Procedimientos
recomendados para la
dosimetría de fotones
y electrones de energías
comprendidas entre
1 MeV y 50 MeV
en radioterapia de
haces externos



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

Depósito Legal M-42375-1984 Imprime: Gráficas NETOR 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 Clinico 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 esa 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 expresar su más sincero agradecimiento a A. Brahme (Instituto Karolinska, Estocolmo) y a A. E. Nahum (Universidad de Umeå) por su amable colaboración en temas específicos así como 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:

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

INDICE

	· ·	Pág
Pre	eámbulo	VII
	ta de símbolos y siglas utilizados	
1.	Introducción	. 1
2.	Métodos de medida e instrumentación 2.1. Métodos de medida 2.2. Instrumentación 2.2.1. Cámaras 2.2.2. Electrómetros 2.2.3. Recombinación de iones 2.3. Laboratorio Oficial de Metrología	3 3 4 5
	Unidad generadora de radiación 3.1. Geometría del haz 3.1.1. Eje del haz. 3.1.2. Campo de radiación 3.1.3. Fuente efectiva. 3.2. Tiempo de irradiación	7 7 7 8 10
	Dosis absorbida 4.1. Principio de medida 4.2. Influencia del detector 4.3. Dosis absorbida en el aire de la cavidad 4.4. Factor de calibración N _D . Lectura corregida del electrómetro 4.5. Deducción del factor de calibración N _D . Relación con N _X y N _K . 4.6. Determinación de N _D para cámaras cilíndricas 4.7. Determinación de N _D para cámaras plano-paralelas. 4.8. Expresión general de la dosis absorbida	12 13 16 16 18 19 21
5.	Determinación de la energía en aceleradores. 5.1. Especificación de la energía de un haz de electrones. 5.2. Determinación práctica de la energía de un haz de electrones. 5.3. Especificación de la energía de un haz de fotones.	23 25
6.	Determinación de la dosis absorbida en agua 6.1. Medio irradiado 6.2. Puntos de calibración. 6.3. Determinación de la dosis absorbida en el punto de calibración 6.3.1. Haces de electrones 6.3.2. Haces de fotones 6.3.3. Incertidumbre de la determinación 6.4. Determinación de la dosis absorbida en otros puntos 6.4.1. Distribución en el eje del haz 6.4.2. Distribuciones de isodosis.	29 31 31 32 35 37 38
7.	Controles periódicos de la unidad de tratamiento	. 40 . 41

			Pág.
7.4. 7.5.	Con	nprobación de la tasa de dosis absorbidataminación y fugas	42 42
Apéndice	A .	Medios mínimos y medios recomendados	44
Apéndice	B. B. 1. B. 2. B. 3. B. 4. B. 5.	Cámaras de ionización y electrómetros en un Servicio de Física Cámaras de ionización Cables. Electrómetros Lector. Fuente de comprobación de la estabilidad de una cámara.	50 50 52
	C. C.1. C.2. C.3. C.4.	El factor de corrección por saturación. Determinación teórica de k_s en haces pulsados. Formulación de Boag Determinación experimental de k_s en haces pulsados Determinación experimental de k_s en haces pulsados y barridos Determinación experimental de k_s en haces de radiación continua	54 54 56 56 63
Apéndice	D.	El tiempo efectivo de irradiación	65
	E.1. E.2. E.3. E.4.	Relación de N_D con los factores de calibración en unidades de exposición y de kerma N_X y N_K	68 68 70 71 71
	F. F.1. F.2. F.3. F.4. F.5. F.6. F.7. F.8. F.9.	Comprobación y determinación de la geometría de una unidad de tratamiento. Alineación del haz luminoso y del retículo sobre el eje del colimador. Simetría de los colimadores. Verificación de la posición del isocentro mecánico. Coincidencia de los haces luminoso y de radiación. Determinación del eje del haz de radiación. Verificación del isocentro del haz de radiación. Mesa de tratamiento. Uniformidad del haz. Determinación de la fuente virtual puntual y del foco geométrico.	72 72 73 74 74 75 76 76 76
•	G.1. G.2.	Determinación de $N_{\rm D}$ de una cámara por comparación con una cámara de $N_{\rm D}$ conocido	78 78 79 80
Apéndice		Ejemplos.	82
Glosario		rminos	91
			95
		flujo	99

PREAMBULO

En la mayor parte de los países avanzados, el papel del físico en el campo de la radioterapia ha sido comprendido y sus cometidos están claramente establecidos. Cuando se decide poner a disposición de una comunidad una instalación de radioterapia, simultáneamente a la presencia de un radioterapeuta se requiere la de un físico. En efecto, una instalación bien manejada, puesta bajo la responsabilidad de un físico dotado de una instrumentación completa y ayudado por personal bien preparado, puede garantizar unos límites de variación aceptables en las dosis absorbidas suministradas en todas las circunstancias de interés clínico. En general al físico le basta para ello seguir fielmente cualquiera de los procedimientos recomendados en la literatura científica y en particular en algunos de los protocolos publicados. bien sea por su asociación nacional de físicos de hospital, por las de otros países o por algún organismo internacional de prestigio.

En España, a finales de 1979, había cerca de noventa instalaciones de radioterapia funcionando en la zona denominada de alta energía (137Cs, 60 Co y aceleradores). Aproximadamente la mitad de las instalaciones disponían de personal físico y es bien sabido que no todas ellas estaban dotadas de los medios materiales suficientes para garantizar una dosimetría uniforme en el tiempo y consistente a escala internacional. En esta situación, el físico español ha seguido alguno de los procedimientos señalados en protocolos extranjeros, siempre y cuando fueran compatibles con los medios materiales que tenía a su alcance.

En esa misma época la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), valorando previamente una serie de circunstancias, como la participación cada vez más elevada del físico en las tareas de la radioterapia, el número relativamente elevado de instalaciones en nuestro país y la valiosa aportación que representaba la existencia de un laboratorio oficial de metrología en el campo de las radiaciones, decidió dar los primeros pasos tendentes a la elaboración de un protocolo español. Obviamente, esos pasos tenían que empezar por un conocimiento suficiente de la situación española en cuanto a medios humanos y materiales se refiere. Ambas tareas fueron encomendadas al Comité de Dosimetría en Radioterapia (CDR) que

con este fin se creó como grupo de trabajo dependiente de la SEFM. Habida cuenta del elevado número de tratamientos dispensados con unidades de alta energía y de la diferencia de procedimientos dosimétricos establecidos actualmente entre esta zona y las denominadas de terapia superficial y convencional o profunda, este Comité creyó conveniente, y así lo aceptó la SEFM, recoger prioritariamente las radiaciones y energías a que hace referencia el presente documento.

En este primer protocolo español se ha pretendido abarcar en su texto o bien mediante apéndices o adecuadas referencias a abundante bibliografía, aquellas parcelas de la dosimetría práctica que este Comité ha creído conveniente destacar. a la vista de las conclusiones derivadas de la evaluación de una encuesta (CDR, 1981). Eso explica la presencia de una cierta línea docente en aspectos concretos, como dosimetría teórica, factores de corrección y medios instrumentales. Asimismo, se ha creído conveniente incluir un «Glosario de términos» y no solamente por lo eficaz que resulta una definición precisa de un término, sino también por la conveniencia de que todos usemos una misma terminología científica. En este mismo sentido apunta el comienzo de la traducción al castellano de diversos textos de la Comisión Internacional de las Unidades y Medidas de Radiación (ICRU), emprendida por la SEFM v bajo los auspicios de la Junta de Energía Nuclear española (JEN). Es el caso de los informes ICRU números 23, 24, 29 y 33 (ICRU 1973, 1976, 1978,

La evaluación de la encuesta reveló que un elevado número de físicos, por no disponer normalmente de los medios mínimos adecuados, partían de medidas en aire en la calibración de unidades de ⁶⁰Co. Para estas instalaciones, cuyas dotaciones materiales el CDR considera «bajo mínimos», se creyó oportuno elaborar unas normas que necesariamente habrán de ser consideradas transitorias y solamente aceptables mientras dure la situación insatisfactoria de esos usuarios. Este documento, con el título «Normas para la determinación de dosis absorbida en agua para la radiación gamma del cobalto-60 partiendo de medidas realizadas en aire y en unidades de exposición», aparece en una publicación aparte y como un

anexo a este documento (Anexo a SEFM, 1984).

La aplicación de las normas y procedimientos descritos en el presente documento contribuirá ciertamente a mejorar la uniformidad de las dosis suministradas en nuestro país y a hacerlas más consistentes a escala internacional. En consecuen-

cia, la SEFM recomienda vivamente su aplicación porque no tiene dudas de que con ello se elevará el nivel de eficacia de la radioterapia española, justamente en aquella parcela que nos concierne, la de los aspectos físicos de la dosimetría de radiaciones.

LISTA DE SIMBOLOS Y SIGLAS UTILIZADOS

а	Constante de escala de la distribu- ción aproximadamente gaussiana		haz de radiación pulsado o conti- nuo (según texto).		
·	de la dosis absorbida en un plano de medida, obtenida con el haz pulsado, pero no barrido, de un acelerador que emplea la técnica del barrido (m).	G	Gradiente de dosis en la parte descen- dente de una curva de distribución de dosis absorbida en profundidad, en un maniquí de agua y empleando un haz de electrones.		
<i>c</i>	Razón entre los alcances en agua y materiales plásticos de un haz de electrones.	g	Fracción de la energía perdida por los electrones en forma de radiación de frenado en el aire, en la		
$D_{ m air}$	Dosis absorbida en el aire de la cavidad de una cámara (Gy).	$({J_{\mathtt{air}}})_{\mathtt{c}}$	energía del ⁶⁰ Co. Carga colegida o recogida, por uni-		
D_{m}	Dosis absorbida en un punto de un material m (Gy).	(air/e	dad de masa de aire (carga específi- ca colegida), en el interior de la cavi-		
D_{x}	Dosis absorbida en agua, debida al fondo de radiación de frenado producido por un haz de electrones, en su penetración (Gy).		dad, corregida por fugas, efecto de polaridad y humedad del aire en la energía de calibración, c (C/kg). En el texto, 60Co.		
DFS	Distancia fuente-superficie (m).	$(J_{\rm air}^*)_{\rm c}$	Carga liberada por unidad de masa		
DFC	Distancia fuente-cámara (m). De- nominada también distancia fuente- detector (DFD).		de aire (carga específica liberada), en el interior de la cavidad, en la energía de calibración, c (C/kg). En el texto, ⁶⁰ Co.		
d _e .	Distancia entre los electrodos de una cámara plano-paralela (mm).	$\boldsymbol{J}_{\mathbf{d}}/\boldsymbol{J}_{\mathbf{d'}}$	Razón de cargas específicas libera- das en un mismo intervalo de tiem-		
d_{\max}	Profundidad sobre el eje del haz, en haces de fotones y de electrones, en		po o razón de corrientes de ionización en las profundidades d y d' .		
	la que la cámara da la máxima lectura (cm).	K_{air}	Kerma en un punto en el aire, en el seno de aire (Gy).		
\overline{E} ; \overline{E}_{o} ; \overline{E}_{z}	Energía media del espectro de energías (distribución energética) de un haz de electrones y valores particulares en la superficie del medio, y a la profundidad de penetración, z;	<i>k</i>	En la teoría de Boag, parámetro re- ferente a la eficiencia de colección de iones en una cámara expuesta a un haz de radiación pulsado y ba- rrido.		
E - E -	en un maniquí; respectivamente (MeV).	$k_{ m h}$	Factor de corrección por el conte- nido de humedad del aire existente		
$E_{\rm p}$; $E_{\rm p,o}$; $E_{\rm p,z}$	Energía más probable del espectro de energías de un haz de electrones y valores particulares en la ventana del acelerador, en la superficie del medio y a la profundidad de penetración, z; en un maniquí; respectivamente (MeV).	k _m	en la cavidad de la cámara. Factor de corrección por la no equivalencia a aire del material de la pared de la cámara (pared intrínseca más la caperuza) en la energía del ⁶⁰ Co.		
f.	Factor de eficiencia de colección de iones de una cámara expuesta a un	$k_{ m s}$	Factor de corrección por satura- ción, que tiene en cuenta la recom- binación de iones.		

	•		
$(k_{an})_{c}$	En una cámara primaria, factor de corrección debido a la no uniformidad axial del haz en la energía de calibración, c. En el texto, 60 Co.	N _D	Factor de calibración de una cámara, en unidades de dosis absorbida en el aire de la cavidad (Gy/C o Gy/div.).
k_{as}	Factor de corrección que tiene en	$N_{D,pp}$	Factor N_D en una cámara planoparalela.
	cuenta la atenuación y dispersión de un haz de fotones de ⁶⁰ Co en la	N_{κ}	Factor de calibración de una cáma- ra en unidades de kerma en aire, en
	pared de la cámara (pared intrínse- ca más la caperuza).	•	el seno de aire, para la energía del ⁶⁰ Co (Gy/C o Gy/div.).
$(k_{\rm at})_{\rm c}$	En una cámara primaria, factor de corrección debido a la atenuación de los fotones primarios en las paredes de la cámara, en la energía de calibración, c. En el texto, 60Co.	N _x	Factor de calibración de una cámara en unidades de exposición, en el seno de aire, para la energía del ⁶⁰ Co (kg ⁻¹ o C/kg div.; R/C o R/div.).
$(k_{CEP})_{c}$	En una cámara primaria, factor de corrección que reduce $(k_{at})_c$ debido	n	Frecuencia de repetición de los impulsos en un acelerador (s ⁻¹).
	a la posición del centro medio de producción de electrones, en la energía de calibración, c. En el tex-	p.	Presión atmosférica (Pa, mbar o mm Hg).
$(k_{\rm rn})_{\rm c}$	to, 60Co. En una cámara primaria, factor de	$p_{\mathbf{d}}$	Factor de corrección por efecto del desplazamiento del punto de medida, en una cámara cilíndrica.
	corrección debido a la no uniformidad radial del haz, en la energía de calibración, c . En el texto, 60 Co.	p _f	Factor de corrección por la pertur- bación de la fluencia de electrones
$(k_{\rm sc})_{\rm c}$	En una cámara primaria, factor de corrección que tiene en cuenta la		alrededor del punto de medida, en una cámara cilíndrica.
	producción de fotones dispersos en la pared de la cámara, en la energía de calibración, c. En el texto, 60Co.	p_{u}	Factor que corrige la perturbación total introducida por una cámara cilíndrica, en un medio material.
k _{st}	Factor de corrección por el denominado «efecto de tallo».	$p_{ m wall}$	Factor de corrección por la perturbación introducida por la pared de
$(k_{\mathrm{wall}})_{\mathrm{c}}$	Producto de los factores de corrección $k_{\rm at}$, $k_{\rm CEP}$ y $k_{\rm se}$, en una cámara primaria, en la energía de calibra-	$p_{u, pp}$	una cámara cilíndrica. Factor p _u en una cámara plano-pa- ralela.
L*	ción, c. En el texto, 60Co. Lectura de una cámara monitora,	Q	Carga recogida o liberada, según texto, en el proceso de irradiación
	corregida por fugas, presión y tem- peratura (div.).	q	de una cámara (C). Densidad de carga por impulso en
$(\overline{L/ ho})_{\Delta,m}$	Poder de frenado másico de colisión, en un material m, promediado sobre un espectro de electrones y		el proceso de irradiación de una cámara mediante un haz de radiación pulsado (C/m³).
	restringido a pérdidas energéticas inferiores a Δ (MeV cm ² g ⁻¹).	$R_{\rm p}$	Alcance práctico extrapolado en un haz de electrones (cm). (Véase fi-
M_{u}	Lectura del electrómetro, en un haz del usuario, u, corregida por fugas y efecto de polaridad (C o div.).	R ₅₀	gura 5.2.). Profundidad de hemiabsorción (cm). (Véase figura 5.2.).
$M_{ m u}^*$	Lectura corregida del electrómetro, en el haz del usuario, u (C o div.). (M_u corregida por presión, tempe-	R ₈₅	Alcance terapéutico (cm). (Véase figura 5.2).
	ratura, humedad, saturación y efec- to de tallo).	r	Radio interno de la cámara de de- dal o cilíndrica (cm).

	•		
$(S/ ho)_{\mathfrak{m}}$	Poder de frenado másico total (colisión más radiación) para electrones de energía E , en el medio m (MeV cm ² g ⁻¹).	r .	trones generados en la pared de la cámara. Anchura de la distribución energéti- ca de un haz de electrones a la mi-
$(\overline{S/\rho})_{\text{col, m}}$	Poder de frenado másico de colisión promediado sobre una distribución energética de fluencia de electrones, en el medio m (MeV cm ² g ⁻¹).	γ	tad del máximo (MeV). Corrección por g/cm², del espesor total de la pared de una cámara, por atenuación y dispersión en la energía del ⁶⁰ Co (cm² g ⁻¹).
SBG m, air	Razón de poderes de frenado mási- cos de colisión, promediados sobre una misma distribución energética	Δ	Energía de corte en la formulación de Spencer-Attix sobre la aplicación del principio de Bragg-Gray (keV).
	de fluencia de electrones primarios, entre un material m y el aire, en la aplicación del principio de Bragg- Gray.	δ	En un haz de fotones, corrección por desplazamiento, por cm de radio interno de la cavidad (cm ⁻¹).
S ^{SA} _{m,air}	Razón de poderes de frenado mási- cos de colisión, promediados sobre el espectro total de electrones y res-	μ	Parámetro utilizado en la teoría de Boag acerca de la recombinación de iones en haces pulsados (V m C ⁻¹).
	tringidos a pérdidas energéticas in- feriores a Δ , entre un material m y el aire, en la aplicación del princi- pio de Bragg-Gray, modificado se- gún la teoría de Spencer y Attix.	$(\mu_{\rm en}/\rho)_{\rm a, b}$	Razón de los coeficientes másicos de absorción de energía entre los materiales a y b, promediados para un espectro de fotones dado.
S _{m, air}	Símbolo simplificado de $s_{m, air}^{SA}$.	heta	Temperatura del aire del interior de la cámara (°C).
$(T/ ho)_{m}$	Poder de dispersión angular másico para electrones de energía E en un material m (radian ² cm ² g ⁻¹).	ν	Parámetro sin dimensiones utiliza- do en la teoría de recombinación de iones en haces pulsados.
$egin{array}{c} t_{\mathbf{c}} \ U \end{array}$	Tiempo efectivo de irradiación (s). Parámetro utilizado en la teoría de	$ ho_{ m m}$ '	Densidad de un material m (kg/m ³ o g/cm ³).
	la recombinación de iones al irra- diar con haces continuos de radia- ción (V ² A ⁻¹).	τ	Corrección sobre el tiempo de irradiación (s).
V	Tensión de polarización o de colección, en una cámara (V).	$(\Phi_E)_{m}$	Distribución de energías de la fluencia de electrones en el volumen de interés en un material m (cm ⁻²
υ	Volumen de la cavidad, en una cámara (cm ³).		MeV^{-1}).
W/e	Energía media por unidad de carga, necesaria para producir un par de ignes en aira sego (L/C), a en la cor	$\varphi(p, \theta)$	Factor de corrección de la lectura del electrómetro por presión y temperatura.
**	iones en aire seco (J/C). e es la carga del electrón.	$\varphi(\zeta, k)$	Factor de eficiencia de colección de iones de una cámara expuesta a un
X	Exposición en un punto en el seno de aire (C/kg ó R).		haz de radiación pulsado y barrido.
x_{t}	Espesor másico total de la pared y caperuza de equilibrio (g/cm²).	φ _{w, m}	Razón entre la corriente de ioniza- ción medida en un haz de electro-
z	Profundidad en el interior de un maniquí, en el proceso de penetración de un haz de electrones (cm).		nes a la profundidad d_{max} en un maniquí de agua, y la corriente de ionización medida en las mismas condiciones de irradiación a la pro-
α	Fracción de la ionización produci- da en el aire de la cavidad por elec-	,	fundidad d_{max} en un maniquí de material m .

PROCEDIMIENTOS RECOMENDADOS PARA LA DOSIMETRIA DE FOTONES Y ELECTRONES DE ENERGIAS COMPRENDIDAS ENTRE 1 MeV Y 50 MeV EN RADIOTERAPIA DE HACES EXTERNOS

1. INTRODUCCION

El presente documento trata de describir un conjunto de procedimientos y recomendaciones que, a la luz de los conocimientos actuales, permita al físico determinar con la menor incertidumbre posible la dosis absorbida en cualquier punto de un material apropiado clínica y físicamente. Parte de esas recomendaciones van destinadas a preservar esa incertidumbre, de modo que no aumente involuntariamente con el paso del tiempo. Se hace referencia casi exclusiva al método de medida ionométrico por ser éste el más comúnmente usado en los Servicios de Física, y se supone el uso de unos medios instrumentales que varían ligeramente según el tipo de instalación. Estos medios se clasifican en mínimos y recomendados, y aparecen reflejados en el Apéndice A. Los objetivos que persigue este documento son claros y en esencia pueden enunciarse así:

- a) Uniformizar en lo posible los procedimientos de medida, de modo que en nuestro país se consiga una menor dispersión de las dosis absorbidas suministradas en idénticas condiciones.
- Reducir en el ámbito nacional la incertidumbre asociada a esas dosis absorbidas.
- c) Aumentar la concordancia entre nuestras medidas y las realizadas en los demás países avanzados.

Si bien es cierto que los dos últimos objetivos están ligados directamente al paso fundamental de la calibración del sistema de medida empleado, no lo es menos que el resultado final, que es el buen uso de esa calibración, dependerá de la correcta aplicación del procedimiento de medida. Tradicionalmente, y por distintas causas, a las que no es ajena la complejidad de los procesos que entran en juego, los procedimientos de medida han sido y son relativamente complicados. En el desarrollo del método ionométrico intervienen distintos factores teóricos y experimentales que, en la mayor parte de los casos, son de difícil evaluación en un Servicio de Física de un hospital

medio. Esta ha sido una de las razones, si no la principal, por las que desde hace va muchos años distintas asociaciones de físicos de hospital de los países más avanzados han emitido documentos o protocolos destinados a sus respectivas comunidades de físicos. En ellos, los valores numéricos, así como la estructura y el formulismo de las presentaciones, proceden de trabajos recientes sobre el tema o de publicaciones internacionales de prestigio en el campo de la dosimetría, o de ambas fuentes a la vez. Simultáneamente recogen también, a través de su estructura y texto, aquellas peculiaridades que son propias de cada país, principalmente el nivel de medios instrumentales, el tipo de instalaciones, el grado de desarrollo de su cadena metrológica y el nivel científico de su comunidad de físicos.

El mismo tipo de consideraciones se han tenido en cuenta al elaborar este documento. Su estructura y formulismo procede esencialmente de las publicaciones emitidas por la Asociación Nórdica de Física Clínica (NACP, 1980; 1981) y de distintos textos relacionados con la dosimetría de electrones y fotones publicados por la ICRU. Vaya pues, además de nuestro más sincero agradecimiento a estas instituciones, la recomendación de la lectura de sus textos como un paso complementario en la aplicación práctica de este protocolo. Esta recomendación se hace tanto más necesaria cuanto a lo largo de la última década se ha asistido al nacimiento de una considerable cantidad de trabajo teórico y experimental que ha hecho cambiar muchos valores numéricos y, en cierto modo, ha evolucionado la formulación tradicionalmente empleada hasta entonces. Aún hoy siguen apareciendo valores numéricos de distintos parámetros que permiten una menor incertidumbre en la determinación de dosis absorbidas, por lo que obviamente el CDR de la SEFM queda emplazado a elaborar futuras revisiones o suplementos que permitan poner al día la aplicación práctica de este documento.

Es importante también señalar la incidencia

que ha supuesto la introducción de las unidades SI en el campo de la radiología (BROSED, 1978). La unidad, realmente incómoda, de exposición ha conducido a un abandono progresivo, y ya casi total en muchos países, de la exposición como magnitud objeto de calibración o para cuantificar el rendimiento de una unidad de 60Co. Para substituirla están disponibles el kerma en aire o el kerma en agua, en todo caso en el seno del aire. En este documento se considera que la magnitud objeto de calibración es el kerma en aire en el seno del aire y, temporalmente, también la exposición. En consecuencia ésas serán las magnituides de partida en el procedimiento utilizado para determinar dosis absorbidas. A la vista de ello es muy conveniente que el usuario se familiarice tanto con magnitudes como el kerma, como con las nuevas unidades SI (ICRU, 1980).

Con respecto a las peculiaridades de este documento diremos que quizá residan en su estructura y especialmente en el elevado número de apéndices que contiene. Se ha creído más conveniente elaborarlo con el aspecto de un protocolo o de auténticas normas, que como una guía, en el sentido de que el lector no tenga que recurrir fre-

cuentemente a la bibliografía. Esto es verdad esencialmente para aquellas partes que tienen un carácter eminentemente práctico. El elevado número de apéndices, así como la extensión de su bibliografía, se debe sobre todo al carácter docente que se ha pretendido dar a la obra. En ocasiones, por ejemplo, se ha preferido exponer las singularidades de una determinada corrección más por su sentido físico que por la cuantía que puede representar en el cálculo final. Varios apéndices tienen un marcado carácter instrumental, faceta que se ha juzgado también importante incluir.

En lo que se refiere a los símbolos usados, y con la intención de que el lector no encuentre mayores dificultades en la lectura de trabajos afines al presente documento, se ha preferido utilizar en el mayor grado posible la simbología más usada internacionalmente. Por último, se muestra al final de este documento un diagrama de flujo en el que aparecen resumidos y secuencialmente los distintos pasos a realizar para cumplir con los procedimientos que se recomiendan. En esos pasos se hacen las oportunas referencias a las distintas tablas de valores, figuras y apartados.

2. METODOS DE MEDIDA E INSTRUMENTACION

En radioterapia, la magnitud de mayor interés es la dosis absorbida en un material biológico determinado. Sin embargo, razones obvias de normalización obligaron a recomendar (ICRU, 1969) un material bien definido y fácilmente disponible. Por distintas razones se eligió el agua como material típico y en consecuencia, en la práctica radioterapéutica, la dosis absorbida en agua es la magnitud radiológica de interés inmediato y las instalaciones generadoras de radiación deben ser calibradas en unidades de esta magnitud. La determinación de la dosis absorbida en diferentes tejidos de interés clínico debe formar parte del proceso de planificación de un tratamiento y no será tratado en este documento.

Es una costumbre universal aceptada el determinar en primer lugar la dosis absorbida en un punto apropiado de un maniquí de agua (punto de calibración del haz de radiación) y posteriormente referir mediante medidas relativas las dosis absorbidas en cualquier punto del maniquí a la del punto de calibración.

2.1. Métodos de medida

En general, no es posible llevar a cabo una determinación de la dosis absorbida en agua de manera directa. Los métodos empleados en metrología primaria para su determinación, como el calorimétrico y el ionométrico (ICRU, 1969), usan materiales de referencia de características apropiadas al método. Posteriormente hay que señalar el procedimiento que permita determinar la dosis absorbida en agua a partir de la dosis absorbida en el material de referencia. Una excepción a este paso obligado por el material de referencia lo constituye el prometedor calorímetro de agua (DOMEN, 1980; 1982; 1983), que en un futuro podria convertirse en método fundamental que al mismo tiempo estuviera al alcance de los Servicios de Física. Desgraciadamente este tipo de calorimetro sufre un defecto de calor considerable y no muy bien conocido, así que por ahora su utilidad es limitada.

En la práctica hospitalaria, por el momento, la

determinación de la dosis absorbida en agua en el punto de calibración se lleva a cabo normalmente usando cámaras de ionización abiertas al aire. En efecto, la precisión, rapidez y sencillez de la medida, junto con la disponibilidad y robustez de la instrumentación, son factores que tradicionalmente han sido compatibles con la dotación material y humana de la mayor parte de los Servicios de Física. Por otra parte, la cámara de ionización constituye un medio excelente de unión con los patrones nacionales de un laboratorio oficial de metrología en el intento de normalizar las dosis absorbidas suministradas en el país.

La determinación de la dosis absorbida en cualquier otro punto de un maniquí de agua se lleva a cabo mediante medidas relativas de dosis. Además de la cámara de ionización abierta al aire se emplean otros sistemas de medida que gozan de una serie de propiedades que, en ocasiones, los hacen más adecuados a este tipo de medidas. Tal es el caso de la dosimetría fotográfica. de estado sólido (TLD, diodos semiconductores. etc.) y cámaras de ionización líquidas. El uso de uno u otro sistema de medida resulta aconsejable por diversos motivos como pueden ser la existencia de gradientes altos de dosis en la zona de medida, la conveniencia de tener una dependencia escasa con la energía o con la tasa de dosis, una sensibilidad elevada, una respuesta rápida, gran resolución espacial, el ahorro de tiempo, etc. Todos los dosimetros necesitan una calibración previa y, desde luego, requieren un cuidado especial en su uso y un buen conocimiento de sus características. Johansson y Svensson han realizado un detallado estudio comparativo entre los diferentes sistemas de medida (JOHANSSON y SVENSSON, 1982).

2.2. Instrumentación

Como ya se ha dicho anteriormente, el método más empleado en los centros hospitalarios se basa en las medidas realizadas con una cámara de ionización abierta al aire y en el seno de un maniquí. La cámara y el electrómetro constituyen pues el equipo de medida básico. El conjunto no

debe usarse en la calibración de una unidad generadora de radiación si no está trazado a las referencias primarias o universales, es decir, si no tiene un certificado oficial de calibración, en vigencia o, al menos, ha sido calibrado en el propio servicio usando como referencia un conjunto que posea certificado expedido por un laboratorio acreditado oficialmente.

Adicionalmente se debe poseer una fuente de comprobación de estabilidad al objeto de constatar, con un alto grado de probabilidad, la constancia de la respuesta del conjunto entre calibraciones periódicas. Cualquier variación superior a 1% debería provocar una investigación y la consiguiente calibración si fuera necesario. El período de calibración recomendado para equipos modernos, disponiendo de fuente de comprobación, es de tres años.

Aunque los medios materiales de algunos Servicios de Física son escasos, no deja de ser conveniente el aconsejar la comprobación de la calibración de las unidades mediante otro método de medida distinto del ionométrico. Esto es especialmente recomendado en el caso de aceleradores y debe hacerse antes de que la unidad calibrada entre en uso para el tratamiento de pacientes. La aplicación de dos métodos distintos sacaría a la luz posibles errores sistemáticos que pudieran ser inherentes al método ionométrico. Se pueden usar sistemas del tipo integrador como el químico (sulfato ferroso) y aún sistemas de menor exactitud como los de estado sólido (NACP, 1980). En ausencia de ellos se podría usar un servicio postal de dosimetría.

Volviendo al sistema de medida ionométrico, 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. Este equipo deberá poseer certificado vigente de calibración expedido por un laboratorio metrológico acreditado oficialmente. Aunque es concebible que todos los conjuntos tengan ese certificado, el propio Servicio, si dispone de medios adecuados, puede calibrar cualquier otro conjunto frente al de referencia. No debe perdérse de vista que lo importante es no usar más que equipos de medida que sean trazables a referencias primarias a través de calibraciones encadenadas. Esto se hace con más seguridad y comodidad cuando el usuario tiene acceso a laboratorios acreditados oficialmente porque desde ellos hasta la referencia primaria la trazabilidad está asegurada. En todo caso, todo Servicio de Física está obligado a conservar el certificado oficial que ampara la calibración de su instrumentación de referencia y registros escritos de las medidas que aseguran la calibración de la restante.

