribución de los fotones dispersos en el minimaniquí (HENRY, 1974). Lo mismo ocurre con las medidas experimentales del TAR y PSF, que se han empleado adicionalmente a las ya existentes, en la confección de los valores del TAR que aparecen en la nueva edición del BJR (BJR 17, 1983).

A la vista de todo lo expuesto, y en tanto

⁽¹⁾ Según las presentes normas: miniesfera de material m .

⁽²⁾ En la energía del ^{60}Co y para un maniquí de agua, es usual tomar como punto de normalización la profundidad de 0,5 cm, profundidad que corresponde muy aproximadamente al máximo de dosis absorbida.

ICRU no considere una nueva redefinición de uno de los conceptos TAR o PSF y teniendo en cuenta, por otra parte, el procedimiento utilizado en la obtención de valores del TAR por parte de la edición más reciente del BJR, las presentes normas recomiendan el uso de la definición de la

razón tejido-aire dada básicamente por ICRU (ICRU, 1973). En aras de la consistencia, las presentes normas consideran asimismo al PSF como un nombre particular del TAR para el caso en que la profundidad del punto en el maniquí coincida con el punto de normalización⁽²⁾.

7. TABLAS

TABLA 7.1.—Cuadrados equivalentes a los campos rectangulares. (Apéndice A, BJR 17, 1983)

Eje largo cm	0.5	1	2	3	4	5	6	7	8	Eje corto, cm			12	13	14	15	16	17	18	19	20
0.5																					
1	0.5																				
2	0.7	1.0																			
3	0.9	1.4	2.0																		
4	1.0	1.6	2.4	3.0																	
5	1.1	1.7	2.7	3.4	4.0																
6	1.1	1.8	2.9	3.8	4.5	5.0															
7	1.2	1.9	3.1	4.1	4.8	5.5	6.0														
8	1.2	2.0	3.3	4.3	5.1	5.8	6.5	7.0													
9	1.2	2.1	3.4	4.5	5.4	6.2	6.9	7.5	8.0												
10	1.3	2.2	3.5	4.6	5.6	6.5	7.2	7.9	8.5	9.0											
11	1.3	2.2	3.6	4.8	5.8	6.7	7.5	8.2	8.9	9.5	10.0										
12	1.3	2.2	3.7	4.9	6.0	6.9	7.8	8.5	9.3	9.9	10.5	11.0									
13	1.3	2.2	3.7	5.0	6.1	7.1	8.0	8.8	9.6	10.3	10.9	11.5	12.0								
14	1.3	2.2	3.8	5.1	6.2	7.2	8.2	9.1	9.9	10.6	11.3	11.9	12.5	13.0							
15	1.3	2.3	3.8	5.1	6.3	7.4	8.4	9.3	10.1	10.9	11.6	12.3	12.9	13.5	14.0						
16	1.3	2.3	3.9	5.2	6.4	7.5	8.5	9.5	10.3	11.2	11.9	12.6	13.3	13.9	14.5	15.0					
17	1.3	2.3	3.9	5.3	6.5	7.6	8.6	9.6	10.5	11.4	12.2	12.9	13.7	14.3	14.9	15.5	16.0				
18	1.3	2.3	3.9	5.3	6.5	7.7	8.8	9.8	10.7	11.6	12.4	13.2	14.0	14.7	15.3	15.9	16.5	17.0			
19	1.4	2.3	4.0	5.4	6.6	7.8	8.9	9.9	10.9	11.8	12.6	13.5	14.3	15.0	15.7	16.3	16.9	17.5	18.0		
20	1.4	2.3	4.0	5.4	6.7	7.9	9.0	10.1	11.1	12.1	13.0	13.9	14.7	15.5	16.3	16.7	17.3	17.9	18.5	19.0	20.0
22	1.4	2.4	4.0	5.5	6.8	8.0	9.1	10.2	11.3	12.3	13.3	14.2	15.1	16.0	16.8	17.6	18.3	19.0	19.7	20.3	20.9
24	1.4	2.4	4.0	5.5	6.8	8.1	9.2	10.4	11.4	12.5	13.5	14.5	15.4	16.3	17.2	18.0	18.8	19.6	20.3	21.0	21.7
26	1.4	2.4	4.1	5.5	6.9	8.1	9.3	10.5	11.6	12.6	13.7	14.7	15.7	16.6	17.5	18.4	19.3	20.1	20.9	21.6	22.4
28	1.4	2.4	4.1	5.5	6.9	8.2	9.4	10.5	11.7	12.7	13.8	14.8	15.8	16.8	17.8	18.7	19.6	20.5	21.3	22.1	22.9
30	1.4	2.4	4.1	5.6	6.9	8.2	9.4	10.6	11.7	12.8	13.9	15.0	16.0	17.0	18.0	18.9	19.9	20.8	21.6	22.5	23.3
32	1.4	2.4	4.1	5.6	6.9	8.2	9.4	10.6	11.8	12.9	14.0	15.0	16.1	17.1	18.1	19.1	20.1	21.0	21.9	22.8	23.7
34	1.4	2.4	4.1	5.6	6.9	8.2	9.5	10.7	11.8	12.9	14.0	15.1	16.2	17.2	18.2	19.2	20.2	21.2	22.1	23.1	24.0
36	1.4	2.4	4.1	5.6	7.0	8.2	9.5	10.7	11.8	13.0	14.1	15.2	16.2	17.3	18.3	19.3	20.4	21.3	22.3	23.3	24.2
38	1.4	2.4	4.1	5.6	7.0	8.3	9.5	10.7	11.9	13.0	14.1	15.2	16.3	17.4	18.4	19.4	20.5	21.5	22.4	23.4	24.4
40	1.4	2.4	4.1	5.6	7.0	8.3	9.5	10.7	11.9	13.0	14.1	15.2	16.3	17.4	18.5	19.5	20.5	21.5	22.6	23.5	24.5
45	1.4	2.4	4.1	5.6	7.0	8.3	9.5	10.7	11.9	13.1	14.2	15.3	16.4	17.5	18.5	19.6	20.7	21.7	22.7	23.7	24.8
50	1.4	2.4	4.1	5.6	7.0	8.3	9.5	10.7	11.9	13.1	14.2	15.3	16.4	17.5	18.6	19.7	20.7	21.8	22.8	23.8	24.9
55	1.4	2.4	4.1	5.6	7.0	8.3	9.5	10.8	11.9	13.1	14.2	15.3	16.4	17.5	18.6	19.7	20.8	21.8	22.9	23.9	24.9
60	1.4	2.4	4.1	5.6	7.0	8.3	9.5	10.8	11.9	13.1	14.2	15.4	16.5	17.6	18.6	19.7	20.8	21.8	22.9	23.9	25.0
Inf.	1.4	2.4	4.1	5.6	7.0	8.3	9.5	10.8	11.9	13.1	14.2	15.4	16.5	17.6	18.6	19.7	20.8	21.9	22.9	24.0	25.0

Todas las dimensiones en cm.

(Tabla A.1 continuación)

Eje largo cm	22	24	26	28	30	32	Eje corto, cm			40	45	50	55	60
22	22.0						34	36	38					
24	22.9	24.0												
26	23.7	24.9	26.0											
28	24.4	25.7	26.9	28.0										
30	24.9	26.4	27.7	28.9	30.0									
32	25.4	26.9	28.4	29.7	30.9	32.0								
34	25.7	27.4	29.0	30.4	31.7	32.9	34.0							
36	26.0	27.8	29.4	31.0	32.4	33.7	34.9	36.0						
38	26.3	28.1	29.8	31.4	33.0	34.4	35.7	36.9	38.0					
40	26.4	28.3	30.1	31.8	33.5	35.0	36.4	37.7	38.9	40.0				
45	26.7	28.7	30.6	32.5	34.3	36.0	37.7	39.3	40.7	42.1	45.0			
50	26.9	28.9	30.9	32.8	34.7	36.6	38.4	40.2	41.9	43.5	47.1	50.0		
55	27.0	29.0	31.0	33.0	35.0	37.0	38.9	40.7	42.6	44.3	48.5	52.1	55.0	
60	27.0	29.1	31.1	33.1	35.1	37.1	39.1	41.0	43.0	44.8	49.4	53.5	57.1	60.0
Inf.	27.1	29.2	31.2	33.3	35.3	37.3	39.4	41.4	43.4	45.4	50.5	55.5	60.5	65.5

Todas las dimensiones en cm.

TABLA 7.2.—Porcentaje de dosis en profundidad y PSF (DFS=60 cm) (Sección 4, BJR 17, 1983)

T. de campo, cm PSF Profundidad cm	0 × 0 1.000	4 × 4 1.014	5 × 5 1.018	6 × 6 1.022	7 × 7 1.025	8 × 8 1.029	9 × 9 1.033	10 × 10 1.035
0.5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
1	95.2	96.8	97.0	97.3	97.5	97.6	97.7	97.8
2	86.3	90.3	91.0	91.5	91.9	92.2	92.4	92.6
3	78.3	83.8	84.7	85.4	86.0	86.3	86.6	87.0
4	71.0	77.6	78.6	79.4	80.1	80.6	81.0	81.5
5	64.4	71.5	72.7	73.7	74.6	75.2	75.7	76.2
6	58.6	65.8	67.0	68.1	69.1	69.8	70.5	71.1
7	53.2	60.4	61.8	63.0	64.0	64.8	65.5	66.2
8	48.4	55.5	56.9	58.1	59.2	60.0	60.7	61.4
9	44.0	50.9	52.4	53.6	54.7	55.6	56.4	57.1
10	40.0	46.7	48.1	49.3	50.5	51.5	52.2	53.0
11	36.5	42.8	44.3	45.4	46.4	47.3	48.2	49.0
12	33.2	39.4	40.7	41.8	42.9	43.9	44.7	45.5
13	30.2	36.1	37.3	38.5	39.6	40.5	41.4	42.2
14	27.5	33.2	34.3	35.6	36.5	37.4	38.2	39.0
15	25.1	30.4	31.6	32.6	33.6	34.5	35.3	36.1
16	22.9	28.0	29.1	30.0	31.0	31.9	32.7	33.5
17	20.9	25.7	26.7	27.7	28.7	29.5	30.3	31.0
18	19.1	23.6	24.6	25.6	26.5	27.3	28.0	28.7
19	17.4	21.6	22.6	23.5	24.4	25.2	25.9	26.6
20	15.9	19.9	20.8	21.6	22.4	23.2	23.9	24.6
22	13.3	16.8	17.7	18.4	19.2	19.9	20.5	21.2
24	11.1	14.3	15.0	15.7	16.4	17.0	17.6	18.2
26	9.3	12.0	12.7	13.4	14.0	14.6	15.1	15.7
28	7.8	10.3	10.8	11.4	12.1	12.5	13.0	13.5
30	6.5	8.7	9.3	9.7	10.2	10.7	11.2	11.7