El buen uso y explotación correcta de un equipo de medida ionométrico pasa por un buen conocimiento de las características de todos los elementos que lo constituyen. En el Apéndice B se señalan estas características a la vez que se dan una serie de recomendaciones prácticas que se juzgan útiles y que el físico debe tener presente tanto en la compra como en la recepción y mantenimiento del equipo. Por ello, en lo que sigue nos limitaremos a describir sucintamente las características esenciales de las cámaras a las que son aplicables las normas de este protocolo, así como brevemente las características deseables de un buen electrómetro.

2.2.1. Cámaras

En general, el usuario deberá conocer perfectamente las dimensiones de la cámara (cavidad y paredes), así como la composición y densidad de los materiales de que está constituida. El conocimiento de estas características resulta básico en la aplicación práctica de este protocolo, muy especialmente si se trata de cámaras cilíndricas del tipo de dedal, como acostumbran a ser las cámaras de referencia de los Servicios de Fisica. Esta información, junto con los valores nominales de fugas, «efecto de tallo», recombinación de iones y efecto de polaridad (véase el Apéndice B) deberá ser recabada del fabricante en el momento de adquirir la cámara.

Para los haces de fotones y electrones que contempla este documento, las cámaras cilíndricas del tipo de dedal que se usen serán tales que el espesor de equilibrio para la energía del 60Co se ha de conseguir a partir del espesor intrínseco de la pared (inferior aproximadamente a 0,1 g/cm²) y del espesor de la caperuza de equilibrio (superior aproximadamente a 0,35 g/cm²). Se descartan pues las cámaras cuyo espesor intrínseco de pared iguale o supere el espesor de equilibrio para la citada energía. Las que se usen tendrán un diámetro interior preferiblemente menor de 7 mm y una longitud interna de la cavidad inferior a 25 mm. La construcción debe ser tan homogénea (mismo material) como sea posible, en especial en lo que concierne a la pared y caperuza de equilibrio. El espesor total de estas dos últimas debe ser suficiente para alcanzar equilibrio electrónico en la energía del 60Co (0,4 a 0,6 g/cm² aproximadamente). El material de la pared y de la caperuza debe ser simple y de composición y densidad conocidas, ya sea de grafito o material equivalente a aire, ya sea equivalente a tejido o agua (1). Una combinación muy extendida de pared y caperuza es la de una cámara con una pared de grafito de un espesor aproximado de 0,4 mm v una caperuza de equilibrio de material plástico (plexiglás o plástico equivalente a tejido).

Las magnitudes radiológicas de interés en este protocolo son funciones puntuales y proporcionales a la fluencia de partículas en el punto de medida, por lo que la dimensión mayor de la cavidad de aire debería ser inferior a la de aquella zona donde la fluencia es suficientemente homogénea. En este sentido, la longitud interna de una cámara cilíndrica no debería sobrepasar 1/4 del tamaño del campo proyectado en la profundidad de medida (AAPM, 1983). Se recomienda, en consecuencia, el uso de cámaras de dimensiones reducidas (volumen de 0,1 a 0,3 cm³) para la medida con tamaños de campo pequeños.

Para haces de electrones de energía inferior a 15 MeV deberá usarse una cámara plano-paralela con las dimensiones radiales del volumen colector definidas por un anillo de guarda. La cámara debe reunir una serie de características de construcción que permitan aplicar con suficiente aproximación el principio de medida en que se basa este protocolo y así el cálculo de dosis absorbidas puede hacerse con una exactitud conveniente. Varios autores (MORRIS y OWEN, 1975; HOLT y col., 1979; MATTSSON y col., 1981) han estudiado la influencia de diferentes detalles de construcción en relación con efectos de perturbación en la fluencia de electrones, sobre las medidas en pequeñas profundidades, en la definición del volumen de medida, sobre el efecto de polaridad, la estabilidad, etc. Para la aplicación de los procedimientos de este protocolo y de acuerdo con los conocimientos actuales en la materia se recomienda el uso de cámaras que posean las características siguientes (NACP, 1981):

- Distancia entre placas igual o inferior a 2 mm, con un diámetro del electrodo colector preferiblemente inferior a 20 mm.
- Anchura suficiente del anillo de guarda. Para las dimensiones señaladas en a), una anchura conveniente resulta ser de 3 mm como mínimo.

- c) En lo que respecta al efecto de polaridad (véase el Apéndice B), la razón de cargas, Q_{+}/Q_{-} , no debería diferir de la unidad más allá de 0,01 para cualquier energía y profundidad de medida.
- El material de las paredes debe ser equivalente a aire, agua o tejido, y la pared frontal o ventana debe ser suficientemente fina (igual o menor que 0.5 mm).

2.2.2. Electrómetros

El electrómetro, de buena estabilidad, deberá disponer de un amplificador operacional de alta ganancia, de baja corriente de fugas y deriva de cero mínima. La lectura será preferentemente digital, indicándose de manera suficientemente clara la magnitud eléctrica o radiológica y la unidad de medida. A ser posible, una de las magnitudes será la carga eléctrica. En el caso de disponer el conjunto de un juego de cámaras se indicará claramente el tipo de cámara que se está 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 será capaz de mostrar la tensión de colección y su polaridad. Es muy conveniente, y en algunos casos necesario, disponer de la posibilidad de variar la tensión de colección dentro de unos márgenes adecuados (véase el Apéndice B).

2.2.3. Recombinación de iones

Cualquier cámara expuesta a un haz de radiación presenta una deficiencia de carga recogida que se debe al fenómeno de recombinación de iones. Este es independiente de la naturaleza de la radiación usada y, para una cámara de geometría dada, depende de la tensión de colección aplicada y de la densidad de carga liberada por impulso (haces pulsados) o de la tasa de producción de carga (haces de radiación continua). Obviamente es necesario aplicar a la carga recogida un factor de corrección, superior a la unidad, que tenga en cuenta este efecto. Este factor se denomina factor de corrección por saturación. La teoría de Boag sobre la recombinación (BOAG, 1950; 1966; BOAG y CURRANT, 1980; BOAG, 1982; ICRU, 1982) permite evaluar con suficiente exactitud este factor para las tasas de dosis absorbidas que producen normalmente las unidades de radioterapia y para las cámaras recomendadas en este protocolo. Aunque en algunos casos es posible una determi-

⁽¹⁾ Varios autores han estudiado el comportamiento frente a la radiación de algunos materiales, como el A-150 y el nylon, que se emplean en las paredes de cámaras comerciales y se caracterizan por sus propiedades higroscópicas. En el resumen hecho por Attix de estos estudios y entre sus conclusiones principales aparece una inestabilidad dimensional inducida por la humedad que obliga a disponer de ambientes con humedad controlada para su almacenamiento (ATTIX, 1983).

nación teórica sencilla de este factor, en todos los casos cabe una determinación experimental, nacida de la misma teoría, y avalada suficientemente por medidas experimentales de diversos autores (véase el Apéndice C).

En general, para haces de radiación continua y cámaras recomendadas en este protocolo, la falta de eficiencia en la colección de carga debe ser prácticamente despreciable (inferior en general a 0,5% para una tensión de colección de 300 V y tasas de dosis absorbidas en el aire de la cavidad de hasta 100 mGy/s). No obstante siempre es conveniente (véase el Apéndice B, apartado 1) una evaluación experimental de su cuantía. Esta se puede realizar mediante el método de las «dos tensiones» (véase el Apéndice C, apartado 4).

Para haces pulsados, la determinación del factor de corrección por saturación puede realizarse por cálculo a partir de la formulación de Boag (véase el Apéndice C, apartado 1). En la figura C.1 (Apéndice C) se ha representado gráficamente dicha formulación directamente en función del factor de corrección por saturación para algunos modelos de cámaras cilíndricas y para una cámara plana. Del mismo modo siempre es conveniente una determinación experimental complementaria, muy especialmente si se manejan dosis absorbidas por impulso en el aire de la cavidad superiores a 1 mGy. Para su evaluación también se puede emplear el método de las «dos tensiones» (véase el Apéndice C, apartado 2).

Cuando se manejan haces pulsados y barridos la importancia del factor de corrección por saturación se hace predominante porque su cuantía llega a varias unidades por ciento para conjuntos de medida y tasas de dosis que se usan normalmente en dosimetría clínica. Una vez más, este factor de corrección se puede determinar experimentalmente mediante el método de las «dos tensiones» propuesto por Boag (véase el Apéndice C, apartado 3).

2.3. Laboratorio Oficial de Metrología

La cámara cilíndrica y el electrómetro que constituyen el conjunto de referencia de un Servicio de Física, deben ser calibrados en la energía del ⁶⁰Co por un laboratorio de metrología acreditado oficialmente.

En lo que afecta a este protocolo y para todo el territorio del Estado español los patrones de referencia para la exposición, en la energía del ⁶⁰Co y en niveles de terapia, son los que mantiene y disemina el laboratorio de la División de Metrología de la Junta de Energía Nuclear. La Sección de Patrones Radiológicos de esta División realiza campañas anuales en las que suministra factores de calibración en unidades de exposición y kerma en aire, en el seno de aire⁽²⁾. La calibración se lleva a cabo a la distancia aproximada de 1 metro y para un tamaño de campo (10 × 10 cm²), tensión de colección dada, y tasa de exposición o de kerma determinados.

⁽²⁾ Estos factores se establecen para unas condiciones climáticas de 101,3 kPa (1013 mbar), 20 °C y aire con 50% de humedad relativa.

3. UNIDAD GENERADORA DE RADIACION

3.1. Geometría del haz

Las características geométricas del haz tienen una importancia decisiva en la realización de una dosimetría correcta. Todas las medidas realizadas en una unidad de tratamiento hacen referencia a la geometría del haz (ejes, puntos, planos, ...), por lo que estos parámetros deben ser determinados correctamente. Por otra parte, la geometría del haz está directamente relacionada con la distribución espacial de la radiación, con el proceso productor del haz primario y con todos los dispositivos utilizados para determinar y dispersar la radiación de acuerdo con las necesidades terapéuticas.

3.1.1. Eje del haz

En cualquier unidad de tratamiento se deben considerar los siguientes ejes relacionados con el haz:

- eje mecánico (de rotación del colimador,
- eje geométrico;
- eje de radiación;
- eje luminoso;

que aparecen definidos en el Glosario de términos.

Idealmente, los ejes enumerados deberían coincidir. En la práctica, habrá que comprobar periódicamente si tal coincidencia se da, dentro de los márgenes de error admisibles. Es imprescindible efectuar dicha comprobación a la recepción de toda unidad de tratamiento, siendo responsable el fabricante de los posibles desajustes iniciales, y por tanto, de su corrección. En el Apéndice F se describe la forma de comprobar las alineaciones de los ejes.

Sobre el eje del haz se definen la DFS (distancia fuente-superficie del maniquí), DFE (distancia fuente-eje de rotación) e isocentro. Sus definiciones aparecen en el Glosario de términos. Remitimos al lector al Apéndice F donde encontrará métodos para verificar los distintos indicadores luminosos o mecánicos, la DFS, la DFE y el isocentro.

3.1.2. Campo de radiación

El tamaño de campo de radiación (véase «campo» en el Glosario), se define normalmente a la distancia fuente-superficie para técnicas de DFS fija o bien a la distancia fuente-eje en técnicas isocéntricas. Usualmente está delimitado por la curva de isodosis de 50% o de 80% al nivel del plano de calibración, situado éste a la distancia habitual de tratamiento. Existen, no obstante, distintos convenios para definir el tamaño del campo de radiación y cualquiera de ellos puede ser igualmente válido, siempre que se especifique claramente el elegido. Al utilizar los datos de la bibliografía (curvas de isodosis, porcentajes de dosis en profundidad, etc.), debe tenerse buen cuidado en comprobar que los criterios de definición de tamaño de campo coincidan.

El tamaño del campo luminoso (véase «campo» en el Glosario) que visualiza el de campo de radiación debe coincidir con éste y, como es lógico, con el tamaño indicado por los diales de la unidad, que a su vez sirven para especificar el tamaño del campo sobre el paciente y las curvas de isodosis o las tablas de dosis en profundidad a utilizar en cada caso.

En una situación ideal, a todos los puntos situados sobre un plano perpendicular al eje del haz y dentro del campo de radiación, les debería corresponder una misma dosis. En realidad, la existencia de una penumbra física, las propias dimensiones del campo de radiación y la falta de homogeneidad a través del mismo dan lugar a una dispersión de valores de la dosis, dispersión que puede expresarse mediante un indicador denominado índice de uniformidad, definido en el plano de calibración. Las definiciones de índice de uniformidad y plano de calibración aparecen en el Glosario de términos.

La NACP (NACP, 1980), tanto para haces de fotones como de electrones, recomienda que el índice de uniformidad sea superior a 80% para tamaños de campo superiores a 10×10 cm², señalando también que no debería haber puntos en el plano de calibración en los que el valor de la dosis absorbida supere en más de 3% a la dosis absorbida en el punto de calibración. Estos criterios han sido comprobados por Johansson (JO-

HANSSON, 1982) en distintos tipos de aceleradores, encontrando, por ejemplo, que para electrones de energías inferiores a 10 MeV y un tamaño de campo de 10×10 cm² pocas unidades cumplian con el límite propuesto por la NACP para el índice de uniformidad (18% aproximadamente) mientras que para energías superiores a 10 MeV y tamaños de campo de 20 x 20 cm² la mayoría de las unidades cumplían el límite recomendado (71% aproximadamente). Según esto, el valor del índice de uniformidad recomendado por la NACP sólo sería aplicable, en el caso de electrones, para grandes tamaños de campo. En el caso de aceleradores, es muy recomendable determinar el indice de uniformidad para distintas orientaciones del haz.

Por otra parte, la anchura de la penumbra física (véase «penumbra» en el Glosario), relacionada con la uniformidad del haz, no debe sobrepasar los 8 mm para una DFS de 1 m aproximadamente (NACP, 1980).

Las exigencias impuestas en los valores del índice de uniformidad y de la anchura de la penumbra física, tienen como objeto conseguir distribuciones de dosis absorbida suficientemente uniformes dentro del volumen a irradiar, tendiendo siempre a que las variaciones sean inferiores a 5% (ICRU, 1976). En cualquier caso, los valores numéricos aquí citados para ambos parámetros constituyen una información a tener en cuenta para la adquisición o el mantenimiento técnico de una unidad de tratamiento, pero no suponen una recomendación de este documento en el sentido de especificar las características de esa unidad.

Para comprobar la uniformidad del haz, penumbra, tamaño del campo de radiación y coincidencia con el haz luminoso, son métodos clásicos la irradiación de una película radiográfica de características adecuadas (NCRP, 1981, pág. 46) en un maniquí sólido y el trazado automático de curvas de isodosis en un maniquí de agua, usando un detector de pequeñas dimensiones. En el Apéndice F se describen estos métodos.

3.1.3. Fuente efectiva

En un acelerador, las propiedades del haz dependen estrechamente tanto de las características del haz primario como del sistema óptico y de todos los materiales con los que interacciona el haz: filtros, sistemas de monitorización, colimadores y volumen de aire atravesado hasta la superficie del medio a irradiar. En una unidad de cobalto, las propiedades del haz dependen de la actividad específica de la fuente, de su alojamiento, del área de su cara frontal y de la distancia a los colimadores, de la forma y tamaño del campo delimitado por éstos y del volumen de aire atravesado.

La descripción del haz podría hacerse en términos de la distribución espacial y angular de la fluencia de partículas (fotones y electrones) en la superficie del medio, pero esto resultaría demasiado complejo desde el punto de vista de las aplicaciones clínicas.

En el caso de un haz de electrones, Brahme ha propuesto un modelo simplificado que tiene en cuenta todos los elementos citados y que proporciona una descripción unificada y completa de la geometría del haz de radiación (BRAHME, 1983). Según este modelo, el haz quedaría definido mediante tres parámetros que describen la posición, el tamaño y la dispersión angular de una fuente efectiva tal que, situada en el vacío, produjera la misma fluencia de partículas en el paciente, o en el maniqui, que la fuente real. Respecto a la posición de la fuente cabría deducir la siguiente conclusión práctica: la distancia fuente efectiva-superficie disminuye cuando aumenta la cantidad de material dispersor interpuesto en el haz, incluido el aire. Este desplazamiento es más acusado para electrones de baja energía, debido a su mayor dispersión angular.

El tamaño de la fuente efectiva influirá, junto con el sistema de colimación y los materiales dispersores interpuestos entre fuente y maniqui, en el valor de la dispersión angular del haz en la superficie irradiada y, por tanto, en las curvas de rendimiento en profundidad. Por esta razón, sería deseable que el tamaño de la fuente fuese lo más pequeño posible.

La distribución angular afectará también a la forma de las curvas de rendimiento en profundidad y a la anchura de la región de penumbra y, por consiguiente, al índice de uniformidad. En la figura 3.1 se muestran las distribuciones de dosis en profundidad correspondientes a distintas posiciones de los elementos dispersores del haz (curvas 1, 2 y 3), a partir de las cuales se puede deducir que a medida que aumenta la dispersión angular en la superficie, disminuye la penetración del haz, mientras que el máximo de la dosis se aproxima a la superficie (BRAHME y SVENSSON, 1980). En la situación 4, por efecto del cono, la distribución sería análoga a la curva 3, en la que el máximo se aproxima a la superficie.

En el caso de haces de fotones generados en un acelerador se debe aceptar también el carácter no

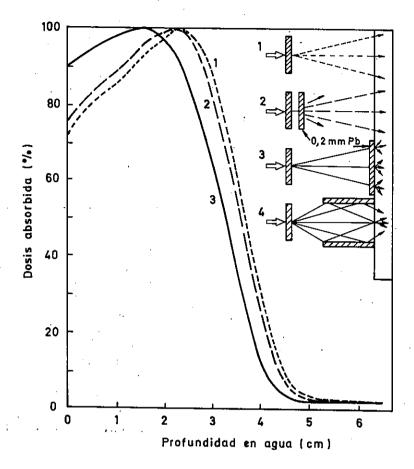


Figura 3.1. Influencia de la posición de una lámina dispersora de 0,2 mm de plomo en la distribución de la dosis absorbida en profundidad en haces de electrones. La curva 1 corresponde al haz sin material dispersor. Las curvas 2 y 3 co-

rresponden a dos posiciones distintas del citado material. La situación 4 corresponde a un colimador del tipo de cono y la distribución resultante sería similar a la curva 3. (Tomado de BRAHME y SVENSSON, 1980).

puntual de la fuente de radiación, debido a la presencia de filtros homogeneizadores. El carácter no puntual resulta obvio en una unidad de cobalto.

En la práctica dosimétrica, sin embargo, el poder «reducir» la fuente de radiación a un punto tiene un interés especial, fundamentalmente en la resolución de estos dos problemas:

Conocidas las dimensiones de un campo de radiación a una determinada distancia (ejemplo: isodosis de 50% respecto al valor del punto de calibración), calcular las dimensiones que tendrá dicho: campo a otra distancia, sin variar la apertura del colimador.

Para este tipo de cálculo sería de interés disponer de un punto que cumpliera lo que podemos llamar «geometría de radiación» o en otras palabras disponer de un punto al que se refieran las dimensiones de los campos y las distancias de tratamiento.

Aunque no existe unanimidad en la bibliografia, una buena parte de los autores lo denominan «fuente efectiva de radiación» atribuyéndole un carácter puntual. Para evitar confusiones respecto a la fuente efectiva de carácter físico (con tamaño y forma finitos) nos referiremos a ese punto como foco geométrico (SOTIL y col., 1976).

Dado un haz de radiación definido por la apertura del colimador y conocida la dosis absorbida en un punto de un medio, situado a una cierta distancia, calcular la dosis absorbida en el mismo punto cuando se aleja o se acerca el medio a la fuente de radiación.

Para este tipo de cálculo es de interés hallar un punto que cumpla las leyes de la radiación en las que se desee basar la determinación de la dosis absorbida a cualquier distancia. A este punto se le denomina usualmente fuente virtual puntual o

también foco de dosis (SOTIL y col., 1976). La situación en el eje de radiación de la fuente virtual puntual es también útil para corregir de forma aproximada la variación del rendimiento en el eje con la DFS.

Para determinar la situación de la fuente virtual puntual, normalmente se utiliza la ley del inverso del cuadrado de la distancia (ICD) por su simplicidad y buena aproximación. Su uso es especialmente útil en unidades de cobalto, pero su extensión a haces de electrones y fotones procedentes de un acelerador debe hacerse con reservas y a partir de estudios muy detallados. En la práctica esto no resulta siempre rentable y en ocasiones es mejor recurrir a una tabulación de datos, a partir de medidas experimentales, que permita el paso de unos parámetros de irradiación a otros, al variar la DFS. En el Apéndice F se citan algunos métodos para obtener la posición de la fuente virtual puntual y del foco geométrico. En el uso de estos métodos conviene hacer las siguientes precisiones:

 a) Cuando imponemos que se cumpla la ley del ICD para haces de fotones y electrones, debemos considerar que dicho requerimiento se hace para la dosis absorbida en la forma:

$$D(F + \Delta F, S', d_{\text{max}}) =$$

$$= D(F, S, d_{\text{max}}) \left(\frac{F}{F + \Delta F}\right)^{2}$$
(3.1)

donde F es la distancia de la fuente virtual puntual a la superficie del medio y S' es el campo que corresponde a la distancia F $+\Delta F$ cuando, sin variar las características de colimación, se tiene un campo S a la distancia F. Ello obliga a transformar las lecturas del electrómetro a dosis absorbidas tal como se describe en el Capítulo 4, utilizando los parámetros dosimétricos apropiados en cada caso (Capítulo 6) y a tener en cuenta la variación de la profundidad del máximo con la DFS.

b) Si F es la distancia de la fuente virtual puntual a la superficie del medio, al variar la apertura de colimación se modifican las condiciones de dispersión del haz. De este modo, y así ocurre en la práctica, sólo se puede hablar de una fuente virtual puntual para cada ángulo de colimación y ello siempre que se mantengan idénticas las condiciones de filtración y energía del haz.

- c) La caracterización del foco geométrico debe hacerse también para cada ángulo de apertura del colimador del haz y siempre para cada una de las condiciones de filtración y energías posibles. Además, estrictamente puede resultar no ser el único foco, según se considere un eje u otro del campo de radiación.
- d) Las precisiones señaladas implican sin duda un número considerable de medidas en la determinación, ya sea del foco geométrico, ya sea de la posición de la fuente virtual puntual. Si la determinación de uno de estos puntos o de ambos a la vez es imprescindible en un sistema computarizado de planificación de tratamientos, se recomienda proveerse de una información exhaustiva del papel que juegan en ese programa de cálculo, al objeto de hallar el punto o los puntos que cumplan mejor el requerimiento del programa, aunque en ocasiones carezcan de un sentido fisico estricto.
- e) Además de la alternativa descrita para caracterizar la fuente, por una parte foco geométrico y fuente virtual puntual y por otra una tabulación, cabe también considerar un único punto para caracterizarla, en cuyo caso se emplea la denominación de fuente virtual, sea cual sea el procedimiento usado. Si en esta simplificación la fuente virtual se ha obtenido empleando métodos basados en la geometría, deberán tabularse las discrepancias que se observen entre la ley del ICD con la fuente virtual así determinada y las medidas experimentales de las dosis absorbidas.

3.2. Tiempo de irradiación

El tiempo de permanencia del haz sobre el material irradiado o la duración de un tratamiento se controla mediante temporizadores o cámaras integradoras de corriente situadas en el camino del haz. Es importante conocer el comportamiento de estos elementos de control mediante medidas auxiliares y, si es el caso, corregir sus lecturas.

En unidades de telegammaterapia, donde obviamente a corto plazo la tasa de dosis para una geometría dada es constante, resulta apropiado controlar la duración de un tratamiento o de una medida de calibración mediante el uso de un

temporizador. El tiempo real o efectivo en que la fuente se encuentra en posición de irradiación difiere del fijado en el temporizador debido al tiempo finito que requiere desplazar ya sea la fuente ya sea un elemento obturador. Durante el proceso de calibración de una unidad y en sucesivas calibraciones, es necesario averiguar esa diferencia y corregir consecuentemente el tiempo fijado en el temporizador. Ciertos conjuntos de medida disponen de elementos temporizadores que permiten la recogida de carga procedente de la cámara durante un tiempo prefijado. La comparación de la tasa obtenida en estas condiciones con la obtenida durante un tiempo fijado por el temporizador de la unidad permite fácilmente determinar esta discrepancia, denominada en ocasiones «error del temporizador». En general, no es éste el caso de la mayoría de los equipos de medida por lo que resulta necesario acudir a otros métodos, dos de los cuales, junto con algunas recomendaciones, se describen en el Apéndice D.

Es cierto que los tiempos de tratamiento suelen ser suficientemente largos frente al «error del temporizador» y en consecuencia, al despreciarse, se toma como tiempo de irradiación el fijado en el temporizador. No es menos cierto, sin embargo, que en algunas unidades el error puede alcanzar valores de unos pocos segundos, por lo que cada unidad se debe investigar en este sentido. Por otro lado es necesario observar que en algunas unidades el «error del temporizador» sufre unas fluctuaciones considerables, por lo que se recomienda que, dentro de los lógicos límites de alcance del equipo de medida, los tiempos de irradiación en el proceso de calibración sean suficientemente largos frente a esas fluctuaciones.

En aceleradores, dadas las fluctuaciones típicas

de la tasa de dosis absorbida inherentes a su construcción, es preferible usar como elemento sensor de la duración de una irradiación una cámara de ionización plana y suficientemente extensa de modo que cubra todo el haz (cámara monitora del acelerador). La corriente de ionización, integrada mediante circuitería electrónica asociada, permite terminar el tratamiento en el momento en que se ha suministrado una dosis absorbida prefijada. En este caso, y a diferencia de las unidades de telegammaterapia, el factor de calibración de la unidad, para los distintos haces, energías y tasas nominales, se expresa en unidades de dosis absorbida por unidad de monitor (Gy/u.m.).

Idealmente la cámara monitora debería ser mecánicamente rígida y hermética al objeto de evitar cambios de sensibilidad debidos a variaciones ambientales de la presión, temperatura y humedad. Por motivos de seguridad radiológica en algunos casos y de construcción en otros, lo cierto es que existen aceleradores con cámaras monitoras de todas clases: abiertas al aire, semiherméticas y herméticas. En el caso de que el acelerador disponga de cámaras abiertas o semiherméticas, el usuario deberá tener en cuenta diariamente los posibles cambios de sensibilidad haciendo las oportunas correcciones de acuerdo con la presión y temperatura ambientales. A este respecto el usuario también deberá tener en cuenta la existencia de posibles gradientes de temperatura entre las proximidades de la cámara monitora y el punto donde se mide la temperatura ambiental. Esto puede ocurrir aun en el caso de disponer de una sala de tratamiento acondicionada en temperatura y humedad, lo que por otra parte representa una ayuda considerable para el buen funcionamiento de una cámara monitora.

4. DOSIS ABSORBIDA

Como se ha indicado desde el principio, la misión fundamental de este protocolo es recomendar un conjunto de procedimientos para la correcta y uniforme determinación de la dosis absorbida en un punto de un medio irradiado por haces de fotones o electrones.

Durante la última década el procedimiento de determinación de la dosis absorbida por medio de medidas de ionización ha sido ampliamente estudiado y desarrollado. El resultado de este estudio se ha traducido, en buena parte de los casos, en una mayor exactitud en las determinaciones de dosis, acompañadas ciertamente en todos ellos de una mayor complejidad en la medida y en el uso de los factores de corrección apropiados:

En este capítulo se exponen los principios teóricos de la medida y el cálculo de factores que dependen únicamente del instrumento de medida utilizado. En la comparación con otros protocolos y publicaciones, el lector debe poner especial atención en la simbología y significado de cada factor pues desgraciadamente no existe uniformidad al respecto, y se dan casos de factores iguales con distintas nomenclaturas y de símbolos similares conceptualmente distintos.

4.1. Principio de medida

Cuando se irradia un material con un haz de electrones o de fotones, la interacción de éstos con el material da origen a una población de electrones que en último término son los que depositan su energía en aquél. Se llaman primarios tanto los electrones incidentes (haz de electrones) como los nacidos de la interacción de los fotones con el material (haz de fotones). Se llaman secundarios los electrones que nacen en el proceso de moderación de los primarios y los de las generaciones sucesivas.

La determinación de la dosis absorbida en un material irradiado por un haz de fotones o de electrones de energías comprendidas en este protocolo, descansa en el conocido principio de Bragg-Gray (GRAY, 1929; 1936), que permite relacionar la dosis absorbida en un punto P de un medio sólido extenso, m, con la dosis absorbida





Figura 4.1. Sustitución de material por un detector en la determinación de la dosis absorbida en un punto P del medio m.

en un gas situado en una cavidad del sólido (Figura 4.1). El gas, que en nuestro caso es aire, acusa la afluencia de electrones a la cavidad mediante la recogida de carga procedente de la ionización. Como cualquier detector que determina una magnitud puntual, se hace necesario que la fluencia de electrones sea razonablemente constante en las zonas próximas a la cavidad. En el caso de un haz de fotones eso implica la existencia de equilibrio electrónico relativo en esa zona, lo que exige esencialmente un espesor suficiente de material alrededor de la cavidad. Es una condición, que podríamos llamar práctica, para la aplicabilidad del principio.

La relación de Bragg-Gray se puede poner en la forma:

$$\frac{D_{\rm m}}{D_{\rm air}} = s_{\rm m, air}^{\rm BG} \tag{4.1}$$

donde $s_{m, air}^{BG}$ tiene en cuenta la diferencia de la energía impartida en el medio m y en el aire y exige el cumplimiento de una serie de hipótesis (1) a saber:

- a) La presencia de la cavidad no perturba la fluencia uniforme de electrones. En otras palabras, esta magnitud conserva el valor que poseía en el sólido antes de realizar en él la cavidad. Esta idea conduce lógicamente a cavidades tan pequeñas como sea posible con respecto al alcance de los electrones. La cavidad no perturba tampoco la fluencia de fotones primarios.
- b) La interacción de los fotones primarios con los átomos del gas (aire) de la cavidad

⁽¹⁾ Un estudio cronológico detallado del principio de Bragg-Gray y de ulteriores desarrollos y aproximaciones puede ençontrarse en NCRP (1961).

es despreciable, o en otras palabras, la dosis absorbida en el aire de la cavidad procede únicamente de los electrones liberados en la pared.

c) La energía perdida por un electrón en un punto se cede al medio en ese punto, lo que implica un mecanismo de pérdida de energía continuo (ausencia de transporte de energía a distancias grandes).