T. de campo, cm PSF Profundidad cm	12 × 12 1.041	15 × 15 1.049	20 × 20 1.059	25 × 25 1.066	30 × 30 1.070
0.5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
1	97.8	97.9	97.9	98.0	98.1
2	92.8	93.0	93.2	93.4	93.6
3	87.3	87.7	88.2	88.5	88.8
4	82.1	82.6	83.3	83.7	84.0
5	76.9	77.7	78.6	79.0	79.4
6	71.9	72.9	73.8	74.5	74.9
7	67.2	68.2	69.3	69.9	70.5
8	62.5	63.7	65.0	65.9	66.4
9	58.2	59.5	60.9	61.8	62.5
10	54.2	55.5	57.0	58.0	58.7
11	50.3	51.6	53.3	54.3	55.1
12	46.8	48.2	49.8	50.9	51.7
13	43.4	44.9	46.6	47.8	48.6
14	40.3	41.8	43.6	44.7	45.6
15	37.4	38.9	40.7	41.9	42.8
16	34.8	36.3	38.1	39.2	40.2
17	32.3	33.7	35.5	36.7	37.6
18	29.9	31.4	33.1	34.3	35.2
19	27.8	29.2	30.9	32.1	33.1
20	25.7	27.2	28.8	30.0	31.0
22	22.2	23.6	25.2	26.4	27.3
24	19.2	20.5	22.0	23.2	24.0
26	16.6	17.8	19.2	20.3	21.1
28	14.4	15.5	16.9	17.9	18.6
30	12.4	13.4	14.8	15.7	16.3

TABLA 7.3.—Porcentaje de dosis en profundidad y PSF (DFS=80 cm) (Sección 4, BJR 17, 1983)

T. de campo, cm PSF	0 × 0	4 × 4	5 × 5	6 × 6	7 × 7	8 × 8	9 × 9	10 × 10
Profundidad cm	1.000	1.014	1.018	1.022	1.025	1.029	1.033	1.035
0.5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
1	95.6	97.2	97.5	97.7	97.8	97.9	98.0	98.1
2	87.3	91.4	92.1	92.6	93.0	93.2	93.4	93.7
3	79.9	85.4	86.3	87.0	87.6	88.0	88.4	88.7
4	73.0	79.7	80.7	81.6	82.3	82.8	83.2	83.7
5	66.7	73.9	75.2	76.2	77.1	77.8	78.3	78.8
6	61.1	68.4	69.7	70.8	71.9	72.6	73.3	73.9
7	55.8	63.3	64.7	66.0	67.0	67.9	68.6	69.3
8	51.1	58.5	59.9	61.2	62.3	63.2	64.0	64.7
9	46.8	53.9	55.5	56.8	57.9	58.8	59.7	60.5
10	42.9	49.7	51.2	52.5	53.8	54.8	55.7	56.4
11	39.3	45.9	47.4	48.7	49.8	50.7	51.6	52.5
12	36.0	42.4	43.8	45.0	46.2	47.2	48.1	48.9
13	33.0	39.1	40.4	41.6	42.8	43.8	44.7	45.6
14	30.2	36.1	37.3	38.7	39.7	40.7	41.6	42.4
15	27.7	33.2	34.5	35.7	36.7	37.6	38.5	39.4
16	25.4	30.8	31.9	33.0	34.0	35.0	35.9	36.8
17	23.3	28.3	29.5	30.5	31.5	32.5	33.3	34.1
18	21.4	26.2	27.3	28.3	29.3	30.2	30.9	31.7
19	19.6	24.1	25.1	26.1	27.1	28.0	28.8	29.5
20	18.0	22.2	23.2	24.1	25.0	25.8	26.6	27.4
22	15.2	19.0	19.9	20.7	21.5	22.3	23.0	23.7
24	12.8	16.2	17.0	17.7	18.5	19.2	19.9	20.5
26	10.8	13.8	14.5	15.2	15.9	16.6	17.2	17.8
28	9.1	11.8	12.5	13.1	13.8	14.4	14.9	15.4
30	7.7	10.1	10.7	11.2	11.8	12.3	12.8	13.3

T. de campo, cm PSF	12 × 12	15 × 15	20 × 20	25 × 25	30 × 30	35 × 35	40 × 40	45 × 45
Profundidad cm	1.041	1.049	1.059	1.066	1.070	1.074	1.077	1.079
0.5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
1	98.2	98.3	98.3	98.4	98.5	98.5	98.6	98.7
2	93.9	94.1	94.3	94.5	94.7	94.8	94.9	95.0
3	89.1	89.5	90.1	90.3	90.5	90.6	90.7	90.8
4	84.3	84.9	85.6	86.0	86.3	86.5	86.7	86.9
5	79.5	80.3	81.3	81.7	82.1	82.4	82.7	82.9
6	74.9	75.9	76.9	77.5	78.1	78.4	78.7	78.9
7	70.3	71.5	72.6	73.3	73.9	74.3	74.7	74.9
8	65.8	67.1	68.6	69.5	70.1	70.5	70.9	71.2
9	61.7	63.0	64.6	65.6	66.3	66.8	67.2	67.5
10	57.7	59.2	60.8	61.9	62.6	63.2	63.7	64.1
11	53.8	55.3	57.2	58.3	59.1	59.8	60.3	60.7
12	50.3	51.9	53.7	55.0	55.8	56.5	57.0	57.4
13	47.0	48.6	50.5	51.8	52.8	53.4	54.0	54.5
14	43.7	45.4	47.4	48.7	49.8	50.5	51.1	51.6
15	40.8	42.5	44.5	45.9	46.9	47.6	48.2	48.7
16	38.1	39.7	41.8	43.2	44.2	45.0	45.7	46.3
17	35.5	37.1	39.2	40.5	41.6	42.4	43.1	43.7
18	33.1	34.7	36.7	38.1	39.2	39.9	40.6	41.2
19	30.8	32.4	34.4	35.8	36.9	37.7	38.4	39.0
20	28.7	30.2	32.2	33.5	34.7	35.5	36.2	36.8
22	25.0	26.5	28.4	29.8	30.8	31.5	32.1	32.7
24	21.7	23.1	24.9	26.2	27.3	28.1	28.7	29.3
26	18.9	20.2	21.9	23.2	24.2	24.9	25.4	25.9
28	16.4	17.7	19.3	20.6	21.5	22.1	22.6	23.0
30	14.2	15.4	17.0	18.2	19.0	19.6	19.9	20.2

TABLA 7.4.—Porcentaje de dosis en profundidad y PSF (DFS = 100 cm) (Sección 4, BJR 17, 1983)

T. de campo, cm PSF Profundidad cm	0 × 0 1.000	4 × 4 1.014	5 × 5 1.018	6 × 6 1.022	7 × 7 1.025	8 × 8 1.029	9 × 9 1.033	10 × 10 1.035
0.5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
1	95.8	97.5	97.7	98.0	98.2	98.3	98.4	98.5
2	88.0	92.1	92.8	93.2	93.6	93.8	94.0	94.3
3	80.8	86.4	87.3	88.1	88.6	89.0	89.3	89.7
4	74.2	81.0	82.0	82.9	83.6	84.1	84.5	85.0
5	68.2	75.4	76.7	77.7	78.6	79.3	79.8	80.4
6	62.7	70.1	71.4	72.6	73.6	74.4	75.1	75.8
7	57.5	65.1	66.6	67.8	68.9	69.8	70.5	71.2
8	52.9	60.4	61.9	63.1	64.3	65.2	66.0	66.8
9	48.6	55.9	57.5	58.8	60.0	61.0	61.9	62.7
10	44.7	51.7	53.3	54.6	55.9	57.0	57.9	58.7
11	41.1	47.9	49.4	50.8	52.0	52.9	53.9	54.8
12	37.8	44.4	45.9	47.1	48.3	49.4	50.4	51.2
13	34.8	41.1	42.5	43.7	44.9	46.0	47.0	47.9
14	32.0	38.1	39.4	40.7	41.9	42.8	43.7	44.6
15	29.5	35.2	36.5	37.7	38.8	39.7	40.7	41.6
16	27.1	32.7	33.9	35.0	36.0	37.1	38.0	38.9
17	24.9	30.1	31.4	32.5	33.5	34.5	35.4	36.2
18	23.0	27.9	29.1	30.2	31.3	32.1	33.0	33.8
19	21.1	25.8	26.9	27.9	28.9	29.9	30.7	31.5
20	19.5	23.9	24.9	25.9	26.8	27.6	28.5	29.3
22	16.6	20.5	21.5	22.3	23.2	24.0	24.7	25.5
24	14.1	17.6	18.4	19.2	20.0	20.7	21.4	22.2
26	11.9	15.0	15.8	16.5	17.3	18.0	18.6	19.3
28	10.1	12.9	13.6	14.3	15.0	15.7	16.2	16.8
30	8.6	11.1	11.8	12.3	12.9	13.5	14.0	14.6