Si se cumplen estas hipótesis se puede definir $s_{m, air}^{BG}$, como⁽²⁾:

$$s_{m, \text{ air}}^{BG} = \frac{\int_{0}^{E_{\text{max}}} (\Phi_{E})_{m} (S/\rho)_{\text{col, m}} dE}{\int_{0}^{E_{\text{max}}} (\Phi_{E})_{m} (S/\rho)_{\text{col, air}} dE}$$
(4.2)

siendo:

 $(\Phi_E)_{\mathbf{m}}$

la distribución energética de la fluencia de electrones primarios en el volumen de interés del medio m, y

 $(S/\rho)_{\rm col, m}$

el poder de frenado másico de colisión para electrones de energía E en un medio m.

La ecuación 4.2 justifica para s BG m,air su denominación como razón de poderes de frenado. Esta formulación, sin embargo, no puede explicar determinados hechos experimentales, entre ellos la variación de la ionización por unidad de masa del aire de la cavidad con la presión de éste. Este hecho es incompatible con la hipótesis c) y además su cuantía indica el grado en que la presencia de la cavidad altera la fluencia de electrones, aunque sea ligeramente. De hecho, la formulación original de Gray es una aproximación cuya bondad depende críticamente del tamaño de la cavidad.

La teoría de Spencer-Attix (SPENCER y ATTIX, 1955) constituye un refinamiento a la relación de Bragg-Gray y considera que los electrones secundarios con energía superior a un cierto umbral $\Delta^{(3)}$ depositan su energía fuera de la cavidad. Un electrón secundario con energía inferior a Δ se supone que disipa su energía en el punto donde se creó. Un electrón secundario con energía supe-

rior a Δ es contabilizado en el espectro de frenado continuo y su energía no se considera disipada en la cavidad hasta que no haya alcanzado una energía por debajo de Δ . Mediante esta aproximación la ecuación 4.1 se convierte en:

$$s_{\text{m,air}}^{\text{SA}} = \frac{D_{\text{m}}}{D_{\text{air}}} = \frac{\overline{(L/\rho)}_{\Delta,m}}{\overline{(L/\rho)}_{\Delta,air}}$$
(4.3)

siendo $\overline{(L/\rho)}_{\Delta,x}$ los valores de los poderes de frenado másicos de colisión promediados sobre el espectro total de electrones y restringidos a pérdidas energéticas inferiores a Δ . Esto justifica que $s_{m,air}^{SA}$ se conozca como razón de poderes de frenado restringidos.

De este modo puede calcularse la razón de la dosis absorbida en el medio y en el aire de la cavidad con mayor exactitud, al tener en cuenta en esta aproximación el tamaño de la cavidad. Con el fin de no complicar la simbología, seguiremos formulando la relación de Bragg-Gray mediante la ecuación 4.3 pero empleando el símbolo simplificado $s_{m,air}$ en vez de $s_{m,air}^{SA}$. Estrictamente deberíamos señalar la energía umbral, Δ , que depende del tamaño de la cavidad. Sin embargo, dada la pequeña variación de $s_{m,air}^{SA}$ con Δ (BERGER y col., 1975; NAHUM, 1976), la utilización de un valor único $\Delta=10$ keV para los tamaños de cámara usuales en dosimetría constituye una buena aproximación.

4.2. Influencia del detector

En el proceso experimental para la determinación de la dosis absorbida en un punto P de un medio m (Figura 4.2-I), se sustituye parte del medio (Figura 4.2-II) por una cámara de ionización centrada en P según esquematiza la Figura 4.2-III. Se observa que la magnitud objeto de la medida es alterada por el sistema detector en los siguientes aspectos:

a) La sustitución de un volumen del medio por una cavidad de aire (Figura 4.2-IV) da lugar a diferencias de atenuación y dispersión del haz de radiación en el medio (m) y en la cavidad (air). En resumen se puede decir que habrá una modificación de la fluencia de electrones alrededor del punto de medida. La relación ideal de Bragg-Gray se corrige introduciendo el factor de perturbación por variación de fluencia p_f. Se ha demostrado (JOHANSSON y col., 1978) que esta perturbación es de muy po-

 $^{^{(2)}}$ El tratamiento de Gray considera $s_{m,air}^{BG}$ como un factor de proporcionalidad independiente de la energia de los electrones, ignorando la dependencia de los poderes de frenado con la energía.

⁽³⁾ Δ es aproximadamente la energia de un electrón que puede justamente atravesar la cavidad.

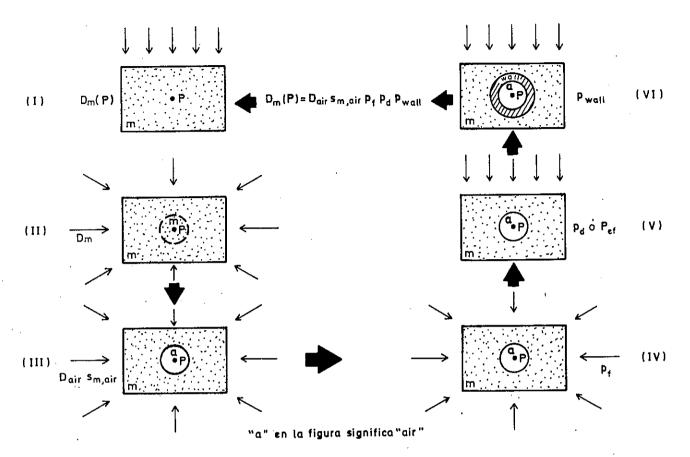


Figura 4.2. Representación esquemática del significado de cada uno de los parámetros que intervienen en la determina-

ción de la dosis absorbida en un medio material irradiado por haces externos de fotones o electrones.

ca importancia e independiente de la energía para un haz de fotones, mientras que ocurre lo contrario para un haz de electrones, siendo en este caso más importante la corrección cuanto menor es la energía. Por el momento, y a partir de la ecuación 4.3, se tiene:

$$D_{\rm m}(P) = D_{\rm air} \cdot s_{\rm m, air} p_{\rm f} \tag{4.4}$$

b) Al no ser la irradiación isotrópica (Figura 4.2-V), la fluencia de partículas en el interior de la cavidad (no puntual) no puede ser considerada constante para cualquier punto de la cavidad, sino que existe un gradiente de fluencia en la dirección del haz de radiación y, por tanto, la dosis absorbida en la cavidad puede no ser representativa de la dosis absorbida en su centro geométrico P. De manera aproximada, cabría considerar dicha dosis absorbida como la correspondiente a otro punto de la cavidad, desplazado una cierta distancia en la dirección de la radiación incidente, o

bien podría definirse un factor de perturbación, p_d , que corrija por este efecto de desplazamiento. Este nuevo factor modifica la

ecuación anterior en la forma:

$$D_{\rm m}(P) = D_{\rm air} s_{\rm m, air} p_{\rm f} p_{\rm d}$$
 (4.5)

También es posible realizar esta corrección mediante la asociación de la dosis absorbida en el medio a un punto distinto del centro geométrico, denominado punto efectivo de medida (P_{ef}) , en cuyo caso se tendría:

$$D_{\rm m}(P_{\rm ef}) = D_{\rm air} \ s_{\rm m, air} p_{\rm f} \tag{4.6}$$

La corrección por desplazamiento depende preferentemente de la geometría de la cámara de ionización, pero también del tipo y energía de la radiación.

En principio es preferible la ecuación 4.5, pues el objetivo que se persigue es determinar la dosis absorbida en P y en el proceso de medida lo más simple es situar la cámara centrada en el mismo punto P.

Sin embargo, en ciertas medidas puede ser útil aplicar la corrección mediante un punto efectivo de medida, en lugar de un factor de perturbación por desplazamiento.

c) La pared de la cámara de ionización constituye una interfase entre los medios (m) y (air), tal como puede verse en la figura 4.2-VI, y a menos que el material de la pared pueda considerarse como equivalente al medio o al aire⁽⁴⁾, introduce otra perturbación en la medida, que se denomina factor de perturbación por la pared de la cámara, p_{wall}.

Esta perturbación procede de que la dosis absorbida en la cavidad se debe tanto a electrones generados en el medio como en la pared de la cámara. La fracción de electrones producidos en la pared de la cámara no es exactamente igual a la producida en el medio que dicha pared reemplaza. De forma aproximada, la ecuación anterior se transforma de nuevo en:

$$D_{\rm m}(P) = D_{\rm air} S_{\rm m,air} p_{\rm f} p_{\rm d} p_{\rm wall} \qquad (4.7)$$

y en general:

$$D_{\rm m}(P) = D_{\rm air} s_{\rm m,air} p_{\rm u}$$
 con $p_{\rm u} = p_{\rm f} p_{\rm d} p_{\rm wall}$ (4.8)

Esta ecuación expresa la relación de Bragg-Gray modificada por la perturbación introducida por la naturaleza y extensión del detector en el haz del usuario, u. La ecuación 4.8 proporciona pues la dosis absorbida en un medio «libre de perturbación» en la posición del punto de medida, donde el factor, p_u , aparece exclusivamente por el hecho de insertar la cámara en el medio (Figura 4.2-I).

En general se recurre a procedimientos experimentales para la determinación de los factores de corrección por las perturbaciones descritas. La cuantía del factor de perturbación por la pared de la cámara, se puede estimar de manera teórica. Si se denomina α a la fracción de la ionización producida por electrones que proceden de la pa-

red de la cámara y $1-\alpha$ a la fracción producida por electrones generados en el medio, la dosis absorbida mediante una cámara de pared idéntica al medio podría expresarse como:

$$D_{\rm m}(P) = D_{\rm air} \{ \alpha s_{\rm wall, air} + (1 - \alpha) s_{\rm m, air} \} p_{\rm d} p_{\rm f}$$
 (4.9)

donde $wall \equiv m$.

Para cámaras cuya pared es de composición distinta de la del medio, es preciso considerar el espesor de dicha pared⁽⁶⁾. Si el espesor es pequeño α tiende a cero y la dosis absorbida en la cavidad se puede aproximar como debida únicamente a los electrones producidos en el medio. En esta situación, la corrección por perturbación debida a la pared de la cámara es despreciable $(p_{\text{wall}} \simeq 1)$ tanto en haces de fotones como de electrones. En los casos restantes α no tiende a cero y es preciso distinguir si se trata de haces de fotones o electrones.

Para haces de fotones, la contribución a la dosis absorbida en la cavidad que procede de los electrones producidos en la pared de la cámara se puede aproximar mediante

$$(\overline{\mu_{\rm en}/\rho})_{\rm m,wall}$$
'S wall, air

donde $(\overline{\mu_{\rm en}/\rho})_{\rm m,wall}$ considera la diferencia de deposición energética en la pared y en el medio para la fluencia de fotones existentes (supuesta idéntica en el medio y la pared). Con ello se obtiene:

$$D_{m}(P) = D_{air} \left\{ \alpha \left(\overline{\mu_{en}/\rho} \right)_{m,\text{wall } S_{\text{wall,air}}} + + (1 - \alpha) S_{m,air} \right\} p_{d} p_{f}$$

$$(4.10)$$

o lo que es lo mismo:

(6) Según Loevinger, una cámara se considera de paredes delgadas cuando todos los electrones que atraviesan su cavidad se han producido en el medio en que está situada, lo que ocurre cuando el espesor es menor que aproximadamente 0,05 veces el alcance de los electrones en el medio. Se considera que la cámara es de paredes gruesas cuando todos los electrones que atraviesan su cavidad se producen en sus paredes, lo que ocurre cuando el espesor es mayor que aproximadamente 0,9 veces el alcance de los electrones en el medio. (LOEVINGER, 1981).

Durante el proceso de su calibración en el aire y en la energía del ⁶⁰Co la cámara se comporta siempre como si tuviera una pared gruesa, debido a la utilización de la caperuza de equilibrio. Cuando la cámara se inserte en un maniquí desprovista de caperuza habrá que considerar que tiene pared delgada o pared gruesa según sea la energía del haz del usuario. Esta circunstancia puede tenerse en cuenta mediante el parámetro α.

⁽⁴⁾ En la Figura 4.2-VI el material de la pared substituye al medio.

⁽⁵⁾ Otra fuente de perturbación, que no se considera aquí, es el electrodo colector situado en el interior de la cavidad de una cámara cilíndrica. Al parecer, en cámaras con electrodos metálicos irradiadas con haces de fotones de baja energía, este efecto tiene una cuantía significativa (Kristensen, 1983; Mattsson, 1984) pero no se ha introducido en la ecuación 4.8 porque por ahora y para los modelos de cámaras comerciales que más adelante se contemplan en este documento se carece de datos experimentales suficientes.

$$D_{m}(P) = D_{air} S_{m,air} \left\{ \alpha (\overline{\mu_{en}/\rho})_{m,wall} \frac{S_{wall,air}}{S_{m,air}} + (1 - \alpha) \right\} p_{d} p_{f}$$

$$= D_{air} S_{m,air} \left\{ \alpha (\overline{\mu_{en}/\rho})_{m,wall} S_{wall,m} + (1 - \alpha) \right\} p_{d} p_{f}$$
(4.11)

Identificando términos con la ecuación 4.7, resulta:

$$p_{\text{wall}} = \alpha (\overline{\mu_{\text{en}}/\rho})_{\text{m,wall}} s_{\text{wall,m}} + 1 - \alpha$$
 (4.12)

Para haces de electrones y cámaras de paredes gruesas, no existen en la actualidad datos suficientes que demuestren que la dosis absorbida en la cavidad no se ve afectada por la diferente composición entre el medio y la pared. En consecuencia, para dosimetría de electrones, no es conveniente utilizar cámaras con paredes gruesas.

Hay que señalar también que la ecuación 4.12 supone que la pared es homogénea y por tanto no incluye el posible efecto del material conductor con que se recubre el interior de las paredes hechas de material aislante. Por ejemplo, las cámaras cuyas paredes son de nylon o de plexiglás (PMMA) y llevan una capa de grafito.

4.3. Dosis absorbida en el aire de la cavidad

En apartados anteriores se ha introducido la formulación necesaria para expresar la dosis absorbida en un punto P de un medio extenso m partiendo de la dosis absorbida en el aire de la cavidad de una cámara. Se han introducido varios factores de corrección, cuyo producto se ha denominado $p_{\rm u}$, que modifican la relación ideal de Bragg-Gray para tener en cuenta la influencia del detector. Se trata ahora de aplicar prácticamente la nueva formulación y el primer paso para ello es determinar la dosis absorbida en el aire de la cavidad, $D_{\rm air}$, que aparece en la ecuación 4.8. De acuerdo con la definición de dosis absorbida en un material, en este caso aire, $D_{\rm air}$ se puede expresar como:

$$D_{\text{air}} = \frac{Q}{v \, \rho_{\text{air}}} \, \frac{W}{e} \tag{4.13}$$

donde:

D_{air} es la dosis absorbida en el aire de la cavidad que rodea al punto P, en J/kg o en Gy.

Q es la carga liberada en el aire de la cavidad, en C.

v es el volumen de la cavidad, en m^3 .

 ρ_{air} es la densidad del aire, en kg/m³.

W/e es la energía media, por unidad de carga, necesaria para producir un par de iones, en J/C. e es la carga del electrón. W/e es función del grado de humedad relativo del aire.

Es obvio que si conociéramos el volumen de la cavidad, v, la determinación de $D_{\rm air}$ sería inmediata en tanto fueramos capaces de medir de manera absoluta el valor de Q.

Antes de proseguir con la determinación de D_{air} conviene hacer dos precisiones, concernientes a Q, en la ecuación 4.13:

- a) Obsérvese que O es la carga liberada en el aire de una cavidad rodeada por la pared de la cámara e inserta idealmente en un maniquí de material m. La carga recogida viene afectada por las limitaciones intrínsecas de la cámara. En efecto, la recombinación de iones impide que la carga recogida sea la liberada y el tallo de la cámara, en la práctica, no es un material exactamente equivalente al medio. Por otra parte no se recoge idéntica carga al cambiar la tensión de polarización. En consecuencia la lectura del electrómetro o del conjunto de medida en el haz del usuario, que designaremos de ahora en adelante como Mu, deberá ser corregida por el defecto en la recogida de carga (factor de corrección por saturación), por el efecto de polaridad y en principio por el denominado efecto de tallo.
- b) Las cámaras utilizadas son abiertas al aire atmosférico y por lo tanto la carga recogida es función de la presión, temperatura y humedad ambientales, ya que Q y ρ_{air} están correlacionadas. Es práctica habitual fijar la densidad del aire ρ_{air}, para unas condiciones climáticas dadas y reducir Q a esas condiciones climáticas y no al contrario. Como consecuencia de ello, M_u, además de estar afectado por las correcciones señaladas en a), se suele reducir a unas condiciones climáticas convenientemente especificadas.

4.4. Factor de calibración N_D. Lectura corregida del electrómetro

Dicho está que si se conociera el volumen de la cavidad la determinación de $D_{\rm air}$ sería inmediata. Desgraciadamente eso no es así para las cámaras

comerciales usadas en los Servicios de Física. Una medida directa del volumen con la debida exactitud resulta poco práctica y casi inviable en la mayor parte de los casos, por lo que se recurre a una medida indirecta de ese volumen. La ecuación 4.13 expresa que, para cada cámara, el cociente $D_{\rm air}/Q$ debe ser una constante que analizaremos a continuación. A este cociente se le denomina «factor de calibración de la cámara en unidades de dosis absorbida en el aire de la cavidad, $N_{\rm D}$ ». De la ecuación 4.13:

$$\frac{D_{\text{air}}}{Q} = \frac{1}{v\rho_{\text{air}}} \frac{W}{e} = N_D \text{ (en J/kg C o Gy/C)}$$
 (4.14)

Si suponemos constante el valor de W/e para todas las energías de electrones puestas en juego en el marco de aplicación de este protocolo (hipótesis admitida por los laboratorios de todo el mundo en la actualidad), N_D resulta ser sólo función de la masa de aire $(v\rho_{air})$ existente en el interior de la cámara y en consecuencia una constante de ella. En otras palabras, dentro de la zona de energías donde es aplicable el principio de Bragg-Gray, N_D es independiente del tipo y energía de la radiación.

Si se logra deducir de manera indirecta el valor de N_D (puesto que no se conoce el valor de v), la dosis absorbida en el aire de la cavidad se expresaría como:

$$D_{\rm air} = Q N_{\rm D} \tag{4.15}$$

Obsérvese que al ser $N_{\rm D}$ función de los factores $\rho_{\rm air}$ y W/e, (ecuación 4.14) debe ser establecido para unas condiciones climáticas dadas de presión, temperatura y humedad y a ellas debe reducirse el valor medido de Q, de acuerdo con lo expuesto en el párrafo b) del apartado anterior.

Habida cuenta de que N_D puede venir expresado para un conjunto de medida dado (electrómetro+cámara) en Gy/C o en Gy/div.⁽⁷⁾ es práctico generalizar la ecuación 4.15 sustituyendo Q por M_u^* , es decir:

$$D_{\rm air} = M_{\rm u}^* N_{\rm D} \tag{4.16}$$

siendo:

 D_{air} la dosis absorbida en el aire de la cavidad, en Gy.

N_D el factor de calibración en unidades de dosis absorbida en el aire de la cavidad, en Gy/C o en Gy/div. establecido para unas condiciones climáticas dadas de presión p_0 , temperatura θ_0 y humedad relativa h_0 .

denominado en general «lectura corregida del electrómetro», en C o en divisiones de la escala, puede expresarse, de acuerdo con lo indicado en los párrafos a) y b) del apartado anterior, como:

$$M_{\rm u}^* = M_{\rm u} \varphi(p, \theta) k_{\rm h}(k_{\rm s})_{\rm u}(k_{\rm st})_{\rm u}$$
 (4.17)

siendo:

 $M_{"}^*$

M_u la lectura del electrómetro, en C o en divisiones, en el haz del usuario, corregida en general por fugas y por efecto de polaridad.

 $\varphi(p,\theta)$ 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 de aire para la que ha sido establecido el factor N_D . Su valor viene dado por:

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

siendo p y θ la presión y la temperatura ambientes durante el proceso de medida.

 k_h el factor que corrige el aumento de corriente debido a la presencia de vapor de agua en el ambiente. Si N_D se ha establecido para una humedad relativa de 50%,

$$k_{\rm h} = 1,000 \pm 0,002$$

para humedades relativas comprendidas entre 20% y 70% y temperaturas entre 15 °C y 25 °C. Si $N_{\rm D}$ se ha establecido para aire seco,

$$k_h = 0.997 \pm 0.002$$

para el mismo margen de humedad y temperatura (CCEMRI, 1977)⁽⁸⁾.

⁽⁷⁾ Debe entenderse por división o dígito (div.) una unidad del valor numérico correspondiente al fondo de la escala utilizada.

⁽⁸⁾ Los valores numéricos señalados y su incertidumbre para el margen expresado, corresponden a medidas experimentales realizadas usando un haz de ⁶⁰Co. La extensión de su empleo al resto de los haces de fotones y haces de electrones que contempla este documento constituye una aproximación.

- $(k_s)_u$ el factor de corrección por saturación en el haz del usuario, que tiene en cuenta la recombinación de iones (véase el Apartado 2.2.3).
- (k_{st})_u el factor de corrección por efecto de tallo en el seno del maniquí para el haz del usuario. Es de difícil estimación directa y se aconseja adoptar el valor 1 para las cámaras recomendadas en este protocolo.

4.5. Deducción del factor de calibración N_D . Relación con N_X y N_K

Consideraciones de orden práctico por un lado y las que emanan de las propías definiciones de la exposición y del kerma en aire permiten plantear el problema de modo que se pueda deducir de manera indirecta el valor del factor de calibración $N_{\rm D}$. Entre ellas citaremos las siguientes:

- (a) Dentro del ámbito de aplicación de este protocolo, N_D es independiente del tipo y energía de la radiación.
- b) El laboratorio oficial de metrología suministra en la actualidad, y para las cámaras comerciales, factores de calibración en unidades de exposición, $N_{\rm X}$, y en unidades de kerma en aire, $N_{\rm K}$, ambos en el seno de aire y en la energía del $^{60}{\rm Co}$.
- c) Las magnitudes exposición y kerma en aire en la energía del ⁶⁰Co, están relacionadas con la carga liberada por unidad de masa de aire en el aire de la cavidad en el proceso experimental de su medida.

En el Apéndice E se muestra cómo relacionar N_D con los factores de calibración en la energía del 60 Co, N_X y N_K partiendo de una misma cámara considerada, de una parte, como patrón primario (se supone conocido el volumen de la cavidad) y de otra, como una cámara calibrada en el laboratorio oficial de metrología en unidades de exposición o kerma en aire. Los resultados de este estudio conducen a (véase el Apéndice E, ecuaciones E.14 y E.15):

$$N_{\rm D} = N_{\rm X}(W/e) k_{\rm m} k_{\rm as} \frac{1}{(k_{\rm s})_{\rm c} (k_{\rm sl})_{\rm c}}$$
 (4.18)

$$N_{\rm D} = N_{\rm K} (1 - g) k_{\rm m} k_{\rm as} \frac{1}{(k_{\rm s})_{\rm c} (k_{\rm s})_{\rm c}}$$
 (4.19)

que permite hallar el valor de $N_{\rm D}$ en función de $N_{\rm X}$ o $N_{\rm K}$ y donde:

- N_X es el factor de calibración en unidades de exposición en el seno del aire para la energía del ⁶⁰Co, suministrado por el laboratorio oficial de metrología y establecido en unas condiciones de presión, temperatura y humedad dados, normalmente 101,3 kPa (1013 mbar), 20 °C y 50% de humedad relativa, e implícitamente para una tensión de colección dada y para el tamaño de campo y tasa de exposición usados en el proceso de calibración (en kg⁻¹ o C/kg división).
- N_K es el factor de calibración en unidades de kerma en aire, en el seno del aire, para la energía del ⁶⁰Co y establecido en las mismas condiciones que las indicadas para N_X (en Gy/C o Gy/división).
- g es la fracción de la energía perdida por los electrones en forma de radiación de frenado en el aire, en la energía del ⁶⁰Co.
- k_m es un factor sin dimensiones que tiene en cuenta la no equivalencia al aire del material de la pared de la cámara (pared +caperuza) en la energía del ⁶⁰Co. Adopta dos formas distintas según que la cámara sea homogénea (pared y caperuza del mismo material) (véase el Apéndice E, ecuación E.12) o sea inhomogénea (pared y caperuza de distinto material, ecuación E.16).
- es un factor sin dimensiones que tiene en cuenta la atenuación y la dispersión del haz de fotones del ⁶⁰Co en la pared de la cámara (véase el Apéndice E, ecuación E.13).
- $(k_s)_c$ es el factor de corrección por saturación, en la energía de calibración, c, (60 Co) para la tasa de exposición usada durante el proceso de calibración en el laboratorio oficial de metrología.
- (k_{st})_c es el factor de corrección por el denominado efecto de tallo en la energía de calibración, c, (⁶⁰Co) para el tamaño de campo usado durante el proceso de calibración en el laboratorio oficial de metrología.

 $N_{\rm D}$ quedará establecido en las mismas condiciones climáticas en que hayan sido establecidos los factores de calibración $N_{\rm X}$ o $N_{\rm K}$. El establecer los factores de calibración para aire con un grado de humedad relativo de 50% tiene la ventaja práctica de que la lectura del electrómetro no necesita ser corregida por la presencia de vapor en

la mayor parte de los casos prácticos (véase el apartado anterior).

Determinación de N_D para cámaras

De las ecuaciones 4.18 y 4.19 se desprende que para el conocimiento de N_D es necesario conocer, además de los factores de calibración N_X o N_K suministrados por el laboratorio oficial de metrología, los valores de W/e, g, k_m , k_{as} , $(k_s)_c$ y $(k_{\rm st})_{\rm c}$.

W/e ha sido establecido por la ICRU en 33,85 ± ± 0.15 J/C para aire seco. (ICRU, 1979).

La fracción, g, de energía perdida en forma de radiación de frenado en el aire para el cobalto-60 ha sido estimada en 0,004 (BOUTILLON, 1977). X

 $k_{\rm m}$, el factor que se debe a la no equivalencia al aire del material de la cámara, adopta dos formas distintas según que se trate de una cámara homogénea (pared y caperuza del mismo material), o no homogénea (pared y caperuza de equilibrio de material diferente). Para el primer caso y empleando una notación simplificada para la razón de los coeficientes másicos de absorción que aparecen en la ecuación E.12 del Apéndice E:

$$k_{\rm m} = s_{\rm air,wall} (\overline{\mu_{\rm en}/\rho})_{\rm wall,air}$$
 (4.20)

para el segundo caso y de acuerdo con la ecuación E.16 del Apéndice E:

$$k_{\rm m} = \alpha s_{\rm air, wall} (\overline{\mu_{\rm en}/\rho})_{\rm wall, air} + + (1 - \alpha) s_{\rm air, cap} (\overline{\mu_{\rm en}/\rho})_{\rm cap, air}$$
(4.21)

donde $s_{air,wall}$ o $s_{air,cap}$ son las razones de los poderes másicos de frenado del aire y de la pared o del aire y de la caperuza respectivamente para los electrones que atraviesan la cavidad en la energía del ⁶⁰Co. $(\mu_{en}/\rho)_{wall,air}$ o $(\mu_{en}/\rho)_{cap,air}$ son las razones de los coeficientes másicos de absorción de energía pared/aire o caperuza/aire, promediados para el espectro gamma procedente de la fuente de 60Co. α es la fracción de ionización producida en la cavidad por los electrones generados en la pared de la cámara.

En la tabla 4.1 se dan valores para distintos materiales tanto de pared como de caperuza, de los parámetros $s_{\rm air,m}$ y $(\mu_{\rm en}/\rho)_{\rm m,air}$ y de su producto. Para los materiales de bajo número atómico que se emplean en la construcción de las cámaras, α resulta ser principalmente función del espe-

TABLA 4.1.-Razón de poderes másicos de frenado aire/material⁽¹⁾ y coeficientes másicos de absorción de energía material/aire(2) para rayos gamma de 60Co.

Material (m) de la pared de la cámara o caperuza	S _{air,m}	$(\overline{\mu_{\rm en}/\rho})_{\rm m,air}$	Producto
Agua, H ₂ O	0,885	1,112	0,984
A-150 (pl. eq. tejido)	0,880	1,101	0,969
C-552 (pl. eq. aire)	1,000	1,001	1,001
Delrin (Acetal), (CH ₂ O),	0,925	1,068	0,988
Grafito	0,988	1,001	0,989
Nylon 6 6 6/6, (C ₆ H ₁₁ ON) _n	0,880	1,099	0,967
	0,909	1,081	0,983
Poliestireno, $(C_8H_8)_n$	0,904	1,078	0,975
Tufnol	_	_	0,979(3)

⁽¹⁾ Evaluados según Seltzer y Berger (1982) —corrección por densidad según STERNHEIMER y PEIERLS (1971) para electrones de energía 0,3 MeV.

(2) Evaluados a partir de HUBBELL (1982).

(3) Según HENRY (1979).

sor másico, según sus determinaciones experimentales (LEMPERT y col., 1983). La figura 4.3 permite seleccionar para la energía del 60Co, el valor de α en función del espesor másico de la pared.

Nath y Schulz realizaron un considerable esfuerzo para determinar $k_{\rm as}$ (denominado $k_{\rm att}$ y $A_{\rm wall}$ por otros autores). Usando el método de Monte Carlo calcularon k_{as} para un número considerable de cámaras comerciales de dimensiones y composición conocidas (NATH y SCHULZ, 1981). Estos autores demuestran que para los materiales de bajo número atómico, de los que usualmente se emplean en la construcción de cá-

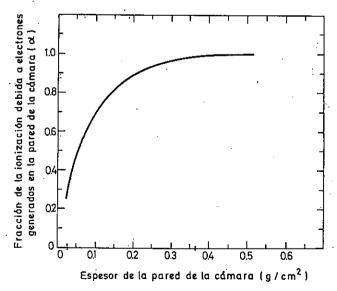


Figura 4.3. Fracción α de ionización debida a electrones generados en la pared de la cámara en función del espesor de la pared para rayos gamma de 60Co. (Tomado de LEMPERT y col., 1983).

maras, k_{as} no resulta ser función de la composición de la pared ni de la caperuza, siempre que el espesor se exprese en unidades de masa superficial, y sugieren la ecuación:

$$k_{\rm as} = 1 - \gamma x_1 \tag{4.22}$$

donde:

- x_i es el espesor másico total de la pared y caperuza de equilibrio en g/cm^2 .
- γ es la atenuación y dispersión por gramo y cm² del espesor total. Resulta ser función del radio y longitud interna de la cavidad cilíndrica. En la tabla 4.2 se dan valores de γ para distintas longitudes y radios de cavidades.

En la tabla 4.3.a se dan las características de la mayor parte de las cámaras comerciales usadas en nuestro país en lo que respecta al cálculo de $k_{\rm m}$ y $k_{\rm as}$. Se han utilizado en todos los casos espesores, composiciones y densidades de acuerdo con los datos suministrados por los fabricantes. En la tabla 4.3.b se dan, para esas mismas cámaras, los valores de $k_{\rm m}$ y $k_{\rm as}$ calculados, así como su producto.

El factor de corrección por saturación para la tasa de exposición o de kerma usada en el proceso de calibración, $(k_s)_c$, debe ser evaluado por el usuario (véase el apartado 2.2.3). En el caso de que el equipo de medida dispusiera de tensión de colección variable (véase el Apéndice C, apartado 4) este factor de corrección podría ser evaluado durante el proceso de calibración de la cámara en el laboratorio oficial de metrología.

TABLA 4.2.—Corrección por atenuación y dispersión en la pared de la cámara y caperuza de equilibrio en función de las dimensiones internas de la cavidad para rayos gamma de 60 Co. Los datos tabulados, γ , corresponden a la corrección por unidad de espesor $(g/cm^2)^{(1)}$. El factor de corrección se determina mediante k_a , $i - \gamma x_i$, siendo x_i el espesor, en g/cm^2 , de la pared más la caperuza.

Longitud interna			Radio int	terno (cm)	
(cm)	0,2		0,3	0,4	0,5
. 0,4	0,0156		0,0210	0,0270	0,0322
0.6	0,0153	*	0,0205	0,0260	0.0310
0,8	0,0151		0,0200	0,0250	0,0296
1,0	0,0149		0,0195	0,0240	0,0284
1,5	0,0144		0,0180	0,0215	0.0252
2,0	0,0142		0,0165	0,0190	0,0222
2,0 2,5	0,0140		0,0152	0.0170	0.0190

⁽¹⁾ Según NATH y SCHULZ (1981), y AAPM (1983).

TABLA 4.3a.—Características de construcción necesarias para la evaluación de $k_{\rm m}$ y $k_{\rm ax}$ en cámaras de ionización cilíndricas de tipo dedal.

Cámara	Dimension	nes int.	int. Pared	ed	Caperuz	a	Espesor tota
(Denominación comercial)	Longitud (cm)	Radio (cm)	Material ⁽¹⁾	Espesor (g/cm ²)	Material ⁽¹⁾	Espesor (g/cm ²)	(pared + cap) (g/cm²)
Capintec 0,65cc PR-06C	2,200	0,320	C-552	0,053	C-552	0,924	0,977
Capintec 0,60cc	2,380	0,325	Grafito	0,046	PMMA	0,625	0.671
NE 0,20cc 2515	0,700	0,295	Tufnol	0,074	PMMA	0,543	0.617
NE 0,20cc 2577	0,870	0,314	Grafito	0,066	Delrin	0,551	0,617
NE 0,20cc 2515/3	0,700	0,314	Grafito	0,066	PMMA	0,543	0,609
NE 0,60cc 2581	2,410	0,315	A-150	0,041	Poliestireno	0,584	0,625
NE 0,60cc 2571	2,410	0,315	Grafito	0,066	Delrin	0,551	0,617
NE 0,60ćc 2505	2,400	0,295	Tufnol	0,074	PMMA	0,543	0,617
NE 0,60cc 2505/3	2,400~	0,314 -	Grafito ~	0,066 ~	PMMA~	0.543~	0,609
NE 0,60cc 2505/3B	2,400	0,314	Nylon 6	0,041	PMMA	0,543	0,584
NE 0,325cc 2561	0,922	0,367	Grafito	0,091	Delrin	0,584	0,675
PTW 0,30cc 23332	1,800	0,250	PMMA	0,060	PMMA	0,360	0.420
PTW 0,60cc 23333	2,300	0.305	PMMA	0,060	PMMA	0,360	0,420
PTW 1,00cc 23331	2,200	0,400	PMMA	0.060	PMMA	0,360	0,420
Victoreen 0,30cc 30-348	1,800	0,250	PMMA	0,060	PMMA	0,360	0,420
Victoreen 0,60cc 30-351	2,300	0,305	PMMA	0,060	PMMA	0,360	0.420
Victoreen 1,00cc 30-349	2,200	0,400	PMMA	0,060	PMMA	0,360	0,420

⁽¹⁾ Para la consección de los valores de esta tabla se han empleado los valores de densidad siguientes (g/cm³):

A-150	1,127	Poliestireno	1,06
C-552	1,76	PMMA	
Deirin		PMMA (PTW y Victoreen)	1,20
Grafito	1,82	Tufnol	1,35
'Nylon-6	1,14		•

El factor de corrección por el denominado efecto de tallo $(k_{\rm st})_{\rm c}$ para el tamaño de campo usado en el proceso de calibración, debe ser evaluado experimentalmente por el usuario en un haz de 60 Co (véase el Apéndice B; apartado 1).

En el proceso de obtención del valor de $N_{\rm D}$ debe prestarse atención a las unidades usadas, especialmente en el caso de que se parta del factor de calibración $N_{\rm X}$ (ecuación 4.18). Este debe venir expresado en unidades de kg⁻¹ o C/kg div. para que $N_{\rm D}$ se obtenga en Gy/C o en Gy/div. Si $N_{\rm X}$ viniera expresado en R/div., previamente debería obtenerse:

$$N_{\rm X}({\rm C/kg~div.}) = N_{\rm X}({\rm R/div.}) \quad 2.58 \cdot 10^{-4}({\rm C/kg~R})$$
(4.23)

En ocasiones resulta necesario determinar el valor de $N_{\rm D}$ para cámaras que no constituyen la referencia de un Servicio de Física o que se han adquirido o reparado entre dos campañas de calibración realizadas por el laboratorio oficial de metrología o bien que, por alguna circunstancia, no se conoce con exactitud la composición de sus paredes o las dimensiones necesarias para el conocimiento de $k_{\rm as}$ y $k_{\rm m}$. En estos casos es muy conveniente determinar experimentalmente $N_{\rm D}$ por comparación con la cámara cilíndrica de referencia, de $N_{\rm D}$ conocido. En el Apéndice G se describe el procedimiento más adecuado.

TABLA 4.3b.—Valores calculados de k_m , k_{as} y $k_m k_{as}$ para las cámaras de ionización de la Tabla 4.3a.

Cámara (Denominación comercial)	k_{m}	k_{as}	$k_{\rm m}k_{\rm as}$
Capintee 0,65cc PR-06C	1,001	0,984	0,985
Capintee 0,60cc	0,986	0,989	0,975
NE 0,20cc 2515	0,981	0,988	0,969
NE 0,20cc 2577	0,989	0,987	0,976
NE 0,20cc 2515/3	0,986	0,987	0,974
NE 0,60cc 2581	0,973	0,990	0,963
NE 0,60cc 2571	0,989	0,990	0,979
NE 0,60cc 2505	0,981	0,991	0,971
NE 0,60cc 2505/3	0,986 🕳	0,990	0,977
NE 0,60cc 2505/3B	0,977	0,991	0,968
NE 0,325cc 2561	0,989	0,985	0,973
PTW 0,30cc 23332	0,983	0,993	0,977
PTW 0,60cc 23333	0,983	0,993	0,976
PTW 1,00cc 23331	0,983	0,992	0,975
Victoreen 0,30cc 30-348	0,983	0,993	0,977
Victoreen 0,60cc 30-351	0,983	0,993	0,976
Victoreen 1,00cc 30-349	0,983	0,992	0,975

4.7. Determinación de N_D para cámaras planoparalelas

Las ecuaciones 4.18 y 4.19 son perfectamente válidas en principio para determinar el valor de $N_{\rm D}$ en el caso de utilizar cámaras plano-paralelas. Existen, sin embargo, distintas peculiaridades en este tipo de cámaras que hacen dificil y compleja la determinación teórica del producto $k_{\rm as}k_{\rm m}$ en la energía del 60Co. Entre ellas cabe citar los diferentes espesores, en general, de sus paredes (frontal, posterior y laterales) y, en la mayoría de las cámaras comerciales, los distintos materiales de que están compuestas. En resumen, en la mayoría de los casos, la cavidad de aire no está rodeada por un material único ni uniforme en espesor, como es el caso de las cámaras cilíndricas o de dedal, por lo que una determinación teórica de k_{as} y k_m llevaría consigo una incertidumbre considerable en el conocimiento de $N_{\rm D}$.

El método recomendado para el conocimiento de $N_{\rm D}$ en cámaras plano-paralelas ($N_{\rm D,pp}$) es una medida experimental por comparación con una cámara cilíndrica o de dedal (NACP, 1981), preferentemente la considerada como de referencia en un Servicio de Física y de la que obviamente se conoce $N_{\rm D}$. El procedimiento experimental (MATTSSON y col., 1981; NACP, 1981) se describe en el Apéndice G. Mattsson y sus colaboradores determinaron experimentalmente $k_{\rm as}k_{\rm m}$ para una cámara comercial que cumple las especificaciones recomendadas en este documento. Se trata de la cámara plano-paralela NACP de grafito.

$$(k_{ns}k_{m}=0.966\pm0.005)$$
.

La determinación de $N_{\rm X}$ o $N_{\rm K}$, llevada a cabo en un laboratorio oficial de metrología, permitiría el conocimiento de $N_{\rm D}$ para este modelo de cámara.

En general, y dado que no se conoce el valor de $(k_{\rm as}k_{\rm m})_{\rm pp}$ para la mayoría de las cámaras comerciales, no existe otra posible alternativa para el conocimiento de $N_{\rm D}$ que la determinación experimental.

4.8. Expresión general de la dosis absorbida

De la ecuación 4.8 que relaciona la dosis absorbida en un punto P de un medio extenso, m, con la dosis absorbida en el aire de la cavidad y de la ecuación 4.16 que relaciona esta última con la lectura corregida del equipo de medida (a través del factor de calibración N_D), podemos expresar de forma general la dosis absorbida en un

0

punto P de un medio extenso, m, en el haz del usuario, u, mediante:

$$D_{\rm m}(P) = M_{\rm u}^* N_{\rm D} s_{\rm m,air} p_{\rm u}$$
 (4.24)

donde:

- M^{*} es la lectura corregida del electrómetro, en C o en divisiones de la escala [véase el apartado 4.4, ecuación 4.17].
- N_D es el factor de calibración en unidades de dosis absorbida en el aire de la cavidad, en Gy/C o Gy/div. (véanse los apartados 4.5, 4.6 y 4.7).
- s_{m,air} es la razón de poderes de frenado másicos de colisión material/aire. Para los modelos de cámara recomendados en este protocolo, es función del tipo de radiación, del material del medio y de la energía en el punto de medida (véase el Capítulo 6).
 - p_u es el factor que corrige la perturbación introducida por la cámara (véase el apartado 4.2). Su determinación (véase el Capítulo 6) es función, en general, del tipo de radiación, de la energía en el punto de medida, de las dimensiones de la cámara y del material de sus paredes.

5. DETERMINACION DE LA ENERGIA EN ACELERADORES

La importancia de la determinación de la energía de un haz de electrones o fotones estriba, fundamentalmente, en la dependencia energética de algunos parámetros dosimétricos (poderes de frenado, factores de perturbación, etc.) necesarios para la determinación de la dosis absorbida en cualquier punto del medio material sometido a la radiación.

El conocimiento de la calidad del haz es también de interés, puesto que permite la comparación entre haces producidos por diferentes aceleradores, y explicar así posibles diferencias entre generadores con la misma energía nominal. Asimismo posibilita la utilización de datos normalizados para aceleradores de construcción similar, siempre y cuando la energía se determine de manera uniforme (NACP, 1980).

En general puede considerarse que un haz se caracteriza especificando el tipo de partículas que lo componen y sus distribuciones energética y angular. En lo que respecta al tipo de partículas, trataremos aquí únicamente haces de fotones y electrones dentro del rango de energías de aplicación de este protocolo.

Supondremos distribuciones angulares tales que no afecten apreciablemente la distribución de la dosis absorbida en el eje. Este es el caso de los haces de uso clínico actuales. Con esta condición, puede caracterizarse suficientemente el haz por el tipo de partículas y su espectro energético, pero aún esto resulta excesivo. Aparte de que es difícil determinar un espectro, la utilidad del mismo sería reducida, ya que:

- a) Debería realizarse un cálculo específico de los parámetros dosimétricos para cada haz, con la inherente complejidad de cálculo por parte del usuario.
- b) Los criterios por los cuales dos espectros energéticos pudieran considerarse iguales, a efectos de dosis absorbida en el eje del haz, serían difíciles de establecer.

En general un espectro energético se caracteriza mediante un cierto número de parámetros tales como la energía máxima $(E_{\text{máx}})$, la energía más probable (E_p) , la energía media (E), y la anchura total de la distribución energética a la mitad del

máximo (Γ). Normalmente esa descripción es satisfactoria para los haces de electrones y de radiación gamma, pero no ocurre lo mismo con los haces de fotones producidos por radiación de frenado para los cuales no todos los parámetros descritos resultan adecuados.

5.1. Especificación de la energía de un haz de electrones

Cuando un haz de electrones atraviesa los diferentes materiales existentes entre la ventana de vacío del acelerador y la superficie del medio irradiado, sufre pérdidas de energía que desplazan el espectro hacia energías inferiores, al mismo tiempo que fluctuaciones en las citadas pérdidas ensanchan el espectro. Algo análogo sucede cuando el haz penetra en el medio. En consecuencia, los parámetros energéticos de la distribución, citados anteriormente, serán distintos según se trate del haz inicial (a), del haz en la superficie del maniquí o el paciente (o), o del haz a una profundidad z en el interior del medio irradiado (z). La figura 5.1. esquematiza estas diferencias.

La especificación de la energía de los electrones para propósitos clínicos prácticos no requiere el conocimiento de todos los parámetros energéticos del haz, pero las distribuciones de dosis absorbida y otros datos del haz sólo son significativos si se especifican claramente ciertos parámetros. En tratamientos de radioterapia con haces de electrones, comprendidos en el intervalo energético del que se ocupa el presente documento, es necesaria la determinación de la energía más probable, $E_{\rm p,o}$, y la energía media $\overline{E}_{\rm o}$, ambas en la superficie del maniquí.

La energía más probable, $E_{\rm p,o}$, se recomienda para caracterizar las curvas de isodosis o de porcentaje de dosis en profundidad. La razón es que $E_{\rm p,o}$ se ha relacionado con el alcance práctico $R_{\rm p}$ (magnitud que se definirá más adelante), empleado generalmente para la determinación de la energía por métodos ionométricos. Sin embargo, en las ocasiones en que se necesita especificar con mayor detalle la distribución de dosis absorbida, la caracterización del haz por medio de $E_{\rm p,o}$ no es suficiente. Haces de electrones con los mismos ta-

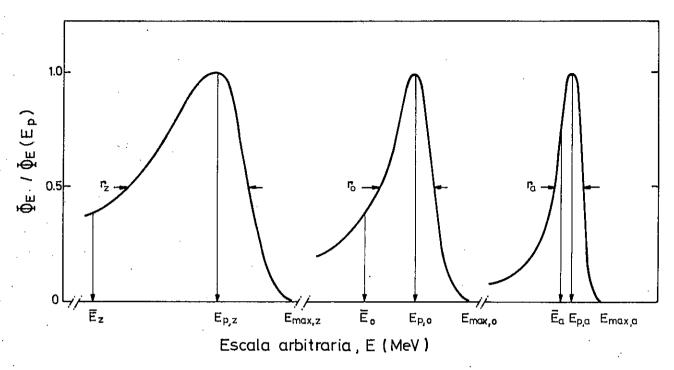


Figura 5.1. Distribución energética de un haz de electrones en la ventana del acelerador (a), en la superficie del medio (o), y a cierta profundidad (z) en el medio. En ordenadas se pre-

senta la fluencia diferencial en energia, Φ_E , normalizada a su valor para la energía más probable, $\Phi_E(E_n)$.

maños de campo, distancia fuente-superficie y dispersión angular, pero con distinta anchura del espectro energético, pueden producir distribuciones de dosis absorbida muy diferentes, incluso si la energía más probable en la superficie es la misma (BRAHME y SVENSSON, 1980). El caso más típico se produce al comprobar las curvas de rendimiento en profundidad de distintos aceleradores, en los que las diferencias de anchura del espectro y de dispersión angular en la superficie del medio se manifiestan fundamentalmente porque producen pendientes muy distintas en el tramo descendente de la curva. Por este motivo es aconsejable incluir lo que se denomina alcance terapéutico, R., o profundidad útil para el tratamiento con ese haz, que está relacionado con un cierto nivel de dosis absorbida, normalmente 85 %. (Brahme y Svensson, 1976).

La energía media del haz es el parámetro esencial para la determinación de los factores dosimétricos que permiten calcular la dosis absorbida en un medio. Estrictamente, estos factores deben evaluarse considerando el espectro energético completo en el punto de interés; sin embargo, su determinación a partir de la energía media constituye una aproximación razonable salvo para haces con distribuciones energéticas o angulares extremas en la superficie del medio. Esta limitación se debe a que los poderes de frenado se han

calculado para haces monoenergéticos y monodireccionales de electrones. La diferencia $(E_{\rm p,o} - \overline{E}_{\rm o})$ (véase la figura 5.1) puede utilizarse como una indicación de la anchura del espectro, y ésta es a menudo mayor para aceleradores con sistema homogeneizador compuesto por una sola lámina y colimación mediante aplicadores o conos.

En el presente documento, los poderes de frenado y los factores de perturbación se darán en función de la energía media en la superficie del medio \overline{E}_o , y la profundidad del punto de medida, $z^{(1)}$. A partir de \overline{E}_o también es posible determinar, al menos de forma aproximada, la energía media, \overline{E}_z , a cualquier profundidad en el medio, como se indicará más adelante.

A veces es conveniente proporcionar un solo parámetro energético para caracterizar en la consola de control del acelerador el haz inicial de electrones. Para ello suele emplearse la energía más probable en la ventana de vacío del acelerador, $E_{\rm p,a}$ puesto que es independiente de los filtros homogeneizadores, cámaras monitoras, etc.,

⁽¹⁾ Se ha sugerido que estos dos parámetros \overline{E}_a y z no son suficientes ni adecuados para la elección de la razón de poderes de frenado $s_{w,air}$ en haces con gran anchura espectral (JOHANSSON y SVENSSON, 1982). Sin embargo no existe en la actualidad un método alternativo que permita obtener $s_{w,air}$ en un proceso de calibración (profundidad fija).

que se interpongan en la trayectoria del haz. Su determinación, básicamente teórica, puede realizarse a partir de $E_{\rm p,o}$ (NACP, 1980), pero dado que se requiere un conocimiento detallado de la estructura y de los materiales que componen la cabeza de tratamiento del acelerador, no será considerada en el presente documento.

5.2. Determinación práctica de la energía de un haz de electrones

Como ya se ha indicado en apartados anteriores, las presentes recomendaciones se basan esencialmente en procedimientos ionométricos. Por ello no se incluyen aquí aquellas determinaciones de los parámetros energéticos del haz que se basan en medidas del umbral de reacciones nucleares o por emisión de radiación de Cerenkov.

La determinación de las energías más probables, $E_{\rm p,o}$, y media, $\overline{E}_{\rm o}$, en la superficie del medio irradiado, se basa en el empleo de relaciones empíricas entre la energía cinética y los parámetros de alcance que caracterizan la penetración de los electrones en diyersos materiales.

Los parámetros de alcance se definen a partir de la distribución de dosis absorbida en profundidad según se indica en la figura 5.2. De especial relevancia son el alcance o rango práctico R_p , y la profundidad de hemiabsorción, R_{50} . El alcance práctico R_p se define como la profundidad donde la tangente a la porción recta del tramo descendente de la curva, corta a la prolongación del fondo de radiación de frenado⁽²⁾. La profundidad de hemiabsorción R_{50} se define como la profundidad a la que se encuentra el nivel de 50% de la curva de dosis absorbida.

Las relaciones empíricas energía-alcance que se dan más adelante son válidas estrictamente para haces anchos y paralelos de electrones, incidentes perpendicularmente sobre un maniquí semi-infinito de agua. No es posible fijar un límite a partir del cual el haz clínico pueda ser considerado como un haz ancho, es decir, que la distribución de dosis en profundidad en el eje central sea independiente del tamaño del haz, ya que aquélla depende de la distribución angular y energética del mismo. A partir de ciertos resultados experimentales (LAX y BRAHME, 1979), se recomienda aquí utilizar campos de 12×12 cm² para energías hasta 15 MeV, y de 20×20 cm² por encima de esa

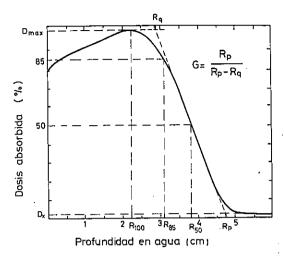


Figura 5.2. Distribución de la dosis absorbida de un haz de electrones y significado de los parámetros de alcance. $D_{\text{máx}}$ es el nivel de dosis absorbida máxima, D_{X} es el fondo debido a radiación de frenado, R_{85} es el alcance terapéutico, R_{50} es la profundidad de hemiabsorción, R_{p} es el alcance práctico y G es el gradiente de dosis absorbida. (Tomado de BRAHME y SVENSSON, 1976).

energía. Las dimensiones del maniquí tendrán, como mínimo, un margen de 5 cm alrededor del campo utilizado, y en profundidad, de 5 a 10 cm más que el alcance práctico.

En este documento no se considera la determinación de dosis absorbida en un medio distinto de agua. Sin embargo, en el caso de haces de electrones con energía media en superficie inferior a 15 MeV, puede ser más práctico utilizar un maniquí de placas de plástico conductor, como el A-150 (véase el apartado 6.1) para determinar parámetros de alcance o curvas de ionización en profundidad. Por debajo de 5 MeV resulta imperativo el uso del maniquí de plástico⁽³⁾. En estos casos, es necesario transformar R_p y R_{50} en sus equivalentes en agua por medio de la relación (MARKUS, 1961):

$$\frac{R_{\rm w}}{R_{\rm pl}} = \frac{\rho_{\rm pl}}{\rho_{\rm w}} \frac{(Z/A)_{\rm ef,pl}}{(Z/A)_{\rm ef,w}} = c$$
 (5.1)

En la tabla 5.1 se dan algunas propiedades de distintos materiales. R y ρ son el alcance y la densidad, respectivamente, mientras que $(Z/A)_{ef}$ se define en la propia tabla. Los subíndices w y pl indican agua y material plástico.

 $^{(3)}$ Dado el alcance práctico para electrones por debajo de 5 MeV ($\simeq 2.5$ cm aproximadamente para $\overline{E}_{\rm o} = 5$ MeV) resulta dificil de imaginar el empleo de un maniqui de agua con la debida precisión y resolución en la medida de la profundidad.

⁽²⁾ Algunos autores consideran la intersección con el eje de abscisas (profundidad), lo que produce alcances prácticos distintos de los que aquí se describen.

TABLA 5.1.—Propiedades de materiales empleados en la construcción de maniaules.

Material	$(Z/A)_{\rm ef}^{(1),(2)}$	Densidad ⁽³⁾ (g/cm ³)	c
Agua, H,Q	0,555	1,000	1,000
A-150	0,549	1,127	1,115
Plexiglás ⁽⁴⁾ (PMMA), (C ₅ H ₈ O ₂) ₀	0,539	1,190	1,156
Poliestireno ⁽⁴⁾ (C ₈ H ₈) _n	0,538	1,060	1,027

(1) Tomado de BERGER y SELTZER (1983).

 $(Z/A)_{el} = \sum w_i (Z_i/A_i)$, siendo w_i la fracción en peso del clemento constituyente de número atómico Zi y masa atómi-

(A_j.

(3) La densidad de cada material plástico debe determinarse individualmente, modificando c en consecuencia.

(4) Materiales no recomendados para la calibración de haces de electrones (véase apartado 6.1).

En la medida de las distribuciones de ionización en profundidad es menester utilizar el punto efectivo de medida de la cámara cilíndrica utilizada (véase el apartado 6.3.1) y corregir las lecturas por aquellas limitaciones que pudieran depender de la profundidad. Esencialmente, la recombinación de iones y el efecto de polaridad. Para energías inferiores a 15 MeV o, mejor aún, siempre que se desee reducir la incertidumbre que lleva inherente la determinación del punto efectivo de medida, se recomienda el empleo de cámaras plano-paralelas (NACP, 1980; 1981).

a) Determinación de $E_{p,o}$

Como ya se ha indicado, la energía más probable en superficie, E_{p,o}, está directamente relacionada con el alcance práctico R_n. La ecuación empírica (NACP, 1980):

$$E_{p,o} = C_1 + C_2 R_p + C_3 R_p^2$$
 (5.2)

con $C_1 = 0.22$ MeV, $C_2 = 1.98$ MeV cm⁻¹, $C_3 = 0.0025$ MeV cm⁻², es válida para tamaños grandes de campo y para la práctica totalidad de aceleradores existentes. R_o debe determinarse a partir de distribuciones obtenidas con DFS = 1 m.

La diferencia en R_p según se obtenga a partir de curvas de ionización o de dosis absorbida en profundidad es de 1 a 2 mm, por lo que constituye una aproximación razonable utilizar curvas de ionización para determinar R_p y, por tanto, $E_{p,o}$. Asimismo, es preciso mencionar que las diferencias obtenidas al determinar R_p a partir de haces divergentes o de haces corregidos por el inverso del cuadrado de la distancia son del mismo orden que la incertidumbre asociada a la relación entre $E_{p,o}$ y R_p (BRAHME, 1980). Por ello no se considera necesario corregir por la divergencia del

Determinación de E_{α} .

A partir de medidas en diferentes aceleradores se ha demostrado (BRAHME y SVENSSON, 1976) que la energía media en la superficie del medio se relaciona aproximadamente con la profundidad de hemiabsorción en agua, R₅₀, por medio de la ecuación:

$$\overline{E}_{0} = C_{4} R_{50}$$
 (5.3)

donde $C_4=2,33~{\rm MeV~cm^{-1}}$. Estrictamente, la ecuación 5.3 es válida para tamaños grandes de campo (según el criterio dado anteriormente), en el intervalo energético de 5 a 35 MeV, y en el caso en que R_{50} se determine a partir de curvas de dosis absorbida en profundidad para distancia fuente cámara constante. Es posible determinar también E_o a partir de R₅₀ si éste se obtiene a partir de curvas de dosis absorbida o de ionización en profundidad con DFS=1 m, mediante la tabla 5.2

TABLA 5.2.-Relación entre la energía media de un haz de electrones en la superficie del medio, \overline{E}_{o} , y el alcance R_{50} obtenido en medidas de dosis absorbidas y de ionización en profundidad, realizadas con DFS=1 m y tamaños grandes de campo. (Tomado de NACP, 1980)

$\overline{E_o}$ (MeV)	R_{50} (cm) (de dosis abs.)	R ₅₀ (cm) (de ionización		
1	0,3	0,3		
2	0,7	0,7		
3	1,2	1,2		
4	1,6	1,6		
4 5	2,1	2,1		
6	2,5	2,5		
7	3,0	3,0		
8	3,4	3,4		
9	3,8	3,8		
10	4,3	4,3		
12	5,1	5,1		
14 ,	6,0	5,9		
16	6,8	6,7		
18	7,8	7,6		
20	8,6	. 8,4		
22	9,4	9,2		
25	10,7	10,4		
30	12,8	12,3		
35	14,6	14,0		
40	16,3	15,4		

c) Determinación de \overline{E}_z .

La variación de la energía media con la profundidad se determina normalmente mediante relaciones aproximadas.

Para haces monoenergéticos de electrones, Harder sugirió que la dependencia con la profundidad de la energía media podía aproximarse por la de la energía más probable (HARDER, 1965).

$$\overline{E}_z \simeq E_{p,z} = E_{p,o}(1 - z/R_p) \tag{5.4}$$

donde z es la profundidad de interés. Esta ecuación, en la que normalmente se sustituye $E_{\rm p,o}$ por $E_{\rm o}$, es muy utilizada en la práctica debido a su sencillez. Sin embargo, para la mayoría de los haces, esta aproximación debería usarse estrictamente sólo para la variación de la energía más probable, ya que \overline{E}_{o} puede ser varios MeV inferior a $E_{p,o}$ (NACP, 1980) y, adicionalmente, la energía media decrece inicialmente con más rapidez por la influencia de las pérdidas energéticas por radiación. Debido a la fuerte dependencia de la razón de poderes de frenado agua/aire con la energía, la aproximación de Harder puede usarse solamente para energias inferiores a 10 MeV, o para pequeñas profundidades en energías superiores.

Existe otra ecuación desarrollada por Brahme, que se basa en una aproximación exponencial en frenado continuo. Supone un poder de frenado de colisión independiente de la profundidad y un poder de frenado de radiación proporcional a la energía media, y permite determinar \overline{E}_z con buena precisión hasta profundidades de aproximadamente 0,75 R_p para cualquier energía (BRAHME, 1975). Esta expresión viene dada por:

$$\overline{E}_{z} = \overline{E}_{o} \frac{S_{\text{tot}} \exp(-zS_{\text{rad}}/\overline{E}_{o}) - S_{\text{col}}}{S_{\text{rad}}}$$
 (5.5)

donde $S_{\rm col}$, $S_{\rm rad}$ y $S_{\rm tot}$ son, respectivamente, los poderes lineales de frenado por colisión, radiación y total, correspondientes a la energía media en la superficie, $\overline{E}_{\rm o}$.

Para cualquier profundidad se da en la tabla 5.3 la razón entre la energía media a una profundidad en agua (medida en fracciones de z/R_p) y la energía media en la superficie del maniquí, para

TABLA 5.3.—Razón entre <u>la</u> energía media de un haz de electrones en profundidad, $\overline{E_z}$, y la energía media en la superficie, $\overline{E_o}$, de un maniquí de agua. Las profundidades se expresan como fracción de R_p . (Tomado de Andreo y Brahme, 1981; Andreo, 1983).

z/R_p		Energi	a media	en super	ficie $(\overline{E_o})$	
	5 MeV	10 MeV	20 MeV	30 MeV	40 MeV	50 MeV
0,00	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	. 1,000
0,05	0,943	0,941	0,936	0,929	0,922	0,915
0,10	0,888	0,884	0,875	0,863	0,849	0,835
0,15	0,831	0,826	0,815	0,797	0,779	0,761
0,20	0,772	0,766	0,754	0,732	0,712	0,692
0,25	0,712	0,705	0,692	0,669	0,648	0,627
0,30	0,651	0,645	0,633	0,607	0,584	0,561
0,35	0,587	0,583	0,574	0,547	0,525	0,503
0,40	0,527	0,523	0,514	0,488	0,466	0,444
0,45	0,465	0,462	0,456	0,432	0,411	0,390
0,50	0,411	0,407	0,399	0,379	0,362	0,345
0,55	0,359	0,355	0,348	0,329	0,314	0,299
0,60	0,313	0,309	0,300	0,282	0,269	0,256
0,65	0,270	0,265	0,255	0,239	0,228	0,217
0,70	0,231	0,226	0,216	0,202	0,192	0,182
0.75	0,197	0,191	0,180	0,168	0,159	0,150
0,80	0,164	0,159	0,149	0,138	0,131	0,124
0,85	0,137	0,131	0,120	0,111	0,105	0,099
0,90	0,114	0,108	0,096	0,089	0,084	0,079
0,95	0,091	0,086	0,076	0,069	0,065	0,061
1,00	0,077	0,071	0,059	0,053	0,049	0,045
1,05	0,061	0,056	0,046	0,040	0,037	0,034
1,10	0,048	0,044	0,036	0,031	0,028	0,025
1,15	0,037	0,034	0,028	0,020	0,018	0,016
1,20	0,027	0,025	0,020	0,014	0,011	0,008
1,25	0,020	0,017	0,012	0,008	0,006	0,004

haces de electrones de 5 a 50 MeV, calculados por el método de Monte-Carlo (ANDREO y BRAHME, 1981; ANDREO, 1983). Estos valores son, en primera aproximación, válidos para haces clínicos independientemente de su dispersión angular y de la anchura energética de su espectro.