T. de campo, cm PSF Profundidad cm	12 × 12 1.041	15 × 15 1.049	20 × 20 1.059	25 × 25 1.066	30 × 30 1.070	35 × 35 1.074	40 × 40 1.077	50 × 50 1.080
0.5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
1	98.5	98.6	98.6	98.7	98.7	98.8	98.9	99.3
2	94.5	94.8	95.0	95.2	95.4	95.5	95.6	96.0
3	90.1	90.5	91.1	91.4	91.6	91.7	91.8	92.4
4	85.7	86.3	87.0	87.4	87.7	88.0	88.3	88.8
5	81.1	82.0	83.0	83.4	83.9	84.1	84.4	85.2
6	76.7	77.8	78.8	79.5	80.0	80.4	80.7	81.4
7	72.3	73.5	74.7	75.5	76.1	76.5	76.9	77.7
8	68.0	69.3	70.8	71.8	72.5	72.9	73.3	74.3
9	64.0	65.3	67.0	68.0	68.8	69.3	69.8	70.7
10	60.0	61.6	63.3	64.4	65.2	65.8	66.3	67.3
11	56.2	57.8	59.7	60.9	61.8	62.5	63.0	64.0
12	52.7	54.3	56.3	57.6	58.6	59.2	59.8	60.9
13	49.3	51.0	53.1	54.5	55.6	56.2	56.8	57.9
14	46.1	47.8	50.0	51.4	52.5	53.3	53.9	54.9
15	43.1	44.9	47.1	48.6	49.7	50.5	51.1	52.1
16	40.4	42.1	44.3	45.8	47.0	47.9	48.5	49.5
17	37.7	39.4	41.6	43.2	44.4	45.3	46.0	46.9
18	35.2	37.0	39.2	40.7	41.9	42.7	43.4	44.3
19	32.9	34.6	36.8	38.4	39.6	40.4	41.2	42.1
20	30.7	32.4	34.5	36.0	37.3	38.1	38.9	39.7
22	26.9	28.4	30.6	32.1	33.3	34.1	34.8	35.7
24	23.4	24.9	27.0	28.4	29.7	30.5	31.2	32.0
26	20.5	21.9	23.8	25.2	26.4	27.2	27.9	28.5
28	17.8	19.3	21.1	22.5	23.6	24.3	24.9	25.5
30	15.6	16.9	18.6	19.9	20.9	21.6	22.1	22.6

TABLA 7.5.—Porcentaje de dosis en profundidad y PSF (DFS=120 cm) (Sección 4, BJR 17, 1983)

T. de campo, cm PSF Profundidad cm	0 × 0 1.000	10 × 10 1.035	15 × 15 1.049	20 × 20 1.059	25 × 25 1.066	30 × 30 1.070	35 × 35 1.074	40 × 40 1.077	50 × 50 1.080	60 × 60 1.083
0.5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
1	96.0	98.6	98.7	98.7	98.8	98.9	99.0	99.1	99.5	99.7
2	88.4	94.8	95.3	95.5	95.7	95.9	96.0	96.1	96.4	96.8
3	81.5	90.4	91.2	91.9	92.1	92.3	92.5	92.7	93.1	93.6
4	75.1	85.9	87.2	87.9	88.3	88.7	89.0	89.3	89.8	90.3
5	69.1	81.5	83.1	84.1	84.6	85.1	85.3	85.6	86.4	86.9
6	63.7	77.0	79.1	80.1	80.8	81.4	81.7	82.0	82.8	83.4
7	58.7	72.6	75.0	76.2	77.0	77.6	78.0	78.4	79.3	79.9
8	54.1	68.2	70.9	72.4	73.4	74.1	74.5	74.9	75.9	76.5
9	49.9	64.2	67.0	68.7	69.7	70.6	71.1	71.5	72.5	73.1
10	46.1	60.3	63.2	65.0	66.2	67.1	67.7	68.2	69.2	69.7
11	42.5	56.4	59.5	61.5	62.8	63.7	64.4	65.0	66.0	66.6
12	39.2	52.9	56.1	58.1	59.5	60.5	61.2	61.8	62.8	63.5
13	36.1	49.5	52.8	55.0	56.4	57.5	58.3	58.9	60.0	60.6
14	33.3	46.2	49.6	51.9	53.3	54.5	55.3	56.0	57.1	57.6
15	30.8	43.2	46.6	48.9	50.5	51.7	52.5	53.2	54.3	54.8
16	28.3	40.5	43.8	46.2	47.7	49.0	49.9	50.6	51.6	52.0
17	26.1	37.8	41.1	43.5	45.0	46.3	47.3	48.0	49.1	49.4
18	24.2	35.3	38.6	40.9	42.5	43.9	44.7	45.5	46.5	46.9
19	22.3	33.0	36.2	38.5	40.2	41.5	42.5	43.2	44.3	44.6
20	20.6	30.7	33.9	36.2	37.8	39.2	40.1	40.9	41.9	42.3
22	17.6	26.8	29.9	32.2	33.8	35.2	36.0	36.7	37.7	38.2
24	15.0	23.4	26.3	28.5	30.1	31.4	32.3	33.1	34.0	34.4
26	12.7	20.4	23.2	25.2	26.7	28.0	28.9	29.6	30.5	30.8
28	10.9	17.8	20.4	22.4	23.9	25.1	25.9	26.6	27.3	27.6
30	9.3	15.5	17.9	19.8	21.3	22.4	23.1	23.7	24.3	24.7

TABLA 7.6.—Porcentaje de dosis en profundidad y PSF (DFS=140 cm) (Sección 4, BJR 17, 1983)

T. de campo, cm PSF Profundidad cm	0 × 0 1.000	10 × 10 1.035	20 × 20 1.059	25 × 25 1.066	30 × 30 1.070	35 × 35 1.074	40 × 40 1.077	50 × 50 1.080	60 × 60 1.083	75 × 75 1.088
0.5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
1	96.1	98.7	98.8	98.9	99.0	99.1	99.2	99.6	99.9	100.1
2	88.7	95.1	95.8	96.0	96.2	96.4	96.5	96.8	97.1	97.3
3	82.0	90.9	92.4	92.6	92.8	93.0	93.2	93.6	94.1	94.4
4	75.7	86.6	88.6	89.0	89.4	89.7	90.0	90.5	91.0	91.4
5	69.9	82.3	85.0	85.5	85.8	86.1	86.4	87.2	87.8	88.2
6	64.5	77.9	81.1	81.8	82.4	82.7	83.0	83.7	84.4	84.9
7	59.6	73.6	77.3	78.1	78.7	79.2	79.6	80.4	81.0	81.3
8	55.1	69.3	73.6	74.6	75.3	75.8	76.3	77.2	77.8	78.2
9	50.9	65.4	69.9	71.0	71.9	72.5	72.9	73.8	74.5	74.9
10	47.0	61.4	66.3	67.5	68.4	69.0	69.6	70.6	71.2	71.7
11	43.5	57.6	62.8	64.2	65.1	65.8	66.5	67.5	68.1	68.8
12	40.1	54.1	59.5	60.9	62.0	62.7	63.4	64.4	65.1	65.7
13	37.1	50.7	56.3	57.8	59.0	59.8	60.4	61.6	62.2	62.8
14	34.3	47.5	53.3	54.8	56.0	56.8	57.5	58.7	59.2	59.7
15	31.7	44.4	50.3	51.9	53.2	54.1	54.8	55.9	56.5	57.0
16	29.3	41.6	47.6	49.2	50.5	51.4	52.2	53.3	53.7	53.9
17	27.1	38.9	44.8	46.5	47.8	48.8	49.6	50.7	51.1	51.5
18	25.1	36.4	42.3	43.9	45.3	46.3	47.0	48.1	48.6	49.0
19	23.2	34.1	39.8	41.6	42.9	44.0	44.7	45.9	46.3	46.5
20	21.4	31.8	37.5	39.2	40.6	41.6	42.4	43.5	44.0	44.5
22	18.4	27.8	33.4	35.1	36.6	37.5	38.2	39.3	39.8	40.5
24	15.7	24.3	29.6	31.3	32.7	33.7	34.5	35.5	36.0	36.5
26	13.4	21.3	26.3	27.9	29.3	30.3	31.0	32.0	32.3	32.7
28	11.5	18.6	23.4	25.0	26.3	27.2	27.9	28.8	29.0	29.4
30	9.8	16.2	20.8	22.3	23.5	24.3	24.9	25.7	26.1	26.6

TABLA 7.7.—Razón tejido-aire (TAR) (Sección 4, BJR 17, 1983).

T. de campo, cm Profundidad cm	0	4 × 4	5 × 5	6 × 6	7 × 7	8 × 8	9 × 9	10 × 10	12 × 12
0.5	1.000	1.014	1.018	1.022	1.025	1.029	1.033	1.035	1.041
1	0.968	0.998	1.004	1.011	1.016	1.021	1.025	1.029	1.035
2	0.906	0.961	0.972	0.981	0.988	0.994	0.999	1.005	1.013
3	0.849	0.919	0.932	0.944	0.953	0.961	0.968	0.974	0.984
4	0.795	0.877	0.892	0.905	0.915	0.925	0.933	0.940	0.953
5	0.744	0.832	0.849	0.864	0.876	0.888	0.897	0.905	0.919
6	0.697	0.787	0.805	0.820	0.835	0.847	0.858	0.868	0.884
7	0.652	0.743	0.763	0.780	0.795	0.808	0.820	0.830	0.848
8	0.611	0.702	0.721	0.738	0.754	0.768	0.780	0.791	0.810
9	0.572	0.660	0.680	0.699	0.715	0.729	0.742	0.755	0.775
10	0.536	0.620	0.642	0.659	0.676	0.692	0.706	0.718	0.738
11	0.502	0.585	0.604	0.623	0.639	0.654	0.663	0.680	0.702
12	0.470	0.550	0.570	0.587	0.603	0.618	0.632	0.646	0.668
13	0.440	0.517	0.536	0.553	0.569	0.584	0.598	0.612	0.635
14	0.412	0.487	0.505	0.521	0.539	0.553	0.566	0.579	0.602
15	0.386	0.457	0.474	0.491	0.507	0.520	0.533	0.547	0.571
16	0.361	0.431	0.448	0.463	0.477	0.491	0.505	0.518	0.542
17	0.338	0.403	0.420	0.436	0.450	0.463	0.477	0.490	0.512
18	0.317	0.380	0.395	0.410	0.425	0.439	0.451	0.463	0.485
19	0.297	0.356	0.370	0.385	0.399	0.412	0.425	0.438	0.459
20	0.278	0.335	0.348	0.362	0.375	0.387	0.399	0.411	0.433
22	0.244	0.297	0.308	0.321	0.333	0.344	0.356	0.367	0.388
24	0.214	0.260	0.272	0.284	0.295	0.305	0.316	0.326	0.346
26	0.187	0.230	0.239	0.250	0.261	0.270	0.281	0.291	0.309
28	0.164	0.203	0.212	0.222	0.231	0.240	0.250	0.260	0.276
30	0.144	0.178	0.187	0.196	0.205	0.213	0.221	0.229	0.245