5.3. Especificación de la energía de un haz de fotones

Los haces de fotones empleados en radioterapia con aceleradores se producen por bombardeo de un blanco, usualmente de tungsteno (Z=74), con un haz de electrones prácticamente monoenergético. El espectro de radiación de frenado resultante no es una función simple de la energía máxima de los electrones, sino que existe una gran dependencia con el espesor del blanco y la presencia de cualquier filtro homogeneizador en el haz (RAWLINSON y JOHNS, 1973). Debido a esta dependencia, la energía media del espectro, la profundidad del máximo de la dosis absorbida y

el coeficiente efectivo de atenuación del haz serán distintos para haces de fotones, producidos incluso por electrones de la misma energía. En cambio, la modificación del espectro con la profundidad no es tan acusada como en el caso de electrones (NAHUM, 1976).

Estas peculiaridades de los espectros de fotones hacen particularmente difícil la caracterización del haz por medio de parámetros energéticos similares a los empleados para describir los haces de electrones. Se adopta convencionalmente la energía máxima del espectro de fotones para caracterizar las distribuciones de dosis absorbida, y aunque ésta puede determinarse a partir de reacciones fotonucleares, se recurre a la energía más probable del haz de electrones en la ventana del

acelerador $E_{\rm p,a}$, o a la energía nominal en la consola de control. Es éste un método aproximado (dentro de 1 ó 2 MeV), pero suficiente, debido a la lenta variación de los parámetros dosimétricos con la energía en haces de fotones.

Esta caracterización justifica el hecho de emplear «unidades MV» (potencial acelerador) para referirse a un haz de fotones cuyo espectro, producido por electrones prácticamente monoenergéticos, tiene una energía máxima igual a la de los electrones. En consecuencia, referirse, por ejemplo, a fotones de 25 MV significa hablar de un espectro continuo de fotones de 0 a 25 MeV, producido por electrones de 25 MeV, independientemente del tipo de blanco y del filtro homogeneizador.

6. DETERMINACION DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA

La utilización de haces de fotones o electrones en radioterapia requiere determinar para cada haz de radiación de uso clínico la distribución de dosis absorbida en el volumen irradiado. Esta depende de la composición y de la geometría del medio, es decir, de cada paciente en particular. En la práctica, este proceso se separa en dos etapas:

- 1. Determinación de la distribución de dosis en un medio homogéneo para cada haz.
- Corrección de la distribución anterior para cada caso particular (dosimetría clínica).

En este documento trataremos sólo los procedimientos necesarios para resolver la primera etapa, y dentro de ella, centraremos la atención en la dosis absorbida en un punto, denominado punto de calibración.

6.1. Medio irradiado

Es bien sabido que, por numerosas razones, el agua constituye el material idóneo para la determinación de la dosis absorbida en procedimientos clínicos. Al igual que para la determinación de la energía de los haces utilizados, las dimensiones del maniqui empleado deben ser mayores que la sección transversal del haz, de modo que sea seguro que si aumentase el tamaño del maniquí no aumentaria la contribución de radiación dispersa en el punto de medida. En la mayoría de los casos prácticos, es suficiente un margen de 5 cm alrededor del haz. La dimensión correspondiente a la profundidad (eje del haz) deberá ser de 5 a 10 cm mayor que la profundidad máxima utilizada (alcance práctico en el caso de haces de electrones).

En algunas circunstancias, un maniquí de agua no resulta de fácil manejo y se emplean materiales sólidos de propiedades y características físicas similares⁽¹⁾, como poliestireno, plexiglás (PMMA),

etcétera. Esta situación se produce cuando, por ejemplo, se lleva a cabo dosimetría con película radiográfica, o como ya se indicó en el capítulo anterior, cuando se desea determinar dosis absorbidas empleando haces de electrones de energía inferior a 15 MeV. En este caso es siempre preferible la utilización de una regla de conversión de profundidades en plástico a profundidades en agua (véase la ecuación 5.1 y la tabla 5.1) y la determinación de la dosis absorbida en agua, mejor que determinar la dosis absorbida en el material sólido y luego transferirla al agua (ANDREO y col., 1984). De un modo aproximado, y siempre que la fluencia de partículas no se altere considerablemente, esta última posibilidad puede efectuarse mediante las relaciones:

Electrones:
$$\frac{D_{\rm w}}{D_{\rm m}} = \frac{(S/\rho)_{\rm col,w}}{(S/\rho)_{\rm col,m}}$$
 (6.1a)

Fotones:
$$\frac{D_{\rm w}}{D_{\rm m}} = \frac{(\mu_{\rm en}/\rho)_{\rm w}}{(\mu_{\rm en}/\rho)_{\rm m}}$$
 (6.1b)

donde los subíndices w y m indican agua y material sólido, $(S/\rho)_{col}$ son los poderes másicos de frenado de colisión, y μ_{en}/ρ son los coeficientes másicos de absorción de energía.

El comportamiento de los materiales plásticos aislantes como el plexiglás y el poliestireno que se usan para construir maniquies, ha sido estudiado recientemente con haces de electrones y fotones. Varios autores (GALBRAITH y col., 1983; 1984; MATTSSON y SVENSSON, 1983) han llamado la atención sobre la alteración grave que ocurre en la medida de dosis absorbidas con haces de electrones cuando se emplean maniquies hechos de esos materiales. Según los autores citados la alteración se debe a los campos eléctricos producidos en el seno del plástico por la acumulación de cargas eléctricas y la aparición de conductividad que son las consecuencias, de otra parte conocidas hace muchos años, del deterioro por irradiación de estos plásticos con electrones. Los campos eléctricos alteran la fluencia de electrones y por tanto las medidas. Esta distribución de cargas, que es acumulativa y que puede permanecer largo tiempo en el maniquí, puede alterar también gravemente las medidas de las dosis absorbidas de haces de fotones si se emplea un maniquí

⁽¹⁾ Los parámetros esenciales para considerar dos materiales como equivalentes, desde el punto de vista de la absorción y la dispersión de fotones y electrones, son el coeficiente másico de atenuación (μ/ρ) , el coeficiente másico de absorción $(\mu_{\rm cn}/\rho)$, el poder de frenado másico total (S/ρ) , el poder de dispersión angular másico (T/ρ) , y la densidad (ρ) .

de material aislante irradiado previamente con electrones o cuyo historial de irradiación es desconocido. Esta alteración de las medidas, que se traduce en un incremento progresivo de las lecturas conforme el maniquí es irradiado con dosis crecientes de electrones, es función, según Galbraith y sus colaboradores, del tipo y espesor del plástico empleado, del espesor de la pared del detector (cámara cilíndrica o detectores TLD), del diámetro y la profundidad del alojamiento hecho para el detector y en fin de la energía y tasa de fluencia de electrones del haz empleado.

Galbraith y sus colaboradores concluyen su trabajo recomendando vivamente la sustitución de los maniquies sólidos de plexiglás o de poliestireno por maniquies de materiales conductores como pueden ser el grafito y el plástico A-150. A continuación señalan que, si bien los resultados de sus ensayos se deben aplicar específicamente a dosímetros cilíndricos (cámara y TLD), mirarían con sospecha cualquier medida realizada en el seno de no importa qué tipo de maniqui plástico aislante.

Mattsson y Svensson, que usaron en sus ensayos una cámara cilíndrica y una cámara plana, abundando en la misma conclusión principal de Galbraith, señalan que se pueden cometer errores de varias unidades por ciento si se utilizan maniquíes de plexiglás y de poliestireno en dosimetría de electrones. Además de recomendar en general el uso de maniquíes de agua para esa dosimetría, hacen consideraciones, algunas de orden práctico, sobre el uso de maniquíes de materiales aislantes en haces de electrones que resulta conveniente recoger a continuación:

- Todos los sistemas dosimétricos que alteren el campo eléctrico creado por la carga acumulada en el maniquí (como, por ejemplo, una placa radiográfica) se verán afectados probablemente por esa carga acumulada.
- 2. Si el protector que sirve para hacer impermeables las cámaras en un maniquí de agua es de plexiglás o de poliestireno se ha de procurar que sea lo más fino posible para evitar que se acumule carga eléctrica en él. (Un espesor comprendido entre 1 y 2 mm puede ser suficiente para evitar una influencia apreciable.)
- 3. El incremento de la lectura en la cámara conforme se irradia el maniquí con dosis acumulativas es función del diseño y composición de la cámara. En concreto, para la cámara plana NACP de grafito no se ob-

servó ningún incremento de lectura. Adicionalmente, y para las tasas que se encuentran normalmente en dosimetría de electrones, no resulta un problema serio el trazado de curvas de ionización en profundidad usando esa cámara plana NACP con los maniquíes de plexiglás o de poliestireno.

Más recientemente, experiencias realizadas en poliestireno por otros autores (THWAITES, 1984; 1984a; BRUINVIS y col., 1984) presentan discrepancias con los resultados mencionados, siendo en ellas mucho menor la influencia de la carga eléctrica almacenada. Se da la circunstancia de que en estas experiencias se utilizaron maniquies compuestos de placas de poliestireno en lugar de maniquies de un solo bloque, por lo que se sospecha que las láminas delgadas de aire ionizado existentes entre las placas podrían actuar como caminos conductores, disminuyendo así el efecto de la carga almacenada. Evidentemente, la existencia de estas láminas conductoras puede depender, entre otros factores, de la presión ejercida sobre las placas, por lo que no puede esperarse un comportamiento constante en todas las situacio-

Conocido lo que antecede, la recomendación de este documento no puede ser otra que el empleo en general de maniquíes de agua en la calibración de haces de electrones procedentes de aceleradores. Esta recomendación se hace también extensiva a energías inferiores a 15 MeV, para las que se recomienda el uso de cámaras planas de características adecuadas ya descritas en el apartado 2.2.1. Alternativamente, con cámaras planas puede usarse un maniquí de material plástico conductor como el A-150. El uso de este material, por otra parte, resulta imperativo para la calibración de haces con energía media en superficie inferior a 5 MeV.

Las limitaciones y dificultades que se han señalado afectan también a las operaciones periódicas de verificación del haz de electrones de un acelerador que se describirán más adelante (véase el Capítulo 7), en las que está igualmente indicado usar maniquíes de agua o de A-150. Desgraciadamente, las operaciones con un maniquí de agua son bastante engorrosas y su uso sistemático comprometería la periodicidad de las verificaciones sobre todo si corresponde hacerlas con frecuencia elevada. Por su parte, el plástico conductor A-150 es por ahora un material de precio elevado y de adquisición difícil. De otro lado, las placas radiográficas, que ofrecen enormes ventajas de sencillez y rapidez para las verificaciones geométricas, no pueden usarse más que dentro de maniquíes sólidos.

En consecuencia, el CDR considera también aceptable el uso de maniquíes hechos de plástico no conductor para las verificaciones de la geometría del haz, el tamaño del campo, el índice de uniformidad y la constancia de la energía de los aceleradores de electrones siempre que se cumplan algunas condiciones que se satisfacen casi automáticamente si se siguen las recomendaciones de este documento pero que conviene enunciar explícitamente:

- a) Que el maniquí esté hecho de láminas.
- b) Que la dosis absorbida acumulada en cada comprobación no exceda de unos 30 Gy. Hay que señalar que el CDR ha hecho sus propias comprobaciones irradiando un maniquí de plexiglás de láminas de 2 cm de espesor mediante un haz de electrones de E_o=15 MeV con dosis absorbidas crecientes hasta un máximo de 16 Gy y una dosis acumulada de 31 Gy y que ni el tamaño del campo ni el índice de uniformidad experimentaron variaciones apreciables dentro de la incertidumbre de las medidas (CDR, 1984; 1984a).
- c) Que la constancia de la energía se verifique a través del cociente de las medidas de ionización J_1/J_2 a distintas profundidades (véase el apartado 7.2). Es de destacar que en ese procedimiento la cámara de ionización se encuentra siempre en el mismo entorno del maniquí, pues el aumento de profundidad para la medida J_2 se obtiene añadiendo láminas de plástico por encima del alojamiento usado para J_1 . Por tanto, en el cociente de las medidas se cancelan los efectos de la carga acumulada, si se admite que éstos son proporcionales a las cargas recogidas.

Se podría alegar que esa proporcionalidad no se cumple estrictamente por, al menos, dos factores de influencia que no son idénticos en las irradiaciones J_1 y J_2 . El primero es el posible aumento del deterioro, en las proximidades de la cavidad, que es mayor al empezar la irradiación J_2 , precisamente por la existencia previa de la irradiación J_1 . El segundo es el posible influjo del deterioro de las láminas adicionales que están presentes durante J_2 y no durante J_1 .

Respecto al primer factor, según Galbraith podría representar un aumento de 0,04%

por cada Gy acumulado en J_1 y, siendo el maniquí de láminas, las experiencias de Thwaites lo evaluarían en 0,01% y por consiguiente es indetectable. En cuanto al segundo, el fenómeno de influencia es el frenado del haz de electrones por el campo eléctrico, que se puede considerar como un factor de segundo orden en un maniquí en condiciones de uso rutinarias.

6.2. Puntos de calibración

El objetivo de la dosimetría en un maniquí es determinar la distribución de dosis absorbida en el volumen irradiado. En general, el método a seguir consiste en la determinación de la dosis absorbida en un punto, denominado punto de calibración, y posteriormente la medida de las distribuciones de dosis en el eje central del haz y en ciertos planos de interés.

En la práctica, las distribuciones de dosis absorbida suelen estar normalizadas al punto de dosis máxima. En algunos casos, por ejemplo en haces de electrones de baja energía, el máximo está muy cerca de la superficie, lo que dificulta la realización práctica de una medida en ese punto. En otros, como por ejemplo en fotones de energía elevada, el máximo se encuentra en una meseta de débil variación, por lo que la determinación de la dosis absorbida en el máximo no resulta crítica. Por estas razones, y para homogeneizar el método a seguir en distintos centros, suelen adoptarse profundidades únicas para el punto de calibración según el tipo y energía del haz utilizado, que aparecen reflejadas en la tabla 6.1. Una vez conocida la dosis absorbida(2) es posible obtener la dosis en el máximo o en cualquier otro punto mediante las distribuciones relativas.

6.3. Determinación de la dosis absorbida en el punto de calibración

La formulación general para determinar la dosis absorbida en un punto en agua, a partir de medidas realizadas con una cámara de ionización calibrada (de N_D conocido) es, de acuerdo con lo expuesto en el apartado 4.8:

$$D_{\mathbf{w}} = M_{\mathbf{u}}^* N_{\mathbf{D}} s_{\mathbf{w}, \mathbf{air}} p_{\mathbf{f}} p_{\mathbf{d}} p_{\mathbf{wall}}$$
 (6.2a)

(2) Las condiciones deben ser fijadas por cada usuario. A modo de orientación, la calibración puede realizarse con un campo de 10 × 10 cm², tanto en haces de electrones como de fotones, a la DFS usual de tratamiento y las profundidades que aparecen en la tabla 6.1.

TABLA 6.1.-Profundidad del punto de calibración en haces de fotones y electrones.

Tipo de radiación	$hv_{\text{máx}} \ o \ \overline{E}_{o}$	Profundidad
Haz de fotones	1- 10 MeV >10- 25 MeV >25- 50 MeV	5 cm 7 cm 10 cm
Haz de electrones	1 - < 5 MeV 5 - < 10 MeV 10 - < 20 MeV 20 - < 50 MeV	Máximo de dosis absorbida Máximo de dosis absorbida o 1 cm como mínimo Máximo de dosis absorbida o 2 cm como mínimo Máximo de dosis absorbida o 3 cm como mínimo

o bien, considerando el punto efectivo de medida:

$$D_{\mathbf{w}}(\mathbf{P}_{\mathbf{ef}}) = M_{\mathbf{u}}^* N_{\mathbf{D}} s_{\mathbf{w}, \mathbf{air}} p_{\mathbf{f}} p_{\mathbf{wall}}$$
 (6.2b)

donde el subíndice w indica agua y M_u^* es la lectura del electrómetro corregida según se describe en el apartado 4.4.

La dependencia general de los factores que entran en las ecuaciones anteriores, como la razón de poderes másicos de frenado agua-aire y factores de perturbación adecuados al haz de radiación, se dan en la tabla 6.2. En ella se hace referencia a tablas posteriores donde se proporcionan valores numéricos de cada parámetro, según el tipo de haz utilizado.

6.3.1. Haces de electrones

Para la mayor parte de los aceleradores de uso clínico la razón de poderes de frenado agua-aire,

que entra en las ecuaciones (6.2a) y (6.2b), puede obtenerse a partir de datos calculados para haces de electrones monoenergéticos. Los valores recomendados en este documento aparecen en la tabla 6.3 en función de la energía media en superficie, E_0 , y la profundidad z donde se lleva a cabo la medida. Estos valores fueron obtenidos (BER-GER, 1980) utilizando la corrección por efecto de densidad según Sternheimer y Peierls (STERNHEIMER y PEIERLS, 1971) y la teoría de Spencer-Attix con $\Delta = 10$ keV. Mattsson ha señalado recientemente que la dosis absorbida determinada con el conjunto de valores aquí recomendados para un haz de electrones de $E_o \simeq 9$ MeV difiere, en cuantía diversa según sea la anchura espectral del haz, de las medidas experimentales realizadas mediante dosimetría química. En particular la diferencia es de -0.4% en haces de espectro energético ancho (aceleradores que usan una lámina gruesa para homogeneizar el

TABLA 6.2.—Dependencia general de los parámetros dosimétricos que intervienen en la determinación de la dosis absorbida en agua.

Parametro	Haces de electrones	Haces de fotones	
Razón de poderes de frenado agua/ai- re, s _{w.air}	Energía media en superficie (\overline{E}_{o}) Profundidad (z).	Calidad del haz (J_{100}/J_{200})	
,	Tabla 6.3.	Tabla 6.5.	
Perturbación por fluencia, p_f	Energía media en profundidad (\overline{E}_z) Radio de la cámara (r) Tabla 6.4.	Se toma igual a l para profundidades iguales o mayores que el máximo ⁽¹⁾	
Perturbación por desplazamiento, p_d	Radio de la cámara (r)	Calidad del haz (MV) Radio de la cámara (r) Tabla 6.6.	
	Punto efectivo de medida (0,5r)	Punto efectivo de medida (0,75r)	
Perturbación por pared de la cámara, p_{wall}	Se toma igual a 1 para cámaras delga- das ⁽¹⁾ . No definido para cámaras no delgadas.	Calidad del haz (MV) Espesor y composición de la pared (ecuación 6.5)	

⁽¹⁾ JOHANSSON y col., 1978.

TABLA 6.3.—Valores recomendados de la razón de poderes de frenado agua/aire, sw,air, para haces de electrones en función de E. (BERGER, 1980).

ENERGIAS COMPRENDIDAS ENTRE 10 y 50 MeV

					\overline{E}_{\circ}	/MeV				
z/cm	50	· 40	30	25	20	18	16	14	12	10
0,0	0,907	0,916	0,933	0,945	0,961	0,968	0,976	0,986	0,996	1,008
0,2	0,908	0,918	0,935	0,948	0,963	0,971	0,979	0,988	0,998	1,010
0,4	0,910	0,920	0,937	0,950	0,966	0,973	0,981	0,990	1,001	1,013
0,6	0,912	0,922	0,940	0,952	0,968	0,976	0,984	0,993	1,003	1,016
0,8	0,914	0,924	0,942	0,955	0,970	0,978	0,985	0,996	1,007	1,020
1,0	0,915	0,926	0,944	0,957	0,973	0,980	. 0,989	0,998	1,010	1,024
1,2	0,917	0,927	0,946	0,959	0,975	0,983	0,991	1,001	1,013	1,029
1,4	0,918	0,929	0,948	0,961	0,977	0,985	0,994	1,004	1,017	1,033
1,6	0,920	0,931	0,950	0,963	0,980	0,988	0,997	1,008	1,021	1,038
1,8	0,921	0,933	0,952	0,965	0,982	0,990	1,000	1,011	1,025	1,044
2,0	0,923	0,934	0,953	0,967	0,984	0,993	1,002	1,014	1,030	1,049
2,5	0,926	0,938	0,958	0,972	0,990	0,999	1,010	1,024	1,041	1,064
3,0	0,929	0,942	0,962	0,977	0,996	1,006	1,019	1,034	1,054	1,080
3,5	0,933	0,946	0,967	0,982	1,003	1,014	1,028	1,045	1,068	1,095
4,0	0,936	0,949	0,971	0,987	1,010	1,023	1,038	1,058	1,082	1,109
4,5	0,939	0,953	0,976	0,993	1,018	1,032	1,049	1,071	1,096	1,121
5,0	0,942	0,956	0,980	0,999	1,026	1,042	1,061	1,084	1,109	1,127
5,5	0,945	0,960	0,986	1,005	1,036	1,053	1,073	1,097	1,119	1,128
6,0	0,947	0,964	0,991	1,012	1,045	1,064	. 1,085	1,108	1,124	
7,0	0,953	0,971	1,002	1,028	1,066	1,086	1,106	1,122	1,126	•
8,0	0,959	0,980	1,015	1,044	1,087	1,105	1,119	1,125		
9,0	0,966	0,989	1,029	1,062	1,104	1,117	1,124			
10,0	0,973	0,998	1,043	1,080	1,115	1,121				
12,0	0,987	1,019	1,074	1,107						
14,0	1,004	1,041	1,101	1,112						
16,0	1,022	1,066	1,108							
18,0	1,041	1,090								
20,0	1,061	1,101							•	
22,0	1,079	1,096								
24,0	1,090									
26,0	1,092		•							
28,0	1,085				•					

TABLA 6.3.—Continuación ENERGIAS COMPRENDIDAS ENTRE 1 y 10 MeV

$\overline{E}_{o}/{ m MeV}$.										
z/cm	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1
0,0	1,008	1,015	1,023	1,032	1,042	1,053	1,066	1,083	1,101	1,122
0,1	1,009	1,016	1,024	1,032	1,042	1,054	1,068	1,088	1,107	1,128
0,2	1,010	1,017	1,025	1,034	1,044	1,056	1,071	• 1,090	1,112	1,133
0,3	1,012	1,019	1,026	1,035	1,046	1,058	1,074	1,094	1,116	1,136
0,4	1,013	1,020	1,028	1,037	1,048	1,062	1,079	1,099	1,119	1,137
0,5	1,014	1,022	1,030	1,040	1,051	1,065	1,083	1,103	1,123	
0.6	1,016	1,024	1,032	1,042	1,054	1,069	1,087	1,107	1,127	
. 0,8	1,020	1,028	1,037	1,048	1,062	1,078	1,096	1,115	1,137	
1.0	1,024	1,033	1,043	1,055	1,070	1,086	1,105	1,124	1,153	
1.2	1,029	1,038	1,049	1,062	1,078	1,095	1,114	1,127	•	
1,4	1,033	1,044	1,055	1,070	1,086	1,103	1,122	1,130		
1,6	1,038	1,049	1,062	1,077	1,094	1,111	1,127	1,147		
1,8	1,044	1,056	1,069	1,084	1,101	1,119	1,130			
2,0	1,049	1,062	1,076	1,092	1,109	1,125	1,134			
2,5	1,064	1,078	1,093	1,109	1,125	1,133				
3,0	1,080	1,094	1,109	1,124	1,133					
3,5	1,095	1,109	1,124	1,132	•				•	
4,0	1,109	1,127	1,130	1,130						
4,5	1,121	1,129	1,129	,						
5,0	1,127	1,129	•		•					•
5,5	1,128	,								

haz) y de +1.8% en haces de espectro estrecho (aceleradores con láminas homogeneizadoras delgadas) (MATTSSON, 1984a). Esto no hace más que confirmar cualitativamente la hipótesis, ya mencionada en el apartado 5.1, de que \overline{E}_o y z son parámetros insuficientes cuando se trata de seleccionar los valores apropiados de $s_{\rm w,air}$ (JOHANSSON y SVENSSON, 1982).

En haces de electrones, la utilización del punto efectivo de medida es siempre preferible al factor de desplazamiento p_d . Esto es así especialmente en las zonas de pendiente abrupta, donde p_d tomaría un valor excesivamente elevado (JOHANS-SON y col., 1978). En consecuencia, estrictamente, en medidas con haces de electrones, el punto efectivo de medida debe situarse en el punto de calibración (Tabla 6.1). Se considera que el punto efectivo de medida de una cámara cilíndrica está situado 0,5 r (r es el radio de la cavidad de aire), delante del punto de referencia de la cámara y hacia la fuente de radiación (NACP, 1980; ICRU, 1984). En cámaras plano-paralelas, de las características recomendadas en 2.2.1, el' punto efectivo de medida coincide con el punto de referencia que, para los fines de este documento; se sitúa en el centro de la cara interna del electrodo de en-

La corrección por perturbación de la fluencia de electrones ha sido determinada experimentalmente para cámaras cilindricas (JOHANSSON y col., 1978; JOHANSSON y SVENSSON, 1982). La tabla 6.4. reproduce valores para el factor de perturbación p_f en función de \overline{E}_z y del radio de la cámara, calculando \overline{E}_z según se indicó en el apartado 5.2. Se incluyen en la tabla radios comprendidos entre 1,5 y 3,5 mm. Esta corrección puede estimarse también mediante la ecuación (HARDER, 1980):

$$p_{\rm f} = 1 - 0.096 \ (rT_{\rm m})^{1/2}$$
 (6.3)

donde r es el radio de la cámara y $T_{\rm m}$ es el poder lineal de dispersión angular para el medio donde se realiza la medida (en este caso agua) a la energía $\overline{E}_{\rm z}$. La ICRU ha compilado valores numéricos del poder másico de dispersión angular (ICRU, 1984).

Con respecto a la perturbación introducida por el material de que se componen las paredes de la cámara de ionización, p_{wall} , los resultados experimentales de Johansson y sus colaboradores demuestran que para cámaras de paredes delgadas, la respuesta es independiente del material, por lo que p_{wall} se considera igual a la unidad (JOHANSSON y col., 1978).

TABLA 6.4.—Factores de corrección por perturbación de fluencia, p_t , en haces de electrones, para cámaras de ionización cilíndricas de diversos radios en función de la energía media en profundidad, $\overline{E}_z^{(1)}$

	Radio	o de la cá	imara	
0,15 cm	0,20 cm	0,25 cm	0,30 cm	0,35 cm
0,977	0,970	0,962	0,956	0,949
0,979	0,972	0,965	0,959	0,952
0,981	0,974	0,967	0,961	0,955
0,983	0,977	0,971	0,965	0,959
0,984	0,979	0,974	0,969	0,963
0,986	0,982	0,977	0,973	0,967
0,988	0,984	0,980	0,976	0,971
0,991	0,988	0,984	0,981	0,978
0,993	0,991	0,988	0,986	0,984
0,995	0,994	0,992	0,991	0,989
0,997	0,996	0,995	0,995	0,994
0,999	0,999	0,998	0,998	0,997
	0,977 0,979 0,981 0,983 0,984 0,986 0,988 0,991 0,993 0,995 0,997	0,15 cm 0,20 cm 0,977 0,970 0,979 0,972 0,981 0,974 0,983 0,977 0,984 0,979 0,986 0,982 0,988 0,984 0,991 0,988 0,993 0,991 0,995 0,994 0,997 0,996	0,15 cm 0,20 cm 0,25 cm 0,977 0,970 0,962 0,979 0,972 0,965 0,981 0,974 0,967 0,983 0,977 0,971 0,984 0,979 0,974 0,986 0,982 0,977 0,988 0,984 0,980 0,991 0,988 0,984 0,993 0,991 0,988 0,995 0,994 0,992 0,997 0,996 0,995	0,977 0,970 0,962 0,956 0,979 0,972 0,965 0,959 0,981 0,974 0,967 0,961 0,983 0,977 0,971 0,965 0,984 0,979 0,974 0,969 0,986 0,982 0,977 0,973 0,988 0,984 0,980 0,976 0,991 0,988 0,984 0,981 0,993 0,991 0,988 0,986 0,995 0,994 0,992 0,991 0,997 0,996 0,995 0,995

(1) De Johansson y col., 1978; Johansson y Svensson, 1982.

Dada la consideración que en este documento se hace del empleo de maniquíes de material plástico conductor para electrones de energía media en superficie inferior a 15 MeV, es preciso señalar un método para la determinación de la dosis absorbida en agua a partir de medidas realizadas con cámaras plano-paralelas en este tipo de maniquies. De manera análoga a como se describió en el capítulo anterior para la determinación de los parámetros energéticos en la superficie de un maniqui de agua, a partir de medidas realizadas en un maniquí de plástico, las profundidades de medida han de corregirse mediante la ecuación 5.1, utilizando los valores dados en la tabla 5.1. Resulta así que tanto $E_{\rm o}$ como la profundidad se refieren a un maniquí de agua, por lo que son aplicables los valores sw,air dados en la tabla 6.3. Adicionalmente y si se toma como punto efectivo de medida de la cámara plana el centro de la cara interna del electrodo de entrada, coincidente con el punto de referencia (véase el Apéndice B) el factor de perturbación total, $p_{u,pp} = 1,000 \pm 0,005$ para las cámaras planas recomendadas en este documento (MORRIS y OWEN, 1975; NACP, 1981).

El uso de un maniquí plástico requiere introducir un factor adicional en la ecuación que sirve para determinar la dosis absorbida en agua. Este factor, denominado $\varphi_{w,m}$, tiene en cuenta la diferencia de la fluencia de electrones en el máximo entre el agua y el material plástico. Su inserción en la ecuación general modifica ésta en la forma:

$$D_{w} = M_{u}^{*} \varphi_{w,m} N_{D,pp} s_{w,air} p_{u,pp}$$
 (6.4)

indicando con el subíndice pp el uso de una cámara plano-paralela. El factor $\varphi_{\rm w,m}$ ha sido determinado experimentalmente (MATTSSON y col., 1981). Para el plástico conductor A-150 vale $1,006\pm0,003$.

6.3.2. Haces de fotones

La dificultad de caracterizar un haz de fotones mediante parámetros relacionados con su espectro energético se extiende también a la asignación de valores precisos para los parámetros dosimétricos. La razón de poderes de frenado y los factores de perturbación, en el caso de fotones, dependen del espectro y por tanto de la energía media más que de su energía máxima. En la actualidad existe cierta falta de consistencia entre los valores disponibles por lo que es un problema sin resolver de manera satisfactoria y está sometido a estudio.