T. de campo, cm Profundidad cm	15 × 15	20 × 20	25 × 25	30 × 30	35 × 35	40 × 40	50 × 50	60 × 60	75 × 75
0.5	1.049	1.059	1.066	1.070	1.074	1.077	1.080	1.083	1.088
1	1.044	1.054	1.062	1.067	1.071	1.076	1.083	1.089	1.097
2	1.024	1.036	1.045	1.051	1.056	1.060	1.067	1.074	1.081
3	0.996	1.013	1.022	1.029	1.034	1.038	1.047	1.055	1.063
4	0.967	0.985	0.996	1.004	1.010	1.017	1.025	1.035	1.044
5	0.936	0.957	0.969	0.978	0.984	0.990	1.002	1.011	1.021
6	0.904	0.925	0.940	0.950	0.958	0.964	0.975	0.986	0.996
7	0.870	0.893	0.908	0.920	0.928	0.935	0.948	0.959	0.967
8	0.834	0.861	0.879	0.892	0.900	0.907	0.922	0.933	0.942
9	0.799	0.828	0.847	0.861	0.871	0.879	0.893	0.905	0.914
10	0.765	0.795	0.816	0.830	0.841	0.850	0.866	0.876	0.886
11	0.729	0.762	0.784	0.800	0.811	0.821	0.837	0.849	0.860
12	0.696	0.730	0.753	0.770	0.782	0.792	0.810	0.821	0.832
13	0.663	0.699	0.723	0.741	0.755	0.765	0.783	0.795	0.806
14	0.630	0.668	0.693	0.711	0.726	0.737	0.756	0.767	0.776
15	0.600	0.638	0.664	0.683	0.698	0.710	0.729	0.740	0.750
16	0.571	0.609	0.636	0.655	0.671	0.684	0.704	0.714	0.720
17	0.542	0.580	0.607	0.627	0.644	0.657	0.678	0.688	0.695
18	0.514	0.553	0.580	0.600	0.618	0.630	0.651	0.661	0.669
19	0.488	0.526	0.553	0.575	0.592	0.606	0.627	0.639	0.644
20	0.462	0.500	0.527	0.548	0.566	0.580	0.602	0.613	0.622
22	0.416	0.453	0.481	0.503	0.522	0.535	0.554	0.567	0.578
24	0.373	0.409	0.437	0.458	0.477	0.492	0.513	0.525	0.534
26	0.335	0.370	0.396	0.417	0.436	0.451	0.472	0.483	0.490
28	0.299	0.334	0.360	0.382	0.400	0.414	0.434	0.445	0.451
30	0.268	0.300	0.326	0.347	0.365	0.378	0.396	0.406	0.415