El cociente entre los valores de dosis absorbida en diferentes profundidades está ligado a la energía media del espectro, ya que sería posible determinar, a partir de ese cociente, un «coeficiente práctico de atenuación» y asociarlo a una energía media. Experiencias de Brahme y Svensson han establecido relaciones entre el potencial acelerador y el cociente entre ionizaciones medidas a 100 y 200 mm de profundidad $(J_{100} \text{ y } J_{200})$ en agua para distintos aceleradores (BRAHME y SVENSSON, 1979). Las condiciones geométricas utilizadas fueron una DFS de 1 m y un campo de 10 x 10 cm² en superficie. Sin embargo, desde un punto de vista experimental, es más cómodo presentar el potencial acelerador nominal en función del cociente J_{100}/J_{200} , para una distancia fuentecámara constante y un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en el plano de la cámara (AAPM, 1983). Basándose en este conjunto de datos, tanto la NACP como la AAPM relacionan el cociente de ionizaciones en estas profundidades con la razón de poderes de frenado agua-aire, obtenidos de forma aproximada para un conjunto de espectros procedentes de aceleradores con distinto potencial acelerador (NACP, 1980; AAPM, 1983). Esto justifica que en los protocolos de estas asociaciones aparezcan conjuntamente, y relacionados, el cociente de ionización, los potenciales aceleradores y la razón de poderes de frenado agua-aire. En ambos protocolos se recomienda de manera explícita emplear, como parámetro de entrada para la obtención de la razón de poderes de frenado agua-aire en la tabla correspondiente, la razón de ionizaciones medidas a 100 y 200 mm.

El motivo de no emplear el potencial acelera-

dor nominal como parámetro de entrada es que la razón de poderes de frenado agua-aire se ha obtenido de forma aproximada para los espectros correspondientes a unos aceleradores en particular y por lo tanto para un valor J_{100}/J_{200} determinado, que puede ser distinto para otros aceleradores con el mismo potencial acelerador nominal. También fueron diferentes en cada ocasión las condiciones experimentales en que se midieron los espectros citados, de manera que su representatividad en lo tocante a aceleradores en general es bastante dudosa. Todo esto es más significativo aún en haces de energías elevadas, para los que las diferencias espectrales suelen ser más importantes y puede ocurrir que el cociente J_{100}/J_{200} corresponda a una «calidad de haz» o «potencial acelerador» muy diferente del valor del potencial acelerador nominal. Como ejemplo se pueden presentar datos obtenidos en aceleradores de 25 MV. El cociente J_{100}/J_{200} tomaba valores de 1,50 en un acelerador lineal, 1,46 en otro acelerador lineal distinto y 1,45 en un betatrón. A partir de ellos habría que atribuir a estos aceleradores 18 MV, 25 MV y 30 MV respectivamente. Es lógico pues utilizar el cociente J_{100}/J_{200} únicamente como parámetro para hallar de modo orientativo la «calidad del haz» pero no para especificar su energía.

El procedimiento práctico recomendado en este documento, es determinar el cociente de ionización J_{100}/J_{200} para un campo de 10×10 cm² en superficie y una distancia fuente-superficie de 1 m, o a una distancia fuente-cámara constante de 1 m con un campo de 10×10 cm² en el plano de la cámara. Cualquiera de estos dos cocientes se utilizará como parámetro de entrada para determinar la razón de poderes de frenado agua-aire en la tabla 6.5. Para la determinación de J_{100}/J_{200} no es crítico considerar el punto efectivo de medida, pudiéndose situar el punto de referencia de la cámara a las profundidades indicadas. Las variaciones de la razón de poderes de frenado con la profundidad, para profundidades superiores al máximo se consideran despreciables (Nahum, 1976).

Los factores de perturbación que intervienen en la determinación de la dosis absorbida en el punto de calibración (ecuación 6.2a), se consideran separadamente a continuación.

La corrección por perturbación de la fluencia de electrones, $p_{\rm f}$, no es necesaria en haces de fotones, debido a que en profundidades iguales o superiores al máximo, existe equilibrio electrónico relativo (JOHANSSON y col., 1978). En consecuencia, $p_{\rm f}$ es igual a la unidad.

TABLA 6.5.-Valores recomendados de la razón de poderes de frenado agua/aire, s_{w.air}, para haces de fotones a la profundidad de calibración

Potencial acelerador	$J_{100}/J_{200}^{(1)}$ DFS=1 m	$J_{100}/J_{200}^{(2)}$ DFC=1 m	Swair (3)
⁶⁰ Co	1,970	1,733	1,133
4 MV	1,840	1,606	1,132
6 MV	1,710	1,459	1,128
8 MV	1,630	1,384	1,123
10 MV	1,590	1,343	1,119
12 MV	1,560	1,319	1,113
I4 MV	1,540	1,304	1,108
16 MV	1,520	1,295	1,104
18 MV	1,500	1,288	1,099
20 MV	1,490	1,282	1,098
22 MV	1,470	1,277	1,094
25 MV	1,460	1,269	1,089
30 MV	1,450	1,250	1,084
35 MV	1,440	1,248	1,073
40 MV	1,430	1,230	1,068
45 MV	1,430	1,223	1,068
50 MV	1,420	1,215	1,058

⁽¹⁾ NACP, 1980.

El factor de corrección por desplazamiento, p_d , en el punto de calibración, es función de la energía del haz y del radio interno de la cámara de ionización (JOHANSSON y col., 1978). En la tabla 6.6 se dan los valores recomendados para distintos potenciales aceleradores nominales. Es preciso señalar que en la determinación de curvas de dosis absorbida en profundidad a partir de curvas de ionización, resulta práctico utilizar la ecuación

TABLA 6.6.—Corrección por desplazamiento en haces de fotones. El factor de corrección se calcula mediante $p_d = 1 - \delta r$, donde r es el radio interno de la cavidad (cm) $y \delta^{(1)}$ es el valor que aparece en la tabla para distintas energías.

••	
Potencial acelerador	δ(cm ⁻¹)
60C0 5 MV6 MV 8 MV10 MV 16 MV25MV 42 MV	0,040 0,040 _{0.0} 370 0,031 _{0.0} 24 ₃ 0,024 _{0.0} 24 ₃

(1) JOHANSSON y col., 1978.

6.2b, en lugar de considerar el factor mencionado. En haces de fotones, el punto efectivo de medida de la cámara de ionización varía ligeramente con la profundidad (JOHANSSON y col., 1978), pero a efectos prácticos se recomienda un desplazamiento constante de 0,75 r (r es el radio interno de la cavidad) hacia adelante del punto de referencia de la cámara y hacia la fuente de radiación para todas las profundidades y energías (NACP, 1980).

El factor de corrección por efecto de la pared de la cámara, depende de la energía del haz y de la composición y espesor másico de la pared. Según lo expuesto en el apartado 4.2, viene dado por:

$$p_{\text{wall}} = \alpha (\overline{\mu_{\text{en}}/\rho})_{\text{w,wall}} s_{\text{wall,w}} + 1 - \alpha$$
 (6.5)

El valor numérico de α, la fracción de la ionización producida por electrones generados en la pared de la cámara, puede obtenerse de la figura 4.3 para rayos gamma de 60Co y de la figura 6.1

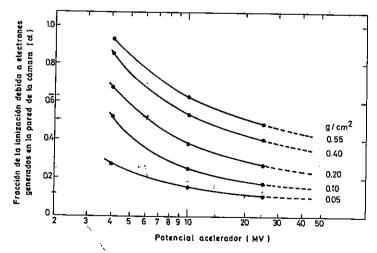


Figura 6.1. Valores de α en función del espesor másico de la pared de la camara y potencial acelerador en un haz de fotones. Entre 25 y 45 MV, los valores se han obtenido por extrapolación. (Tomado de LEMPERT y col., 1983.)

 ⁽²⁾ Determinados a partir de BJR-17, 1983.
 (3) Calculados a partir de s^{BG}_{w,air} de NAHUM y SVENSSON, 1980; mediante el cociente s^{SA}/s^{BG} de NAHUM, 1980.

para energías superiores. Las razones de coeficientes másicos de absorción de energía agua-pared y de poderes másicos de frenado pared-agua se dan en las tablas 6.7 y 6.8 respectivamente para distintos materiales, en función del potencial acelerador nominal. Debemos hacer notar que una gran incertidumbre en la especificación de la calidad del haz no representa una gran incertidumbre en los factores de perturbación. Así, para una cámara de 5 mm de diámetro y 0,085 g/cm² de espesor másico de pared, la diferencia en p_{wall} es de aproximadamente 0,1% para potenciales aceleradores nominales de 42 y 25 MV y de 0,4% aproximadamente para 42 y 15 MV. Por otra parte el producto $p_{wall}p_d$ varía en 0,3% entre 15 y 42 MV.

TABLA 6.7.—Razón de poderes másicos de frenado pared/agua, s_{wall,w} (Δ = 10 keV), para diversos materiales y espectros de haces de fotones⁽¹⁾.

Potencial acelerador nominal	A-150	C-552	Grafito	Nylon	РММА	Poliestireno
2 MV	1,017	0,884	0,894	010,1	0,973	189,0
⁶⁰ Co	1,015	0,882	0,892	1,007	0,973	186,0
4 MV	1,013	188,0	0,890	1,004	0,972	0,980
6 MV	1,012	0,880	0,889	1,002	0,970	0,979
8 MV	1,012	0,880	0,888	0,999	0,971	0,979
10 MV	1,012	0,880	888,0	0,997	0,971	0,979
12 MV	1,012	0,879	0,888	0,995	0,971	0,979
15 MV	1,012	0,879	.0,888	0,992	0,971	0,979
20 MV	1,012	0,879	0,891	0,992	0,972	0,980
25 MV	1,012	0,878	0,886	0,992	0,972	0,980
35 MV	1,013	0,878	0,884	0,991	0,971	0,980
45 MV	1,015	0,880	0,877	0,991	0,972	0,979

⁽¹⁾ Deducidos de AAPM, 1983.

TABLA 6.8.—Razón de coeficientes másicos de absorción de energía agua/pared $(\mu_{en}/\rho)_{w, walt}$, para diversos materiales y espectros de haces de fotones (1).

Potencial acelerador nominal	A-150	C-552	Grafito	Nylon	РММА	Poliestireno
2 MV	1,010	1,111	1,120	1,019	1,031	1,036
60Co-6 MV	1,011	1,111	1,114	1,017	1,031	1,036
8 MV	1,016	1,111	1,112	1,017	1,032	1,038
10 MV	1,017	1,111	1,114	1,019	1,034	1,039
15 MV	1,025	1,111	1,121	1,028	1,040	1,049
20 MV	1,027	1,103.	1,122	1,031	1,041	1,054
25 MV	1,030	1,102	1,125	1,035	1,043	1,058
35 MV	1,039	1,097	1,130	1,044	1,049	1,068
45 MV	1,063	1,093	1,146	1,074	1,064	1,096

⁽¹⁾ Deducidos de AAPM, 1983.

6.3.3. Incertidumbre de la determinación

Para establecer la incertidumbre que afecta la determinación de D_w en el punto de calibración hay que conocer las incertidumbres asociadas a todos los factores que intervienen en las ecuaciones 6.2 y 6.4 y combinarlas de manera que se obtenga un valor único. Estos factores se generan en los procedimientos recomendados e incluyen distintos parámetros y constantes que también forman parte de las recomendaciones de este documento. Algunos valores proceden de medidas experimentales, otros son teóricos y en buena parte, tanto los valores mismos como sus incertidumbres dependen de las características del tipo de cámara que se use. Intervienen además las incertidumbres asociadas a la calidad intrinseca de otros instrumentos empleados en el proceso de calibración, en particular el electrómetro, el barómetro y el termómetro, así como del mayor o menor cuidado del usuario al fijar la geometria de la unidad de radiación, sin olvidar la estabilidad a corto plazo de la misma.

No es fácil asignar incertidumbres precisas para esos valores no ya de manera general sino ni siquiera en casos particulares. En unos casos los autores han omitido la incertidumbre de sus valores experimentales. En otros, como ocurre con las razones de los poderes de frenado, no existe un consenso internacional acerca del mejor valor de su incertidumbre. Otras veces faltan las propias determinaciones experimentales en número suficiente para fijar la incertidumbre con precisión, como es el caso de los valores de $s_{w,air}$ elegidos por los procedimientos señalados en este documento tanto en el caso de haces de electrones como de fotones.

Pese a tales limitaciones, que por otra parte no son inusuales en el campo de la dosimetría de radiaciones, se han analizado diversos casos en los que se ha podido establecer una incertidumbre combinada (KAARLS, 1981) para $D_{\rm w}$. El análisis (CDR, 1984b) se extiende a todas las energías y partículas que contempla este documento y de él se obtienen los valores siguientes para la incertidumbre combinada (3 σ):

Haz	Incertidumbre (%)
Fotones del ⁶⁰ Co	±3 ±4
Electrones con $\overline{E}_o \geqslant 15$ MeV	<u>±</u> 4,5
Electrones con \overline{E}_{o} < 15 MeV	, ±5

Estos resultados son válidos aceptando los supuestos siguientes:

- a) Se emplea una cámara del tipo Farmer de pared de grafito y caperuza de plexiglás y un electrómetro de 3½ dígitos. Este conjunto de medida es muy utilizado en nuestro país. Es necesario hacer constar que el empleo de cualquiera de las cámaras descritas en la tabla 4.3a con un electrómetro de calidad media, no alteraría sustancialmente el valor de la incertidumbre. La razón estriba en que la mayor contribución a la incertidumbre total procede tanto de los valores asignados a s_{w,air} como de los procedimientos recomendados para su selección.
- b) El conjunto de medida se ha calibrado en el laboratorio oficial de metrología en unidades de tasa de kerma en aire y en el seno de aire, en la energía del ⁶⁰Co.
- c) La cámara plana usada en la calibración de haces de electrones con energía media en superficie inferior a 15 MeV, se ha calibrado en la institución del usuario siguiendo el procedimiento descrito en el Apéndice G.
- d) Se ha empleado un tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y las DFS usuales en los tratamientos (80 cm en la energía del 60 Co y 1 m en aceleradores). Las profundidades de los puntos de calibración corresponden a las señaladas en la tabla 6.1 y en todos los casos se ha empleado un maniquí de agua, a excepción de haces de electrones de \overline{E}_o <5 MeV, en que se ha empleado un maniquí de material A-150.

6.4. Determinación de la dosis absorbida en otros puntos

Tras la determinación de la dosis absorbida en el punto de calibración es posible obtener la dosis en cualquier otro punto mediante distribuciones relativas de dosis absorbida en el eje del haz (porcentajes en profundidad) o en planos (mapas de isodosis). Estas distribuciones deberían obtenerse para todas las combinaciones posibles de energía, tamaños de campo, DFS, etc., usadas en los tratamientos de radioterapia.

Debido a las diferencias intrínsecas en la construcción de los generadores de radiación, como

regla general, las distribuciones deberían obtenerse para cada unidad de tratamiento en particular, especialmente en el caso de aceleradores. La falta de instrumentación adecuada podría justificar el empleo de un conjunto de distribuciones medidas en generadores de construcción análoga, siempre y cuando se comprobaran experimentalmente algunas de las distribuciones.

6.4.1. Distribución en el eje del haz

La medida con cámara de ionización en puntos discretos a lo largo del eje es un procedimiento bien definido para la obtención de curvas de rendimiento en profundidad. El método es un proceso repetitivo de lo expuesto en el apartado anterior, por lo que las lecturas de ionización en profundidad, corregidas por recombinación de iones y efecto de polaridad (curvas de ionización), deben multiplicarse por los factores dosimétricos correspondientes a cada profundidad para convertirlas en curvas de dosis absorbida.

Como ya se ha indicado con anterioridad, tanto en haces de fotones como de electrones, es preferible la utilización del punto efectivo de medida que la del factor de corrección por desplazamiento, $p_{\rm d}$, para la medida de distribuciones relativas. Esto significa desplazar la curva de ionización hacia la superficie una distancia de 0.5 r para haces de electrones y 0.75 r para haces de fotones, donde r es el radio interno de la cavidad. La utilización de una cámara cilíndrica de pequeño diámetro o de una cámara plano-paralela simplifica el proceso al evitar este desplazamiento.

En haces de electrones, la razón de poderes de frenado varía con la profundidad de forma acusada. Sus valores se dieron en la tabla 6.3 en función de la energía media en superficie E, y la profundidad z. El protocolo de la NACP acepta que la corrección por perturbación de fluencia, p_f, está incluida al considerar el punto efectivo de medida en la obtención de distribuciones relativas (NACP, 1980). Esta suposición es correcta si se adopta un desplazamiento radial en función de la energía, según se desprende de los resultados experimentales de diversos autores (DUTREIX y DUTREIX, 1966; HARDER, 1968; JOHANSSON y col., 1978), pero no cuando se considera un desplazamiento constante de 0,5 r para cualquier energía (ICRU, 1984), en cuyo caso es preciso considerar la variación de p_f con la profundidad. a través de la energía media, Ez, a la profundidad de interés (JOHANSSON y SVENSSON, 1982) según se dio en la tabla 6.4 para diversos radios.

En el caso de haces de fotones, la determinación de distribuciones relativas es más sencilla que en haces de electrones debido a la lenta variación de los parámetros dosimétricos con la energía y la poca variación del espectro energético con la profundidad (NAHUM, 1976). A efectos prácticos, la diferencia entre curvas relativas de ionización y de dosis absorbida es despreciable, tal y como se deduce de la constancia de las razones de poderes de frenado y de los factores de perturbación aceptada en este documento para profundidades iguales o superiores a la del máximo de la distribución. La incertidumbre introducida por aproximar la distribución relativa de dosis mediante la de ionización es en cualquier caso inferior a 1% (JOHANSSON y SVENSSON, 1982).

Existen métodos alternativos a la medida de distribuciones relativas en el eje del haz con una cámara de ionización, tales como detectores de semiconductor, película fotográfica, termoluminiscencia, etc. La elección del método dependerá de las disponibilidades particulares de cada Servicio de Física, pero en cualquier caso siempre es necesaria una comprobación de las distribuciones relativas con las que se obtienen mediante una cámara de ionización, a varias energías y con varios tamaños de campo.

Los sistemas automáticos que utilizan detectores de semiconductor (diodos) son particularmente útiles en haces de electrones, puesto que las curvas relativas medidas coinciden, salvo en la zona de acumulación, con las curvas relativas de dosis absorbida obtenidas con cámara de ionización. En haces de fotones, sin embargo, la utilización de diodos requiere una atención especial. Johansson y Svensson han encontrado diferencias importantes entre distribuciones producidas con semiconductores y con cámara de ionización, especialmente para 60Co y fotones de energía inferior a 10 MV (JOHANSSON y SVENSSON, 1982). Por eso no resulta recomendable utilizar diodos ordinarios en estos haces. Existen, sin embargo, diodos blindados con materiales de Z elevado que solucionan este inconveniente, siendo comparable su utilización a la de diodos no blindados en haces de electrones. Esta peculiaridad explica el que algunos fabricantes ofrezcan detectores de semiconductor distintos, según se trate de electrones o fotones.

6.4.2. Distribuciones de isodosis

La obtención de mapas de isodosis se realiza normalmente a través de medidas relativas en un plano que contiene el eje central del haz, o alternativamente en planos perpendiculares al eje a varias profundidades, con el posterior cálculo de las curvas de isodosis mediante un ordenador. En cualquier caso, el propósito es determinar curvas de dosis absorbida y no de «respuesta del detector», por lo que siempre será menester contrastar el método utilizado con medidas realizadas con cámaras de ionización.

Además de las cámaras de ionización, obviamente, el uso de detectores de estado sólido con sistemas automáticos resulta muy adecuado debido a la menor variación de las razones de poderes de frenado con la energía, en comparación con una cámara de aire. Con ello, las curvas medidas coinciden prácticamente con las distribuciones de dosis absorbida en haces de electrones. En haces de fotones es preciso resaltar los posibles errores inducidos al no utilizar diodos blindados, en bajas energías.

La dosimetría con placa radiográfica en un maniqui sólido (véase el apartado 6.1) es uno de los métodos normalmente usados y son bien conocidas las precauciones necesarias, como utilizar placas de una serie única, aplicar un proceso de revelado uniforme, calibrar cada serie, etc. (DU-TREIX y DUTREIX, 1969). En haces de electrones. las distribuciones relativas de densidad óptica pueden suponerse idénticas en general a las de dosis absorbida (JOHANSSON y SVENSSON, 1982), tras corregir por la falta de linealidad de la curva densitométrica si es necesario. Esta peculiaridad las hace también adecuadas para la determinación de distribuciones relativas en el eje del haz. En haces de fotones, algunas medidas experimentales (JOHANSSON y SVENSSON, 1982) demuestran que la dosimetría fotográfica puede producir diferencias muy importantes, debido a la mayor sensibilidad de la placa fotográfica a fotones de baja energía. Los resultados demuestran que no es posible utilizar distribuciones de densidad óptica, en lugar de dosis absorbida, por debajo de 10 MV aproximadamente, aunque el método sigue siendo válido para comprobaciones periódicas de uniformidad debido a su buena reproducibilidad.

7. CONTROLES PERIODICOS DE LA UNIDAD DE TRATAMIENTO

Dada la relación existente entre la calidad de la dosimetría clínica y el buen funcionamiento de las unidades de tratamiento, es necesario realizar controles periódicos de dichas unidades que garanticen en todo momento el buen estado de las mismas. Es muy conveniente llevar un registro de estos controles, pues ello permitirá contrastar verificaciones, incidencias, etc., a lo largo del tiempo y conocer en cualquier momento la historia de la unidad.

La periodicidad de las verificaciones debe ser función de la complejidad de la unidad y de sus incidencias. En una primera etapa, tras la puesta en funcionamiento, es aconsejable realizar verificaciones frecuentes, a veces diarias, que podrían espaciarse una vez comprobada la estabilidad y buen funcionamiento de la unidad.

Como guía general se han empleado los programas sugeridos por la NACP y la NCRP que se recogen en la tabla 7.1 (NACP, 1980; NCRP, 1981). Se han ordenado en esta tabla las comprobaciones a realizar en relación con la geometría, la energía, el sistema monitor, la dosis absorbida y la contaminación del haz de radiación. Se excluyen de este apartado los controles periódicos de los elementos de seguridad contra riesgos de accidentes mecánicos, eléctricos y de radiación, que deben ser contemplados en otros documentos. Lo mismo ocurre con las revisiones periódicas de la unidad que son realizadas normalmente por servicios técnicos de mantenimiento.

Para resaltar la importancia que representa la realización de controles periódicos de las unidades de tratamiento y en especial de los aceleradores para conseguir una dosimetria de calidad, nos referiremos a una parte de las conclusiones acerca de una intercomparación dosimétrica realizada recientemente en los países escandinavos (JO-HANSSON y col., 1982): «Tenemos el convencimiento sirme de que la considerable dispersión encontrada entre los factores de calibración asignados a las cámaras monitoras en aceleradores, para diferentes calidades de haces, se debe en la mayor parte de los casos a una tarea insuficiente de comprobaciones o a la puesta en práctica de programas de verificaciones periódicas insuficiente. La calidad de este tipo de trabajo no parece guardar relación con el tamaño del departamento. Se alcanzaría una gran mejora en la dosimetría si todos los departamentos aplicaran a sus unidades de tratamiento un programa cuidadoso de controles y verificaciones periódicas, como por ejemplo el sugerido en la publicación NACP, 1980.»

7.1. Verificación de la geometría del haz

Dentro de las comprobaciones relacionadas con la geometría del haz de radiación (véase el apéndice F), la coincidencia entre el tamaño del campo luminoso y la indicación de los diales de

TARLA	7.1 —Freemencia	de la	s comprobaciones (NACP,	1980	NCRP.	1981)
しなりだな	r.v.—r recuencia	uc u	s compromaciones concer-	1 7177,		17017

Comprobaciones	Diaria	Semanal	Mensual	Trimestral	Anual			
Haz luminoso e indicadores de distancia			613.00					
Coincidencia de haces luminosos y de radiación			""Co Ac		600-140			
Alineación mecánica completa					⁶⁰ Co/Ac			
Constancia de la energia								
Sistema monitor del haz					Ac			
Constancia del factor de calibración		Ac	⁶⁰ Co					
Dependencia de la tasa de dosis absorbida con la								
orientación de la máquina					⁶⁰ Co/Ac			
Variación de la tasa de dosis absorbida con el ta-								
maño del campo					⁶⁰ Co₁Ac			
Contaminación de rayos X				Ac				
Fugas	• • • • • • • • • • • • • • • • • • • •		,		⁶⁰ Со Ас			

la unidad a la DFS habitual se debería comprobar diariamente. Bastaría utilizar para ello una hoja de papel sobre la que se habrán dibujado uno o más campos, así como su centro. Una vez verificada la buena estabilidad del sistema, esta comprobación podría realizarse semanalmente. Asimismo, se comprobará diariamente la coincidencia de los indicadores de distancia, mecánico y luminoso, y de la imagen del retículo proyectada por el campo luminoso en el centro del campo dibujado.

La uniformidad del haz se comprobará con una periodicidad semanal en el caso de aceleradores y mensual en las unidades de ⁶⁰Co. La coincidencia del campo luminoso y del campo de radiación se verificará mensualmente. La comprobación de esta coincidencia se realizará adicionalmente, siempre que se cambie la lámpara.

La comprobación completa de la geometría del haz se realizará anualmente. En el caso de que sea necesario sustituir o ajustar alguno de los elementos de la unidad, será preciso realizar una verificación, más o menos amplia, de la alineación del sistema.

7.2. Verificación de la energía del haz

Dada la complejidad técnica de algunas unidades de terapia, es recomendable comprobar semanalmente la energía del haz. Si ésta se mantiene constante se puede rebajar la frecuencia y proceder a revisiones mensuales. La comprobación se hará (NACP, 1980), determinando la relación entre medidas de ionización, J_1/J_2 , en dos profundidades diferentes; J_1 en la profundidad de calibración y J₂ en otra profundidad conseguida mediante un espesor conocido del mismo material que el maniqui empleado, colocado sobre éste. Para haces de fotones el espesor adicional será de 10 cm mientras que para haces de electrones el espesor vendrá dado por R₅₀ menos la profundidad de calibración. Siempre que sea posible, y con objeto de reproducir las condiciones geométricas de la irradiación, conviene mantener la cámara a una distancia fija de la fuente. Si esto no es posible, se mantendrá constante la DFS. Las relaciones J_1/J_2 se hallarán para todas las energías utilizadas. En el caso de emplearse maniquies sólidos, las láminas adicionales deberían estar marcadas y usarse exclusivamente para este tipo de determinaciones.

Conviene disponer de un maniquí de fácil manejo, adecuado a las necesidades de cada usuario y dedicado exclusivamente a comprobaciones.

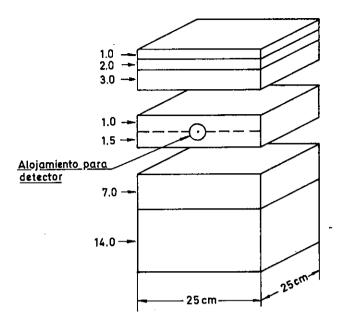


Figura 7.1.a. Modelo de maniquí de láminas de material plástico de espesor variable (cm en la figura), adecuado para verificaciones de la energia del haz. (Tomado de AAPM, 1966).

Como ejemplo de maniqui sólido puede servir el propuesto por la AAPM, construido con láminas de plástico y diversos espesores, tal como se indica en la figura 7.1a (AAPM, 1966).

En el caso de fotones, los valores de J_1/J_2 no deberán presentar una desviación superior a $\pm 1 \%$ respecto al valor obtenido durante la primera calibración, mientras que en el caso de haces de electrones la desviación deberá ser menor de $\pm 4 \%$ (NACP, 1980).

7.3. Verificación del sistema monitor del haz

Las fugas deben ser despreciables durante el tiempo de una irradiación y se puede comprobar su existencia activando el sistema en ausencia de radiación. Deben ser menores de 0,1 % de la lectura del monitor durante un tiempo típico de irradiación (NCRP, 1981).

Si la cámara es cerrada a la atmósfera no hay que esperar cambios en su sensibilidad al variar la presión o la temperatura, pero en todo caso esto deberá comprobarse, y un método muy sencillo y práctico consiste en dirigir aire caliente sobre la cámara monitora. Si la cámara es abierta a la atmósfera habrá que hacer correcciones por presión y temperatura, y además tener en cuenta que la temperatura de la máquina puede afectar a la de la cámara. Por lo tanto es importante

comparar calibraciones hechas con la máquina «fría» con aquellas hechas después de un tiempo de operación. Si hay una variación igual o mayor de 2% se recalibrará la máquina en las condiciones de trabajo usadas en el tratamiento (NCRP, 1981).

Un método aceptable de determinar la linealidad del sistema es comparar la tasa de dosis con la determinada con un equipo de medida de linealidad conocida.

La verificación del sistema monitor deberá realizarse anualmente.

7.4. Comprobación de la tasa de dosis absorbida

Las verificaciones periódicas de rutina deberán hacerse para todas las energías, con un tamaño de campo normalizado. La comprobación para otros tamaños de campo se puede realizar por una simple razón de lecturas respecto al campo normalizado. La frecuencia de estas comprobaciones dependerá de la estabilidad de la unidad. En un primer período es recomendable realizarlas diariamente y, una vez constatado un determinado grado de estabilidad, se pueden efectuar medidas en un maniqui local inmediatamente antes y después de realizar una calibración de la unidad de radiación, con objeto de establecer los factores de corrección correspondientes a las medidas de rutina anteriores si fuese necesario. La comprobación de la tasa de dosis absorbida se realizará semanalmente en un acelerador y mensualmente en una unidad de cobalto.

En los controles periódicos deben reproducirse lo más exactamente posible las condiciones geométricas en las que se realizó la calibración inicial, de modo que siempre puedan referirse a ésta los controles posteriores.

La influencia de la carga acumulada en el seno de un maniquí plástico aislante sobre las medidas hechas con haces de electrones (véase el apartado 6.1), obliga a usar un maniquí de agua para constatar la estabilidad de la tasa de dosis absorbida. En la figura 7.1b se muestra un maniquí de agua apropiado para este propósito. No hay inconveniente en emplear este mismo maniquí de agua para los haces de fotones, pero resulta más práctico y cómodo un maniquí de material plástico (plexiglás o poliestireno), bien sea hecho de láminas o de una pieza. Este maniquí estará provisto de un alojamiento para la cámara, de modo que ésta se sitúe en las cercanías de la profundidad de calibración.

Para aceleradores que dispongan de distintas tasas nominales, y dado que la cámara monitora presenta efectos de recombinación que pueden ser notables, se recomienda asimismo hacer controles periódicos de la dosis absorbida para las distintas tasas.

En relación con las perturbaciones iniciales en los haces procedentes de un acelerador o con los tiempos de tránsito de la fuente en las unidades de ⁶⁰Co, es necesario determinar los llamados «errores del temporizador». En las unidades de telegammaterapia, los tiempos de apertura y cierre de un obturador o los de entrada y salida de la fuente en su alojamiento se establecen mediante varios elementos mecánicos, eléctricos o neumáticos. Una determinación periódica de ese error pondrá de manifiesto el buen estado o el deterioro, accidental o progresivo, de alguno de esos elementos.

Asimismo, y con una periodicidad anual, deberá establecerse la dependencia de la tasa de dosis absorbida con la orientación de la máquina y su variación con el tamaño del campo.

Es recomendable contrastar las medidas de dosis absorbida con otros centros tales como el Organismo Internacional de la Energía Atómica. Su Sección de Dosimetría viene efectuando desde hace años este tipo de contrastaciones de dosis por medio de un servicio postal de dosimetría por termoluminiscencia.

7.5. Contaminación y fugas

La contaminación por rayos X de un haz de electrones, producida por la interacción con los materiales que constituyen la cabeza y el medio atravesado, se puede determinar a partir de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad a lo largo del eje central, extendidas a una profundidad superior a la del alcance práctico de los electrones. El porcentaje de dosis correspondiente al punto de intersección de la parte descendente de la curva con la recta de extrapolación de la parte plana final (cola de la radiación de frenado) da una idea de la magnitud de esta contaminación.

Otro tipo de contaminación que se presenta es la de neutrones producidos al interaccionar fotones y electrones con los materiales del cabezal del colimador. Las energías umbrales requeridas son de unos 6 MeV en el caso de fotones y de unos 10 MeV en el caso de electrones, aunque en este último caso la probabilidad de que los electrones induzcan reacciones nucleares es mucho menor

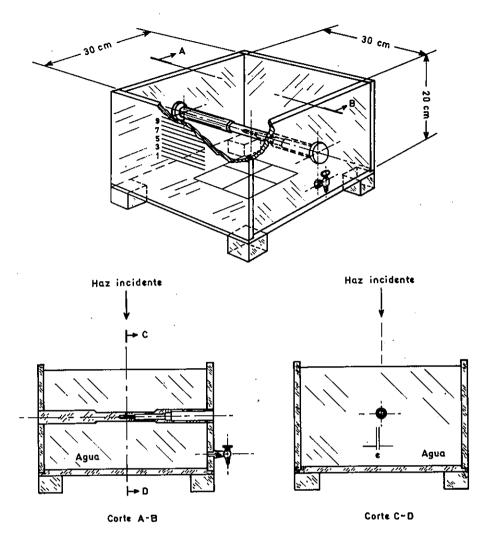


Figura 7.1b. Modelo de maniquí de agua con las paredes y el alojamiento de la cámara hechos de plexiglás. Es adecuado para la comprobación periódica de la tasa de dosis absorbida, tanto para haces de fotones como para haces de electro-

nes. En este último caso el espesor, e, debe ser de 1 a 2 mm (véase el apartado 6.1). Este espesor, aunque menos crítico, sirve también para haces de fotones.

que en el caso de los fotones (HEATON y JACOBS, 1979).

La detección de fugas procedentes del cabezal de la unidad se puede realizar bloqueando el haz con el colimador o con una serie de bloques de plomo suplementarios y colocando sobre dicho cabezal varias películas provistas de marcas de referencia que permitan después identificar la posición de irradiación. Para cuantificar esas fugas se pueden utilizar cámaras de ionización adecuadas, con un espesor de pared y una sensibilidad apropiados, midiendo la dosis o la tasa de dosis a 1 m de la superficie del cabezal en las áreas de mayor actividad detectadas en la película.

APENDICE A

Medios mínimos y medios recomendados

En lo que sigue se han considerado solamente aquellos medios que se emplean en el proceso de calibración de una unidad y en sus sucesivas calibraciones y verificaciones periódicas. No se considera por tanto la instrumentación o los medios que conciernen a la radioprotección del personal y de los pacientes, a la dosimetría clínica específica o al cálculo y planificación de los tratamientos. Fuera del alcance de este protocolo, sin embargo, el físico debe tenerlos presentes, tanto en el momento de la puesta a punto de la instalación como a lo largo de la vida de ésta. Motivos de seguridad, protección, ahorro de tiempo y calidad del servicio lo justifican. En la relación de medios tampoco se han tenido en cuenta los considerados como accesorios y por otro lado sean de fácil adquisición o de menor cuantía, como pueden ser piezas de soporte, reglas o cintas métricas, accesorios para alineación y todo tipo de piecería mecánica.

La clasificación de los medios instrumentales podría haberse realizado en función del tamaño del centro, estimando éste de acuerdo con la clase y el número de sus instalaciones y asignando entonces medios apropiados a los centros pequeños, medianos o grandes, por ejemplo. Pero en realidad resulta que hay una mayoría de centros que todo lo que poseen es una unidad de cobalto y, de otro lado, los centros poseedores de la veintena de aceleradores que existen en nuestro país se

TABLA A.1.—Tipos de unidad generadora de radiación

Tipo de Unidad -	Clave		
Cobalto	A		
Acelerador de bajo potencial, generador de fotones	В		
Acelerador, generador de electrones y fotones de alta energía:	•		
Haces de electrones de 50 MeV $\geqslant \overline{E}_o \geqslant 15$ MeV	′ C		
Haces de electrones de 50 MeV $\geqslant \overline{E}_o \geqslant 1$ MeV	C*		

encuentran en condiciones muy diferentes entre sí. De manera que en la tabla A.1 se ha preferido clasificar los medios en función de cada tipo de instalación, dejando al buen sentido de cada fisico el modo en que deben ser aumentados sus medios en el caso de que su centro disponga de más de una instalación y que evidentemente no es forzoso que haya de consistir en sumar los medios reflejados en la tabla A.2 para cada uno de ellos por separado. En la tabla A.1 se han diferenciado las claves C y C*. En la actualidad todos los aceleradores de este tipo existentes en nuestro país están comprendidos en la clave C*, así que no parece imprescindible considerar por separado la instrumentación que correspondería a unas inexistentes instalaciones del tipo C, pero se ha querido dejar constancia de la posibilidad de dotarse de instrumentación más apropiada para una zona determinada de energías.

Los medios se han clasificado en «mínimos» y «recomendados» (Tabla A.2). El criterio que se ha adoptado para definir lo que son medios mínimos descansa en las consideraciones siguientes:

- a) Se deben incluir los que son justamente suficientes para determinar, de acuerdo con este protocolo, la dosis absorbida en cualquier punto de un maniquí de agua y poder realizar un programa de control periódico de la unidad de tratamiento.
- La experiencia de toda la comunidad que trabaja en física médica avala la necesidad de disponer como mínimo de dos cámaras de ionización, dado que son instrumentos relativamente frágiles de los que se hace un uso muy frecuente. Eso es aún más cierto cuando se manejan aceleradores porque su inestabilidad intrínseca influye considerablemente en la precisión con que pueden determinarse algunos factores de corrección lo que, al menos parcialmente, se remedia utilizando dos cámaras simultáneamente, una de las cuales se destina a dejar constancia de las fluctuaciones que sufre el haz durante el tiempo dedicado a medir con la otra.
- De nada sirve disponer de un sistema calibrado, si en el momento de su uso el fisico

TABLA A.2.—Medios mínimos y medios recomendados.

Medios		Mínimos				Recomendados(1)			
Medios	. A	В	С	C*	A	В	С	C*	
2 Cámaras del tipo de dedal	X ⁽²⁾	X ⁽²⁾	X ⁽²⁾	X ⁽²⁾			,		
Cámara del tipo de dedal	-	;			х	x	х	X	
Cámara plana para electrones de baja energía				х				Х	
1 Electrómetro	· X			• .	· X ⁽³⁾				
2 Electrómetros		X ⁽⁴⁾	X ⁽⁴⁾	X ⁽⁴⁾					
Fuente de comprobación de estabilidad	Х	х	х	X ⁽⁵⁾					
Maniquí de agua para calibración	X ⁽⁶⁾	X ⁽⁷⁾	X ⁽⁷⁾	X ⁽⁷⁾		X ⁽⁶⁾	X ⁽⁶⁾	X ⁽⁶⁾	
Maniquí de material plástico para cámaras planas(8)								Х	
Maniquies de verificación	X ⁽⁹⁾	X ⁽¹⁰⁾	X ⁽¹¹⁾	X ⁽¹¹⁾	X ⁽¹²⁾	X ⁽¹³⁾	X ⁽¹⁴⁾	****	
Barómetro ⁽¹⁵⁾	Х	х	х	Χ.				·	
Termómetro ⁽¹⁶⁾	X	Х	х	х					
Higrómetro ⁽¹⁷⁾	Х	х	X	х					
Cronómetro	Х	Χ.	Х	X		X ⁽¹⁸⁾	X ⁽¹⁸⁾	X ⁽¹⁸⁾	
Sistema de medida de curvas de isodensidad óptica o sistema medida de curvas de isoionización (véase la Tabla A.3)	i de X ⁽¹⁹⁾ .	X ⁽²⁰⁾	X ⁽²⁰⁾	X ⁽²⁰⁾	X ⁽²¹⁾	X ⁽²⁰⁾	X ⁽²⁰⁾	X ⁽²⁰⁾	
Otro sistema dosimétrico de medida ⁽²²⁾			,		Х	х	х	Х	
Acceso a taller mecánico	•				Х	Χ.	х	Х	

TABLA A.3

Un sistema de medida de curvas de isoionización consta esencialmente de:
 2 detectores (cámaras de ionización pequeñas o diodos semiconducto- res).
 Cuba de agua con siste- ma de posicionado para ambos detectores.
 Lector manual de co- rrientes de ionización (con sistema de coorde- nadas) o lector con re- gistrador automático de curvas de isoioniza- ción⁽²⁴⁾.

no tiene constancia de su estabilidad o de su evolución en el tiempo.

Los medios «recomendados» lo son para permitir, además de una conveniente contrastación de sistemas dosimétricos, abordar trabajos de investigación y desarrollo en el campo de la dosimetría con una instrumentación y medios idóneos. Los que aparecen en la tabla A.2 bajo el epígrafe «recomendados» deben entenderse como adicionales a los mínimos.

Notas a las tablas

(1) Deben entenderse como adicionales a los «mínimos».
(2) Una de las cámaras será de pequeño volumen (0,1 cm³ a 0,3 cm³) para que, si se usan tamaños de campo pequeños, se mida con suficiente fiabilidad en zonas de fluencia homogénea. Para las unidades generadoras de radiación de tipo C una de las cámaras podría ser «plana», pero se recomienda el mismo modelo que para los tipos A y B porque son más robustas y prácticas.

(3) Es conveniente que este electrómetro adicional disponga de la posibilidad de variar la tensión de colección sobre la cámara con objeto de poder valorar de manera experimental

el factor de saturación.

(4) Es muy conveniente que al menos uno de los electrómetros disponga de la posibilidad de variar la tensión de colección para poder valorar de manera experimental el factor de corrección por saturación. Si el acelerador dispone de sistema de barrido, la anterior recomendación se torna en necesidad. Si la tensión de colección es conmutable en valores discretos es muy recomendable que puedan conseguirse cocientes entre tensiones iguales o superiores a 3. Una solución alternativa a este modelo de electrómetro, y más versátil, sería el uso de un conjunto modular (electrómetro, fuente de A.T. y unidad de acoplo para distintas cámaras).

(5) Se entiende una fuente de comprobación de estabilidad para la cámara de dedal y otra para la cámara plana.

(6) Maniquí de agua de aproximadamente $30 \times 30 \times 20$ cm³. Con paredes y alojamiento para la cámara hechos de plexiglás (PMMA) (véase la figura 7.1b). El espesor de plexiglás del alojamiento será de 1 a 2 mm a lo largo del volumen sensible de la cámara. Este modelo de maniquí se convierte en un medio mínimo para la comprobación de la constancia de la tasa de dosis absorbida en los haces de electrones de un acelerador (véase la nota 11).

(7) Cuba de agua de dimensiones aproximadas a $50 \times 50 \times 40$ cm³ (40 cm de profundidad) con sistema de posicionado variable para las cámaras. Estas estarán provistas de protec-

tores de estanquidad (véase el apartado 6.1).

 $^{(8)}$ De material plástico conductor (A-150) de densidad experimentalmente determinada. Constará de un alojamiento para la cámara plana y de láminas adicionales de espesor conocido, y en número y variedad de espesores suficientes, tanto para la calibración de la unidad como para la calibración de la cámara frente a una cámara de dedal. La construcción debe ser de buena calidad en cuanto a planidades y ajustes. Para haces de electrones, de \overline{E}_{\circ} <5 MeV, este medio recomendado se convierte en mínimo.

(9) De láminas (poliestireno o plexiglás), para la determinación y control periódico del índice de uniformidad, de la coincidencia de los campos luminosos y de radiación y de la penumbra. Adicionalmente constará de un alojamiento para la cámara, a fin de poder controlar periódicamente la tasa de

dosis absorbida.

(10) De las mismas características que lo expuesto en la nota (9), pero con láminas adicionales y de suficiente espesor para poder controlar, además, la constancia de la energía de los distintos haces.

(11) Para haces de fotones, un maniquí de las características descritas en la nota (10) para la verificación y control periódico de la geometria del haz (índice de uniformidad, coinciden-

cia de campos luminoso y de radiación y anchura de la penumbra), constancia de la energía y comprobación de la tasa de dosis absorbida.

Para haces de electrones, adicionalmente, un maniqui de agua de las características descritas en la nota⁽⁶⁾ para la comprobación periódica de la tasa de dosis absorbida.

(12) Maniquí de una pieza de plexiglás (PMMA) para control de la tasa de dosis absorbida, con alojamiento para la cámara a la profundidad del plano de calibración.

- (13) Maniquí o maniquíes adicionales destinados a conseguir en lo posible la separación de funciones en la determinación y control de los parámetros señalados en las notas (9) y (10). La solución ideal sería:
 - a) Maniquí para la verificación de la geometría según lo expuesto en la nota ⁽⁹⁾.
 - b) Maniquí de una pieza de plexiglás (PMMA) para control de la tasa de dosis absorbida, con alojamiento para la cámara a la profundidad del plano de calibración.
 - Maniquí de láminas para el control de la constancia de la energía.
- (14) Maniquí de material plástico conductor (A-150). Constará de un alojamiento para la cámara cilindrica y de láminas adicionales, de espesor y en número suficiente para verificar la constancia de la energia y comprobar la tasa de dosis absorbida, tanto en haces de fotones como de electrones. Es una solución cómoda y eficaz, pero obviamente cara.

(15) División más pequeña igual o inferior a 1 mb ó 0,5 mm

Hg.
(16) División más pequeña igual o inferior a 0,25 °C.

(17) Se ha incluido como «medio mínimo» no tanto por la existencia de un factor de corrección dependiente del grado de humedad (realmente pequeño) como por lo conveniente que es su conocimiento para ayudar a vigilar el buen funcionamiento de la instrumentación en general.

(18) Cronómetro electrónico que permite estudiar la distribución temporal de la recogida de carga en el electrómetro.

(19) Con lector manual y sistema de coordenadas.

(20) Con registrador automático.

(21) El sistema elegido como «medio minimo» pero con registrador automático.

(22) Dosimetría de estado sólido (TLD), dosimetría química

(sulfato ferroso), etc.

(23) Preferentemente de plexiglás (PMMA) o poliestireno para haces de fotones y de poliestireno para haces de electro-

nes.

(24) En aceleradores con haces barridos, se debe prestar atención al tiempo de respuesta del sistema de medida, que puede ser comparable al período de barrido. Si es éste el caso, el registro reflejará en cierto modo la variación de posición del pincel de electrones.

APENDICE B

Cámaras de ionización y electrómetros en un servicio de física

El primer objetivo de este apéndice es señalar aquellas especificaciones y características de un sistema de medida ionométrico típico, que se consideran importantes para su buen uso en un Servicio de Física. En segundo lugar se dan, de manera simultánea, una serie de recomendaciones prácticas que el físico debe tener presente, no sólo en el momento de la adquisición y recepción del sistema, sino también a lo largo de la vida del mismo. En ningún caso se trata de dar una descripción detallada del principio de funcionamiento, de la construcción o de los principios físicos de determinadas correcciones. Pero, dado que la correcta explotación de cualquier sistema de medida pasa por un buen conocimiento de aquéllos, quede a modo de recomendación complementaria la lectura de los textos (BOAG, 1966) donde se tratan de manera detallada.

Para nuestra finalidad diremos que un sistema de medida ionométrico típico y moderno en un Servicio de Física, consta de los siguientes elementos:

- 1. Cámara de ionización.
- Cable(s) para unir la cámara con el electrómetro.
- 3. Electrómetro.
- 4. Instrumento de medida o lector donde se observa el valor de la magnitud radiológica medida.
- Fuente de comprobación de la estabilidad del conjunto.

B.1. Cámaras de ionización

Según los casos, se contemplan generalmente dos tipos de cámaras que corresponden a geometrías distintas, a saber:

- a) Cámaras con una cavidad cilíndrica del tipo de dedal, con un electrodo colector central (cámaras de dedal).
- b) Cámaras con placas plano-paralelas, que disponen de un anillo de guarda alrededor

de la placa colectora para una mejor definición del volumen de colección (cámaras planas).

Ambos tipos de cámaras constan en esencia de una zona sensible o cámara de ionización propiamente dicha, de una zona denominada tallo, por donde discurren los cables de recogida de carga y polarización y, por último, de una zona denominada mango, que se emplea para su sujeción.

En la cavidad de una cámara de dedal, y exclusivamente a efectos de posicionado, se establece el punto de referencia, que normalmente suele coincidir con el centro geométrico de la cámara de ionización propiamente dicha. También es muv conveniente a efectos de una mayor consistencia entre las medidas, teniendo en cuenta posibles inhomogeneidades en el material de la pared, disponer en alguna parte de la cámara de dedal (por lo general en el mango) de una línea de referencia, con el fin de orientar siempre la cámara en la misma posición (normalmente con esa línea hacia la fuente de radiación). En una cámara plana, el punto de referencia, para los fines de este documento, está situado en la intersección del plano de la cara interna de la ventana con el eje perpendicular que pasa por el centro del electrodo colector. No es muy 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 de calibración ambas referencias deberán ser señaladas explícitamente.

Por motivos dosimétricos y prácticos expuestos a lo largo del protocolo, el usuario deberá conocer los materiales con que ha sido construida su cámara, sus densidades y las dimensiones principales de ella, pues distintos factores de corrección dependen del conocimiento de esas características. Está muy indicado pedir esta información en el momento de la adquisición de la cámara.

El tallo, por ser una zona normalmente irradiada, deberá comportarse de la manera más parecida posible a la del medio donde se está midiendo. En particular, deberá carecer de volúmenes de aire extracamerales y la configuración y calidad de sus materiales aislantes serán los apropiados para no contribuir con corrientes adicionales a la intrínseca de la cámara de ionización. Por otro lado, y para evitar discontinuidades con el medio en que se está midiendo, su composición en relación con la radiación que se está usando, deberá ser la más equivalente posible a la del medio. De su comportamiento, como veremos más adelante, depende en buena parte la calidad de la cámara. El tallo deberá tratarse con sumo cuidado y de ninguna manera usarse como zona de sujeción. Para ello está destinado el mango.

Además de las partes constituyentes de la cámara, hay que considerar algunas características que en mayor o menor grado son intrínsecas a la construcción de la misma y determinan su calidad o que es importante tener presentes si se ha de hacer buen uso de la cámara.

Como es inevitable usar materiales aislantes en la construcción de una cámara, todas ellas presentan una corriente, indeseable para los propósitos de la medida, que generalmente se llama «corriente de fugas». Se entiende que tal corriente, a efectos prácticos, procede de la carga de uno u otro signo que se acumula durante el intervalo de medida y que no procede de la ionización producida en el aire de la cavidad. Pueden distinguirse dos tipos:

- a) Corriente de fugas natural o «fugas de .. preirradiación». Depende de la conductividad superficial y del volumen del material aislante. Es función del tiempo transcurrido desde la aplicación de la alta tensión a la cámara o desde el momento en que se le ha sometido a un cambio de polaridad. En cámaras de buena calidad son suficientes unos pocos minutos para que esta corriente decrezca y alcance un valor estable y, desde luego, despreciable frente a la corriente típica a medir en niveles de terapia. Un exceso de humedad en la cámara o en el cable anexo, puede conducir a un aumento de la corriente en varios órdenes de magnitud, por lo que se recomienda almacenarlos en lugares secos.
- b) Corriente de fugas inducida por la radiación o «fugas de postirradiación». La irradiación del material aislante cercano a la cavidad y del que está constituido el tallo conduce a un aumento transitorio de su conductividad y, en consecuencia, a un aumento transitorio de la carga. Esta corriente es función, entre otros parámetros, del tiempo transcurrido desde que cesó la irradiación, de la tasa de dosis y de la porción de tallo irradiado durante la experiencia.

La elección de aislantes de buena calidad, la disminución de la superficie expuesta a la radiación y el empleo de la técnica de «guarda» (tanto en las proximidades de la cámara como a lo largo del tallo) pueden reducir ambos tipos de corriente de fugas a valores despreciables frente a las encontradas en niveles de terapia. Existen cámaras modernas que con un tallo casi enteramente «guardado» han reducido considerablemente una componente del denominado «efecto de tallo»⁽¹⁾.

La redistribución de cargas dentro de los materiales aislantes puede alterar la primera o primeras medidas después de conectar el equipo (AIRD y FARMER, 1972). Por ello, suele ser una buena práctica despreciar la medida o medidas iniciales, lo mismo que cuando se haya cambiado la energía de radiación o se haya realizado un cambio significativo en la tensión de polarización. Algunos fabricantes señalan la cuantía de la preirradiación, antes de iniciar el proceso de medidas.

Las corrientes de fugas citadas y el efecto de tallo deben ser considerados como una característica importante a tener en cuenta. Distintas publicaciones (IBBOTT y col., 1975; HUMPHRIES, 1981; NCRP, 1981) dan cuenta de estos efectos para distintos modelos de cámaras comerciales y señalan procedimientos para la evaluación del efecto de tallo en la energía del 60Co (IBBOTT y col., 1975). Es muy conveniente disponer de una medida experimental de este efecto en la energía del 60Co y en el seno de aire, ya que si de esa evaluación resulta un valor pequeño para la corrección aplicable, se puede considerar que se dispone de una cámara con la que muy probablemente no se cometerán errores sistemáticos graves por ese mismo efecto cuando se emplee en el seno de un maniquí. Y es que la evaluación del efecto de tallo en ese caso, para los haces de fotones y electrones que contempla este documento, presenta tantas dificultades de interpretación y de orden práctico que en el momento ac-

(1) En el denominado efecto de tallo cabe considerar dos componentes: Uno debido a la corriente indeseable producida por la existencia de posibles volúmenes extracamerales en tallo, cable anexo e irradiación de los materiales aislantes. Otro que es debido a la diferencia, para un tipo de radiación dada, de las características de atenuación y poder de dispersión del material que lo constituye frente al medio en que se mide. Por ello, el «efecto de tallo» no es sólo función de la porción de tallo irradiado, sino también del tipo y energía de la radiación.

En cámaras de dedal de buena calidad y para medidas en el seno de aire, y en la energía del ⁶⁰Co, el efecto de tallo para una irradiación total de él hace necesario la aplicación de un factor de corrección de unos pocos por mil.

tual no se introduce una corrección especial. Esta aproximación será tanto más válida cuanto más débil sea el efecto para ⁶⁰Co en aire. (Se estima que basta con que sea inferior a 0,3%.)

Otra característica a tener en cuenta es el denominado «efecto de polaridad». Cuando en una cámara expuesta a un nivel constante de radiación se invierte la polaridad de la tensión de colección, normalmente no se recoge la misma corriente. A este efecto contribuyen varias causas (BOAG, 1966), entre las que se cuentan la geometría y construcción de la cámara y el tipo de radiación que se use. Es importante cuando se utilizan haces de electrones y más aún si se utilizan electrones de energía inferior a una decena de MeV. En este caso se hace necesario el uso de cámaras planas de buena calidad (MATTSSON y col., 1979; 1981). En este sentido, y con objeto de que la norma generalmente aceptada de emplear el promedio de ambas corrientes dé lugar a un valor consistente, es necesario que la razón Q_{+}/Q_{-} , para una irradiación dada, no difiera de la unidad más allá de 1%, para este modelo de cámaras (NACP, 1981). En cámaras de dedal y usando haces de fotones, este efecto suele ser menor y en algunos casos despreciable. Es muy conveniente, no obstante, que este efecto sea evaluado usando electrómetros que dispongan de la posibilidad de cambio de la polaridad de la tensión de colección. En este caso, se debe tomar como verdadero valor de la corriente procedente de la cámara el valor promedio de las corrientes en ambas polaridades⁽²⁾. Por lo dicho anteriormente, esta posibilidad del electrómetro se convierte en exigencia cuando se trate de usar ambos modelos de cámaras en haces de electrones.

Cuando se mide, tanto con haces de electrones como de fotones, en las proximidades de la superficie de un maniquí, el cambio de signo de la tensión de polarización en algunos modelos comerciales de cámaras puede conducir a cambios considerables en la carga recogida (MARINELLO y col., 1981).

Otro efecto importante desde el punto de vista de la instrumentación es la falta de eficiencia en la recogida de carga que presenta cualquier cámara expuesta a un haz de radiación. Esta diferencia, producida por la recombinación de iones es función para una cámara de geometría dada, de la tensión de colección y de la tasa de carga o dosis absorbida en el aire de la cámara (haces de radiación continua) o de la densidad de carga liberada o dosis absorbida en el aire de la cámara por impulso (haces de radiación pulsada). La aplicación a la lectura de la cámara de un factor de corrección por esta falta de saturación, corrige este efecto (véase el Apéndice C).

Viene a ser práctica generalizada, y muy deseable por otro lado, que los fabricantes indiquen esta falta de eficiencia en una o varias tensiones de colección y que proporcionen curvas o señalen valores límites a la tasa de dosis absorbida para una falta de eficiencia determinada.

Cuando se está en presencia de tasas o densidades de carga por impulso no muy elevadas y, en consecuencia, alejadas de esos límites, es suficiente una determinación teórica del factor de corrección por falta de saturación. En estos casos el usuario debe conocer la tensión de colección aplicada (por lo que es muy conveniente que el equipo señale de alguna forma el valor de esta tensión) y las dimensiones de su cámara. Algunos autores (HUMPHRIES, 1981) señalan anomalías en las tensiones de colección indicadas en algunos equipos⁽³⁾. Además es importante saber que la eficiencia de colección depende mucho de la posición relativa de los electrodos y que ésta puede variar accidentalmente sin que se advierta al exterior de la cámara. Si esto ocurriera se podría estar introduciendo un error sistemático (4). Por todo ello resulta muy conveniente, y en algunos casos necesario (véase el Apéndice C), una determinación experimental de la falta de eficiencia mediante técnicas simplificadas que requieren variar la tensión de colección en un margen suficiente. Algunos electrómetros modernos disponen de dos tensiones de colección siguiendo el conseio de algunos autores (BOAG y CURRANT, 1980), y en otros es posible variar la tensión de colección mediante el uso de una fuente auxiliar de tensión. Si éste fuera el caso, el usuario deberá tener presente tanto la tensión máxima posible de colección que puede ser aplicada a la cámara como la tensión máxima de entrada indicada por el fabricante del electrómetro.

Un caso particular importante se presenta cuando se dispone de aceleradores con haces pulsados y barridos. Entonces la cuantía de la falta de eficiencia para tasas normalmente empleadas en dosimetría clínica viene a ser de varias unidades por ciento y, en consecuencia, el factor de

⁽²⁾ Estrictamente, el efecto de polaridad debería ser evaluado también en el proceso de calibración de un conjunto cámara-electrómetro en el laboratorio de metrología y asignar el factor de calibración a ese valor promedio.

⁽³⁾ Siempre es conveniente verificar mediante un voltímetro de suficiente impedancia, la tensión de colección que suministran los equipos.

⁽⁴⁾ Por eso es conveniente verificar periódicamente mediante radiografías la estructura y disposición de los electrodos.

corrección merece una atención especial. En este caso es indispensable que el electrómetro tenga la posibilidad de variar externa o internamente la tensión de colección dentro de unos márgenes apropiados. Una solución más versátil y práctica podría ser disponer de un conjunto modular o lo que es lo mismo, disponer por separado de un electrómetro, una fuente de tensión estabilizada y variable y, eventualmente, de una unidad de interconexión.

Volviendo a la estructura de la cámara, es bien sabido que el aire de la cavidad debe estar en contacto con la atmósfera. Un hecho aparentemente tan evidente bajo un punto de vista instrumental debe ser comprobado no obstante por el usuario. El procedimiento más sencillo es realizar medidas suficientemente precisas cuando la presión atmosférica en dos días diferentes ha variado alrededor de 1%. La toma de temperaturas del aire de la cavidad es también una fuente posible de errores sistemáticos. Cuando se llevan a cabo medidas de comprobación de estabilidad o en el seno de un maniquí, es necesario dejar transcurrir un tiempo suficiente para que el aire de la cavidad alcance el equilibrio térmico con el aire ambiente, que evidentemente es donde se hace la toma de temperatura. Si se trata de un maniquí de agua, se deberá tomar como temperatura del aire de la cavidad la del agua y no la temperatura del aire ambiente. Para evitar un gradiente excesivo entre la temperatura del agua y la del aire ambiente conviene mantener la cuba de agua en el recinto de la instalación un tiempo suficiente, antes de la introducción de la cámara.

B.2. Cables

Los cables que unen la cámara con el electrómetro o bien con un amplificador previo (preamplificador) disponen de materiales aislantes y, en consecuencia, presentan en principio los mismos tipos de corriente de fugas que los considerados en el caso de las cámaras. Es cierto que por su naturaleza y composición existen otras causas que dan lugar a corrientes indeseables (SPOKAS y MEEKER, 1980), sin embargo, creemos más práctico, en lugar de su enumeración, citar una serie de precauciones que evitarán comportamientos anómalos y posibles errores sistemáticos. Son las siguientes:

 a) Los conectores del extremo o extremos del cable, así como sus respectivos zócalos, deben conservarse limpios de polvo y en lo posible preservados de la humedad. Para ello se recomienda el uso de tapones durante su almacenamiento. Limpiezas y desecados periódicos de los materiales aislantes contribuirán a evitar contratiempos que en buena parte de los casos se traducirán en un aumento permanente de la corriente de fugas.

- b) No forzar ni girar el cable en las proximidades de un conector. De igual modo, durante su uso e instalación deben evitarse aquellas acciones que puedan perturbar su estructura, como pisarlo, forzarlo en su recogida produciendo cocas o curvaturas pronunciadas, someterlo a tensiones longitudinales, etc.
- c) Algunos equipos permiten el uso de cables prolongadores entre la cámara y electrómetro. En este caso se recomienda verificar la constancia de la sensibilidad del electrómetro realizando medidas idénticas con y sin el cable prolongador.
- d) A ser posible, el «mango» de la cámara y el nacimiento del cable que la une al electrómetro no deberán irradiarse. Si en alguna ocasión las necesidades de la medida exigen la irradiación directa de alguna porción de cable, se deben realizar algunas medidas previas para evaluar su posible contribución (corrientes inducidas por la radiación, volúmenes extracamerales, etc.). Estas medidas son igualmente aconsejables en el caso de que el cable situado fuera del campo de radiación esté expuesto a radiación dispersa.

B.3. Electrómetros

La mayor parte de los electrómetros comerciales modernos utilizados en el campo de la radioterapia emplean amplificadores operacionales integrados (MILMAN y HALKIAS, 1981) de alta garancia. El elemento operacional (resistencia o condensador) encargado de convertir en tensión la corriente de ionización, está situado en el lazo de realimentación negativa. La ganancia del lazo cerrado así constituido, con el concurso o no de amplificadores posteriores, es suficiente para abordar la sensibilidad adecuada de un instrumento de medida o lector. En algunos equipos, el lector viene sustituido por un potenciómetro de varias vueltas encargado de compensar, mediante el concurso de una fuente de tensión estabilizada, la tensión de salida del conjunto amplificador. Usando un instrumento de cero, estos equipos miden solamente cargas, utilizando condensadores como elementos operacionales. Es de señalar que en la mayor parte de los casos y en aras de una mayor precisión, no es recomendable la medida de corrientes (o tasas)⁽⁵⁾.