REFERENCIAS

- AAPM (1971). American Association of Physicists in Medicine. «Protocol for the dosimetry of X and gamma ray beams with maximum energies between 0,6 and 50 MeV». *Phys. Med. Biol.* 16, 379.
- ADAMS, G. D. (1962). «On the use of thimble chambers in phantoms». *Radiology* 78, 77.
- ANDERSON, D. W. (1976). «Conversion from exposure to dose for megavoltage beams under 3 MeV». *Phys. Med. Biol.* 21, 524.
- ATTIX, F. H. (1979). «The partition of kerma to account for bremsstrahlung». *Health Phys.* 36, 347.
- BJR 11 (1972). Supplement no. 11. «Central axis depth dose data for use in Radiotherapy». The British Institute of Radiology, London.
- BJR 17 (1983). Supplement no. 17. «Central axis depth dose data for use in Radiotherapy». The British Institute of Radiology, London.
- BOAG, J. W. (1966). «Ionization Chambers», p. 1 de «Radiation Dosimetry», vol. II. Attix and Roesch Eds., Academic Press, New York.
- BOND, J. E.; NATH, R.; SCHULZ, R. J. (1978). «Monte Carlo calculation of the wall correction factors for ionization chambers and A_{eq} for Co-60 gamma rays». *Med. Phys.* 5, 422.
- BURNS, J. E. (1983). «Definition of tissue-air ratio». Apéndice F de BJR 17 (1983).
- CCEMRI (1977). Comité Consultatif pour les étalons de mesure des rayonnements ionisants. Section I. Recommendation R(1)-6, «Correction d'humidité». Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres.
- CDR (1981). C. D. R. Informe interno CDR E5/81. «Evaluación de la encuesta» (J. Gultresa). Comité de Dosimetría en Radioterapia de la SEFM.
- CUNNINGHAM, J. R.; JOHNS, H. E. (1970). «The calculation of absorbed dose from exposure measurement. Practical problems in dosimetry». *Phys. Med. Biol.* 15, 71.
- CUNNINGHAM, J. R.; SONTAG, M. R. (1980). «Displacement corrections used in absorbed dose determination». *Med. Phys.* 7, 672.
- HENRY, W. H. (1974). «Tissue-air ratio, peak scatter factor and consistency». *Phys. Med. Biol.* 19, 43.
- HPA (1969). The Hospital Physicists Association. A «code of practice for the dosimetry of 2 to 35 MV X-Ray and Cs-137 and Co-60 gamma ray beams». *Phys. Med. Biol.* 14, 1.
- HOLT, J. G.; FLEISCHMAN, R. C.; PERRY, D. J.; BUFFA, A. (1979). «Examination of the factors A_c and A_{eq} for cylindrical ion chambers used in cobalt-60 beams». *Med. Phys.* 6, 280.
- HUBBELL, J. H. (1977). «Photon mass attenuation and mass energy-absorption coefficients for H, C, N, O, Ar, and seven mixtures from 0,1 KeV to 20 MeV». *Radiat. Res.* 70, 58.
- HUMPHRIES, L. J. (1981). «Dosimetric instrumentation». AAPM Continuing Education Workshop, Electron linear accelerators in radiation therapy III, February 1981. Anaheim, California.
- IBBOTT, G. S.; BARNES, J. E.; HALL, G. R.; HENDEE, W. R. (1975). «Stem corrections for ionization chambers». *Med. Phys.* 2, 328.
- ICRU (1962). I. C. R. U. Report 10b, «Physical aspects of irradiation». International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington D. C.
- ICRU (1963). I. C. R. U. Report 10d, «Clinical Dosimetry». International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington D. C.
- ICRU (1969). I. C. R. U. Report 14, «Radiation Dosimetry: X rays and gamma rays with maximum photon energies between 0,6 and 50 MeV». International Commission on Radiation Units and Measurements. Washington D. C.
- ICRU (1973). I. C. R. U. Report 23, Versión española (1982). «Medida de la dosis absorbida en un maniquí irradiado por un haz único de rayos X o gamma». Junta de Energía Nuclear, Madrid.
- ICRU (1976). I. C. R. U. Report 24, Versión española (1982). «Determinación de la dosis absorbida en un paciente irradiado mediante procedimientos radioterapéuticos con haces de rayos X o gamma». Junta de Energía Nuclear, Madrid.
- ICRU (1978). I. C. R. U. Report 29, «Dose specification for reporting external beam therapy with photon and electrons». International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington D. C. (Versión española en preparación.)
- ICRU (1979). I. C. R. U. Report 31, «Average energy required to produce an ion pair». International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington D. C.
- ICRU (1980). I. C. R. U. Report 33, «Radiation quantities and units». International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington D. C. (Versión española en preparación.)
- JAYARAMAN, S. (1976). «An estimate of the Co-60 gamma attenuation in the small phantom employed in the definition of tissue air ratio». *Strahlentherapie*, 151, 172.
- MASSEY, J. B. (1970). «Manual de Dosimetría en Radioterapia». Colección de Informes Técnicos n.º 110. Organismo Internacional de Energía Atómica, Vienna.
- NACP (1972). Recommendations of the Nordic Association of Clinical Physics, «Procedures in radiation

- therapy dosimetry with 5 to 50 MeV electrons and roentgen and gamma rays with maximum photon energies between 1 MeV and 50 MeV». *Acta Radiol. Ther. Phys. Biol.* **11**, 603.
- NCRP (1981). N. C. R. P. Report 69, «Dosimetry of X-ray and gamma ray beams for radiation therapy in the energy range 10 KeV to 50 MeV». National Council on Radiation Protection and Measurements, Washington D. C.
- OIEA (1962). I. A. E. A. Technical Report Series n.º 8, «Single field isodose charts for high energy radiation: An international guide». International Atomic Energy Agency, Vienna.
- ORTON, C. G.; SEIBERT, J. B. (1974). «Victoreen R-meter linearity and the stem/end-cap effect». *Radiology* **110**, 732.
- PFALZNER, P. M. (1981). «A revised equation relating tissue-air ratio to per cent depth-dose». *Phys. Med. Biol.* **26**, 510.
- SEFM (1984). Sociedad Española de Física Médica. Publicación n.º 1. «Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en radioterapia de haces externos». Comité de Dosimetría en Radioterapia de la S. E. F. M.
- WEBSTER, E. W.; TSIEN, K. G. (1965). «Atlas of radiation dose distributions». Vol. I, «Single Field Isodose Charts». International Atomic Energy Agency, Vienna.