La principal ventaja de un amplificador operacional, debido entre otros motivos a su alta ganancia e impedancia de entrada, es la de mantener sus dos entradas (negativa y positiva) prácticamente al mismo potencial. Conectado su terminal negativo a uno de los extremos del elemento operacional y electrodo colector de la cámara y el terminal positivo a la tensión de referencia o cero del circuito, su funcionamiento proporciona, a efectos prácticos, una medida de la tensión en los extremos del elemento operacional, sin que por ello la entrada o electrodo colector de la cámara se mueva prácticamente de 0 voltios. Esto aporta dos ventajas: por un lado no altera en la cámara el campo eléctrico necesario para la colección de cargas; por otro lado permite usar un cable suficientemente largo (uso de cables prolongadores) sin que por ello la corriente de la cámara se integre apreciablemente en la capacidad parásita que representa el cable, lo que en caso contrario supondría una dependencia de la longitud de éste.

Si situamos un condensador de valor conocido C entre la entrada y salida del amplificador operacional, la medida de la tensión a la salida proporcionará una medida de la carga Q almacenada durante un tiempo de irradiación determinado, Q = CV. La elección de un valor apropiado para el condensador y la ganancia del conjunto, permitirá expresar la lectura directamente en las unidades deseadas (C, Gy, R, etc.). En los electrómetros modernos se puede decir que la precisión de la medida depende casi enteramente de la precisión y estabilidad del elemento operacional (resistencia o condensador) y del instrumento de medida o lector, sin olvidar la deriva o variación de cero del amplificador operacional. Si nos referimos a la medida de carga, el condensador será de baja corriente de fugas, lo que impedirá que, una vez cargado, varie de manera notable la lectura con el tiempo. Algunos autores fijan límites para el mantenimiento de la lectura con el tiempo para que un equipo pueda ser calibrado

(0.05 %/minuto en la máxima lectura previsible sin utilizar pulsadores auxiliares como los señalados con «hold») (HUMPHRIES, 1981). El condensador deberá presentar una baja absorción dieléctrica. Esta se manifiesta por una recarga del condensador después de un breve cortocircuito y será tanto mayor para un determinado dieléctrico cuanto mayor sea la tensión a que se ha cargado el condensador. Si este efecto fuera significativo, impediría la toma rápida de lecturas pues sería necesario mantener cortocircuitado el condensador un tiempo apropiado entre ellas. De cualquier modo, en un buen electrómetro, este efecto debe ser despreciable. La variación de la capacidad del condensador, con la temperatura principalmente, y su inevitable envejecimiento, son dos de los factores que contribuyen a una falta de estabilidad a corto y largo plazo en la respuesta del electrómetro.

En un amplificador, con su elemento operacional cortocircuitado, la salida no es exactamente cero, y ello indica una diferencia de tensión entre las entradas. Si bien ambas tensiones se hacen iguales mediante un ajuste denominado de «cero», éste varía, con la temperatura principalmente («deriva de cero»), por lo que es una característica a tener en cuenta y a verificar periódicamente durante la toma de medidas. El amplificador operacional, por sí solo, suministra además una corriente indeseable de uno u otro signo que se acumula a la corriente que procede de la cámara. Esta corriente, junto con la que se deriva de la insuficiente resistencia de los materiales aislantes empleados en el electrómetro, quedan englobadas en lo que se denomina «corriente de fugas del electrómetro», cuya cuantía es un índice de calidad del mismo y, aunque no es estable, deberá tenerse en cuenta, especialmente cuando se mida en escalas o rangos bajos. De todos modos, cualquiera que sea el rango o la escala usados, es obligado contabilizar la contribución de esta corriente y de la corriente de fugas procedente de la cámara, en ausencia de radiación y previo ajuste de cero, lo mismo inmediatamente antes que inmediatamente después de una irradiación. La diferencia es que en el segundo caso se contabilizan juntas las fugas del condensador, las de los materiales aislantes del electrómetro y las de postirradiación de la cámara. Posteriormente si es necesario, la lectura deberá corregirse por ello⁽⁶⁾.

⁽⁵⁾ En la casi totalidad de los electrómetros comerciales la corriente o tasa de dosis se mide indirectamente a través de la caída de tensión en los extremos de una resistencia de alto valor por la que se hace circular la corriente de ionización procedente de la cámara. Las resistencias de alto valor presentan variaciones a corto y largo plazo (dependencia con la temperatura, con la tensión, con la humedad y envejecimiento) muy superiores en general a las de un condensador apropiado de buena calidad.

⁽⁶⁾ Para corregir la lectura, es práctica habitual promediar los valores de las fugas antes y después de una irradiación. La corrección a partir de este valor medio, será tanto más válida o exacta cuanto más semejantes sean aquéllas en signo y cuantía.

La consistencia entre escalas o variación de la sensibilidad del electrómetro con la elección de escala es otra característica a tener en cuenta. Distintas causas contribuyen a esta variación de la sensibilidad, entre ellas el empleo de condensadores diferentes, la falta de linealidad del condensador con la tensión y la falta de linealidad en la respuesta del amplificador. A este respecto y cuando se use un electrómetro multiescala, el usuario deberá tener presente la escala en que fue calibrado el conjunto cámara-electrómetro, para en su caso hacer las correcciones oportunas, si se usaran otras escalas. Esto se recomienda especialmente si el cambio de escalas en el electrómetro implica conmutar a distintos condensadores.

Algunos electrómetros comerciales disponen, entre sus distintos mandos, de ajustes mediante potenciómetros que permiten variar la sensibilidad del equipo de medida en la misma cuantía que los factores de corrección que en general hay que aplicar a la lectura. Tal es el caso, por ejemplo, de los factores de corrección por presión y temperatura. Por razones de seguridad se recomienda la aplicación numérica de esos factores mediante cálculo y no variando la sensibilidad del equipo.

Otros electrómetros comerciales para fines dosimétricos disponen, ya sea a modo de instrumentación auxiliar, o incorporado, de un temporizador que permite la integración de corriente procedente de la cámara durante un tiempo prefijado con exactitud. En algunos casos se trata de un temporizador que al mismo tiempo es un cronómetro, con lo que adicionalmente se puede conocer con exactitud el tiempo transcurrido entre las órdenes manuales de comienzo y fin de la integración de corriente. Estos complementos instrumentales permiten determinar con precisión tasas, sin depender del denominado «error del temporizador» (véase el Apéndice D), en el proceso de calibración de una unidad de telegammaterapia (facilitando además una determinación precisa y cómoda de ese «error») o prescindir de los cronómetros manuales en el proceso de verificar la sensibilidad del conjunto cámara-electrómetro mediante fuentes de comprobación.

Por último diremos que, dado que las técnicas de medida actuales incluyen el uso de dos modelos de cámaras en algunas instalaciones (aceleradores con electrones de energía inferior a 15 MeV), y dada la disponibilidad comercial de cámaras aisladas, es práctico y por tanto deseable que a cada electrómetro se le puedan acoplar modelos de cámaras provistas de distintos tipos de conectores.

B.4. Lector

La indicación del valor de la magnitud que se mide se realiza normalmente en los electrómetros, mediante tres tipos de instrumentos:

- a) Instrumento analógico de aguja, con espejo.
- Potenciómetro de varias vueltas con indicación digitalizada.
- c) Voltímetro digital.

Si bien para la mayor parte de las medidas que se llevan a cabo los tres tipos de lectores son suficientes, desde el punto de vista de la precisión de las lecturas, los dos primeros pueden presentar una falta de linealidad y de resolución más acusadas. En este sentido, el voltímetro digital es el único de los tres que ofrece una precisión en la lectura acorde con su exactitud. La falta de linealidad en el caso de un instrumento analógico puede suponer factores de corrección, dependientes de la posición o lectura, de hasta 1 ó 2%. Dado que la precisión se expresa normalmente en función del valor del fondo de escala, siempre que sea posible es deseable realizar medidas cerca de ese fondo de escala, donde por supuesto, además, la falta de resolución implica un error relativo menor.

Los voltímetros digitales que se usan en los electrómetros comerciales constan en general de 3 1/2 y 4 1/2 dígitos⁽⁷⁾. Si bien 3 1/2 dígitos es claramente suficiente para los fines principales de un electrómetro con fines dosimétricos, existen determinados tipos de medidas donde pudiera ser deseable una resolución mayor. Tal es el caso de la determinación experimental del factor de corrección por saturación y el trazado manual de curvas de isodosis.

Actualmente existe una tendencia a hacer más versátiles los electrómetros en cuanto a magnitudes a medir y los modelos de cámaras a utilizar. Es una buena práctica, y altamente recomendable en este caso, señalar mediante conmutadores, o en el mismo mostrador digital, la magnitud que se mide, su unidad y el modelo o el volumen de la cámara que se utiliza.

⁽⁷⁾ Máxima lectura 1999 y 19999. La denominación de 1/2 digito corresponde a la posibilidad que tiene el digito más significativo de alcanzar solamente los valores 0 y 1. Frecuentemente se usa el concepto de puntos, en lugar del número de digitos. Así a los voltímetros de 3 1/2 y 4 1/2 digitos se les denomina de 2000 y 20000 puntos.

B.5. Fuente de comprobación de la estabilidad de una cámara

La calibración del conjunto cámara-electrómetro o de ambos elementos por separado, es un paso imprescindible antes de abordar la calibración de una unidad generadora de radiación. Sin embargo, no es menos necesario constatar que, entre calibraciones sucesivas, el conjunto de medida no ha sufrido variaciones importantes. La realización de nuevas experiencias y la verificación periódica del rendimiento de la unidad exige disponer de un conjunto de medida cuya estabilidad de respuesta en función del tiempo sea conocida por el usuario. El ignorar su comportamiento entre calibraciones periódicas, no deja de ser un juego de azar en el momento de su uso y en todo caso presenta un cúmulo de dificultades cuando se trata de establecer la incertidumbre de una serie de medidas.

La mejor comprobación de la estabilidad de un conjunto de medida sería sin duda la comprobación de la respuesta de cada uno de los elementos por separado (sensibilidad de la cámara, del electrómetro y del lector). Ello facilitaría, llegado el caso, el poder aislar y sustituir el elemento anómalo. Algunos modelos comerciales disponen de una secuencia de verificaciones (sensibilidad del lector, ganancia del amplificador, etc.) que permiten este tipo de comprobación en lo que al electrómetro y al lector se refiere. La dotación instrumental de un Servicio de Física, sin embargo, no dispone en general de todos los elementos necesarios para llevar a cabo esta comprobación por separado, ni todos los electrómetros comerciales son aptos para este tipo de examen. La práctica más generalizada es comprobar la estabilidad global del conjunto mediante el uso de fuentes de radiación (90Sr, 1.4C, etc.) dispuestas, para el caso de cámaras de dedal, en el interior de un pequeño pozo donde se introduce la cámara. En general se contabiliza el tiempo que es necesario para que el lector alcance un valor dado. Estos tiempos normalizados a una presión, temperatura y fecha determinada (normalmente la fecha de calibración anterior) permiten obser-

var el grado de estabilidad del conjunto en función del tiempo. Nótese que, por naturaleza, estas fuentes no emiten el tipo de radiación para la que fue diseñada la cámara. Esto corrobora su carácter de «fuentes de comprobación de estabilidad» muy lejos del que algunos usuarios erróneamente le atribuyen al designarlas como «fuentes de calibración». Es más, estrictamente hablando habría que decir que una estabilidad razonable del conjunto de medida comprobado con este tipo de fuentes implica un alto grado de probabilidad de que el conjunto no ha sufrido una modificación importante, pero no desde luego la certeza absoluta. De ahí que la calibración periódica en un laboratorio de metrología acreditado oficialmente sea un paso necesario.

En ausencia de una fuente de comprobación, el usuario podría utilizar su propia unidad de cobalto, siempre que se tuviera constancia de la buena reproducibilidad de todos los parámetros de influencia (distancia, tamaño de campo, cronómetro, etc.). La imposibilidad de una reproducibilidad completa de esos parámetros en una unidad de uso diario y la relativa incidencia de errores en su correcto funcionamiento (SHALEK y col., 1976) desaconsejan utilizar este procedimiento como método de comprobación de la estabilidad del conjunto.

Las cámaras planas usadas en la dosimetria de electrones de baja energía presentan una estabilidad peor que las cámaras de dedal y esto es debido a su propia construcción. Una de las causas principales es la relativa levedad de la ventana de entrada sobre un volumen de ionización relativamente pequeño. En este caso se recomienda (NACP, 1981) comprobar periódicamente la respuesta de la cámara usando una geometría de irradiación fija en un haz de electrones y una cámara de dedal como cámara monitora. Ambas cámaras pueden situarse en un maniquí de agua o en un maniquí de plástico conductor (véase el apartado 6.1.). Una solución más cómoda sería el disponer de una geometría de irradiación bien reproducible, usando una fuente de comprobación de estabilidad de 90Sr.

APENDICE C

El factor de corrección por saturación

La finalidad de este apéndice es resumir la descripción y las consecuencias prácticas de la teoría de Boag. Esta teoría, cuyos principios, desarrollo y comprobaciones experimentales efectuadas pueden encontrarse también en la bibliografía citada en el apartado 2.2.3, ha permitido resolver a lo largo del tiempo los problemas específicos que sobre el tema de la recombinación de iones ha planteado el avance tecnológico en el diseño de aceleradores de uso clínico.

Además de las ya clásicas unidades de cobaltoterapia existen en nuestro país un considerable número de aceleradores que utilizan técnicas diferentes para homogeneizar la dosis absorbida en un plano de medida. Estas técnicas inciden directamente sobre los procedimientos que hay que usar para obtener el valor del factor de corrección por saturación, $k_{\rm s}$, y se ha creído oportuno, por razones prácticas, dividir este apéndice en los siguientes apartados:

- a) Determinación teórica de k_s en haces pulsados.
- b) Determinación experimental de k_s en haces pulsados.
- c) Determinación experimental de k_s en haces pulsados y barridos.
- d) Determinación experimental de k_s en haces de radiación continua (cobaltoterapia).

C.1. Determinación teórica de k_s en haces pulsados. Formulación de Boag

La determinación teórica del factor de corrección por saturación, k_s , o del factor de eficiencia, $f(k_s=1/f)$ en haces pulsados, se puede llevar a cabo usando la formulación más práctica de la teoría de Boag (BOAG, 1966):

$$f = \frac{v}{e^v - 1} \quad \text{donde} \quad v = \frac{\mu q d_e^2}{V}$$
 (C.1)

siendo:

 $\mu = 3.02 \cdot 10^{10} \text{ V m C}^{-1} [1005 \text{ V cm (u.e.e.})^{-1}]$ (BOAG y CURRANT, 1980). Este valor es el recomendado por Boag para cámaras con aire como gas de ionización y con una separación entre electrodos no inferior a 2,5 mm (ICRU, 1982). 134

- $q^{(1)}$ es la densidad de carga recogida por impulso en C/m^3 .
- d_e es la distancia entre electrodos en m para cámaras planas. Para cámaras cilíndricas y esféricas está definido por:

$$d_{e} = (a-b) \left[\frac{(a/b)+1}{(a/b)-1} \frac{\ln (a/b)}{2} \right]^{1/2} \text{ (en m) (cilindricas)}$$

$$d_{e} = (a-b) \left[\frac{1}{2} \left(\frac{a}{b} + 1 + \frac{b}{a} \right) \right]^{1/2} \text{ (en m) (esféricas)}$$
(C.3)

donde:

a es el radio del electrodo externo, en m.

b es el radio del electrodo interno, en m.

V es la tensión de polarización de la cámara o tensión de colección, en V.

Para que la formulación de Boag sea válida se requiere el cumplimiento de las hipótesis en que está basada (BOAG y CURRANT, 1980; ICRU, 1982), lo que ocurre normalmente en los aceleradores de uso clínico pero también el uso de cámaras bien diseñadas y a ser posible de geometrías simples, como las señaladas. En este sentido, una cámara de dedal se puede aproximar a una cámara cilíndrica, siempre que el volumen de la región casi esférica situada cerca del extremo sea muy pequeño frente al resto del volumen con si-

 $^{(1)}$ q es función de la dosis absorbida, en el aire de la cavidad, por impulso, $D_{\rm air,imp}$, observada durante el proceso de medida. Puede obtenerse con suficiente aproximación, a partir de la expresión siguiente:

$$q(C/m^3) = D_{air,imp}(mGy) \times 3,56 \cdot 10^{-5} (C/mGy m^3)$$

A su vez, la dosis absorbida por impulso, $D_{\rm air,imp}$, se puede obtener de manera aproximada, pero suficiente para estos propósitos, a partir de:

$$D_{\text{air,imp}} \simeq \frac{M_u(\text{C o div.}) \times N_D(\text{Gy/C o Gy/div.})}{t(\text{s}) \times n(\text{s}^{-1})}$$

siendo t el tiempo de irradiación en segundos y n la frecuencia de repetición de los impulsos.

metría cilíndrica. En caso contrario, las eficiencias se habrían de calcular por separado en cada región, siendo entonces la eficiencia de la cámara la suma de los productos de cada valor de f por la fracción del volumen total al cual se aplica.

En la figura C.1 se ha representado el factor de corrección por saturación, para distintas cámaras cilíndricas y una plana, en función de la dosis absorbida por impulso, observada, en el aire de la cavidad.

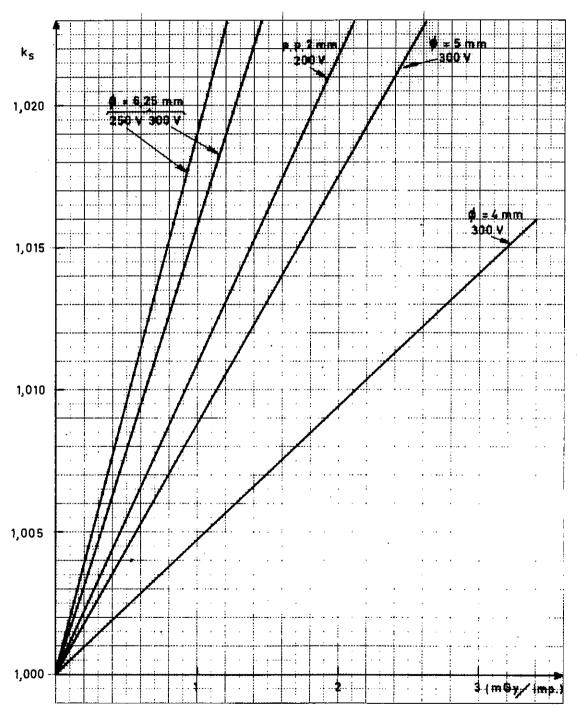


Figura C.I. Factor de corrección por saturación, k_x , para haces pulsados, en cámaras cilindricas (con diámetros de 6,25; 5 y 4 mm y diámetro del electrodo colector I mm) y cámara plana (distancia entre placas 2 mm) para distintas tensiones

de colección, en función de la dosis absorbida por impulso, observada en el aire del interior de la cavidad (mGy/impulso). Gráficas derivadas de la formulación de Boag (BOAG, 1966) para $\mu = 3.02 \cdot 10^{10}$ V m C⁻¹ (BOAG y CURRANT, 1980).

En general, cuando la falta de eficiencia es inferior a 1% aproximadamente, puede ser suficiente una determinación teórica. Existen motivos, sin embargo, que aconsejan no basarse únicamente en una determinación teórica, especialmente cuando esa falta de eficiencia supera ese 1% o, en general, cuando se está en presencia de dosis por impulso en el aire de la cavidad superiores a 1 mGy. Si las hipótesis de Boag no se cumplieran muy estrictamente y quedase abierta la posibilidad de que el valor numérico recomendado para μ fuera ligeramente dependiente de las dimensiones de la cámara⁽²⁾ o si no se conocieran éstas muy bien y pudiera cometerse un error sistemático (véase el Apéndice B, apartado 1) se tendrían motivos suficientes para considerar obligatoria una determinación experimental.

C.2. Determinación experimental de k_s en haces pulsados

La determinación experimental de k, puede obtenerse mediante el trazado de curvas de saturación. Estas son gráficos que representan, para puntos próximos a la saturación, la carga recogida o lectura del electrómetro, previamente normalizada, por ejemplo, a la carga o lectura de la tensión de trabajo, en función de 1/V. Extrapoladas las curvas a tensión infinita, su valor permite determinar k_s en la tensión de trabajo. La forma de las curvas de saturación que corresponden a la formulación de Boag (avalada experimentalmente por diversos autores) permiten recomendar, como ya se ha hecho tradicionalmente en otros protocolos, extrapolar linealmente cuando la falta de eficiencia es inferior a 5%. Esta recomendación equivale a admitir un error inferior a 0,5% en el valor extrapolado. El método denominado de las «dos tensiones» (BOAG y CURRANT, 1980) es una simplificación práctica de la extrapolación. Este método, que no depende en absoluto del valor de μ , permite determinar el factor $(k_s)_1$, en la tensión de trabajo V_1 , haciendo solamente otra medida en una tensión más baja V_2 . La solución gráfica de este método se muestra en las figuras C.2 y C.2a. En estas gráficas se puede observar la conveniencia de no utilizar valores pequeños de V_1/V_2 , pues la imprecisión en determinar Q_1/Q_2 podría repercutir gravemente en la determinación precisa de $(k_s)_1$. Se recomiendan valores de V_1/\bar{V}_2 iguales o superiores a 3. Tanto

en el trazado de curvas de saturación como en el uso del método de las dos tensiones, si se desea una determinación precisa del factor de corrección por saturación, se hace casi imprescindible el uso de una cámara monitora⁽³⁾, dadas las fluctuaciones típicas que acompañan la operación de un acelerador.

C.3. Determinación experimental de k_s en haces pulsados y barridos

Cuando una cámara del tipo de las recomendadas en este protocolo, es irradiada en un maniquí mediante un haz de electrones pulsado y barrido, la carga total acumulada durante una medida procede de la contribución de impulsos de carga de tamaño variado. Unos, considerablemente grandes, ocurren cuando el eje del haz incide directamente sobre la cámara y otros, más pequeños, se producen cuando el eje del haz incide en las inmediaciones del volumen sensible de la cámara. Esta contribución de impulsos de carga de diferentes tamaños hace que no sea aplicable la teoría de Boag acerca de la recombinación de iones sobre haces pulsados, porque en ella el tamaño de cada impulso de carga era constante.

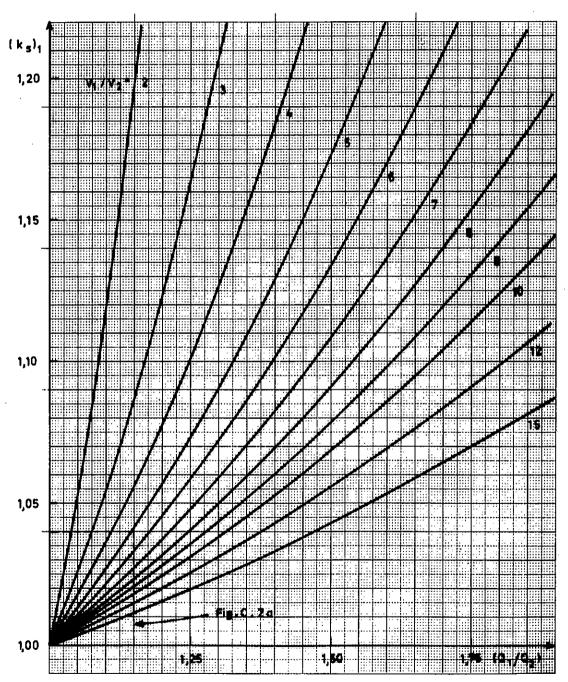
A la vista de este nuevo tipo de aceleradores, Boag analizó el problema y dedujo fórmulas apropiadas para el factor de eficiencia (BOAG, 1982). En su análisis considera que a la distancia normal de tratamiento en un acelerador, alrededor de 1 m, la variación radial de la tasa de fluencia del haz de electrones se puede representar con gran aproximación por una curva gaussiana cuya semianchura depende de la energía del haz de electrones y de la cantidad de material dispersor atravesado. Esta curva se puede obtener a partir de la densidad óptica de una placa radiográfica situada en el plano de interés, dentro de un maniquí de material equivalente a tejido, y

 $^{^{(2)}}$ De hecho, el valor de μ recomendado es válido sólo para cámaras con distancias entre electrodos iguales o superiores a 2,5 mm (ICRU, 1982).

 $^{^{(3)}}$ Las fluctuaciones de la tasa de dosis absorbida en un acelerador podrían enmascarar el valor de la razón Q_1/Q_2 . Al referirse aquí a una «cámara monitora» se trata de una cámara y un electrómetro que constituyen una via de medida simultánea pero independiente del monitor o los monitores del haz del acelerador. Esta cámara se sitúa en una posición fija que no afecte la medida de la cámara usada en la calibración de la unidad. Su único cometido es constatar la invariancia de la tasa de dosis absorbida entre las distintas medidas a realizar, o bien posibilitar su corrección en el caso de pequeñas fluctuaciones. Obviamente, su tensión de colección tiene que ser constante y se ha de procurar que la tasa de fluencia que incida sobre ella produzca una lectura con suficiente resolución, a la vez que un factor de corrección por saturación no muy elevado.

perpendicular al eje del haz sin barrer. Majenka y sus colaboradores obtuvieron información adicional sobre este tema y una verificación experimental del método de análisis propuesto por Boag (MAJENKA y col., 1982).

En este nuevo tratamiento de los haces pulsados y barridos, al expresar el factor de eficiencia, aparece un parámetro, k, que relaciona el lado del campo cuadrado en el plano de medida con la anchura de la gaussiana. Como hipótesis de esta nueva formulación se supone que los impulsos de carga se distribuyen uniformemente sobre el campo irradiado y que su número es suficiente para estimar que no hay fluctuaciones aleatorias serias sobre alguna parte del campo irradiado. Esto último equivale a decir que el tiempo de ca-



Figuras C.2 y C.2a. Determinación experimental del factor de corrección por saturación en haces pulsados, usando el método de las dos tensiones (BOAG y CURRANT, 1980). Determinadas experimentalmente las cargas o lecturas Q_1 y Q_2 para

dos tensiones conocidas y adecuadamente elegidas V_1 y V_2 , la gráfica permite evaluar $(k_s)_1$ en la tensión de colección V_1 , en función de Q_1/Q_2 y para distintos valores de V_1/V_2 .

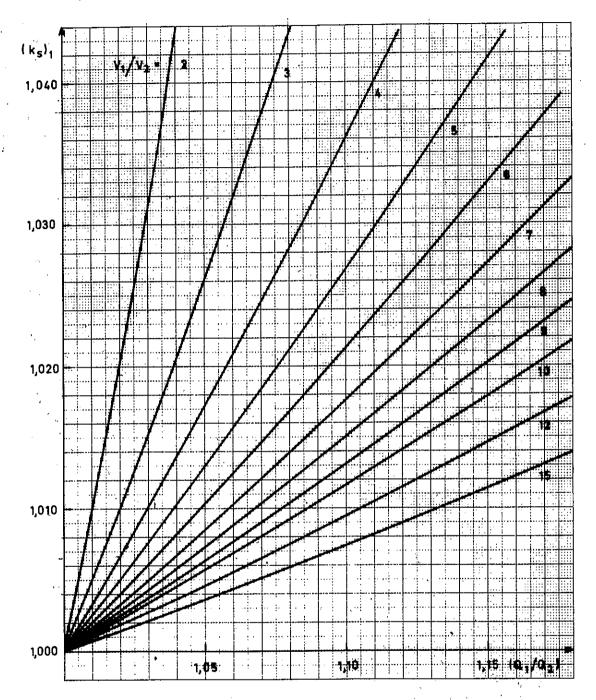


Figura C.2a. Esta figura amplía el recuadro señalado en la figura C.2.

da medida debe ser suficientemente grande frente al período correspondiente a la frecuencia de barrido.

De manera general, Boag establece que la eficiencia de colección, denominada ahora φ , es función no sólo del parámetro ζ definido como:

$$\zeta = \mu \, q_{\text{max}} d_{\text{e}}^2 / V \tag{C.4}$$

donde $q_{\text{máx}}$ es la densidad de carga máxima por impulso producida cuando el eje del haz incide directamente sobre la cámara (μ , d_{e} y V tienen el mismo significado que en el apartado C.1), sino también del parámetro k, definido como:

$$k = l/2a \tag{C.5}$$

donde l es el lado del campo cuadrado en el plano de medida de la cámara y «a» la denominada constante de escala de la distribución gaussiana (semianchura a 36,8% del pico o $\sqrt{2}\sigma$).

Para este modelo general, $\varphi(\zeta, k)$, existen tres tipos de soluciones en función del valor del parámetro k:

 Cuando k≥2, es decir, el lado del campo es mayor que cuatro veces la constante de escala a, la eficiencia de colección φ no depende apreciablemente de k. La determinación de φ(ζ) [también denominada por Boag φ(ζ, ∞)] se realiza usando el método de las dos tensiones. En las figuras C.3 y C.3a se presenta la solución gráfica para la determinación directa del factor de corrección por saturación,

$$(k_{\rm s})_1\left[(k_{\rm s})_1=1/\varphi(\zeta)\right]$$

- ii) Cuando k es muy pequeño y tiende a cero, la eficiencia de colección φ se transforma en $\varphi(\zeta, 0)$ y corresponde a la de haces pulsados y no barridos (tamaño del impulso de carga constante). El factor de corrección por saturación, $(k_s)_1$, se determina según lo expuesto en el apartado C.2 mediante la solución gráfica dada en las figuras C.2 y C.2a.
- Para valores intermedios de k(0 < k < 2) el factor de corrección por saturación $k_s(\zeta, k)$ resulta ser función de k y también de ζ. Es necesario pues, disponer del valor de ζ (ecuación C.4) para lo que previamente es necesario determinar, q_{max} (en la ecuación C.4, µ tiene el valor señalado en el apartado C.1 y el resto de los parámetros dependen de la geometría de la cámara y de la tensión con que se opere). Para ello, se selecciona un valor aproximado de $k_s(\zeta)$ en la solución gráfica dada en las figuras C.3 y C.3a. Este valor, correspondiente a $k_{\rm s}(\zeta, \infty)$ permite determinar en un primer paso la densidad de carga máxima del impulso, $q_{\text{máx}}$, mediante:

$$q_{\max}(C/m^3) = Q_1(C/m^3) A(m^2) k_s(\zeta) / (C.6)$$

donde Q_1 es la densidad de carga recogida por la cámara al exponerla durante un tiempo t, en el centro de un campo de área A, barrido por un haz de frecuencia de repetición, n, y constante de escala «a». Por medio de un proceso iterativo

$$(q_{\text{máx}} \rightarrow \zeta \rightarrow k_{s}(\zeta, \infty) \rightarrow q_{\text{máx}} \rightarrow \text{etc})$$

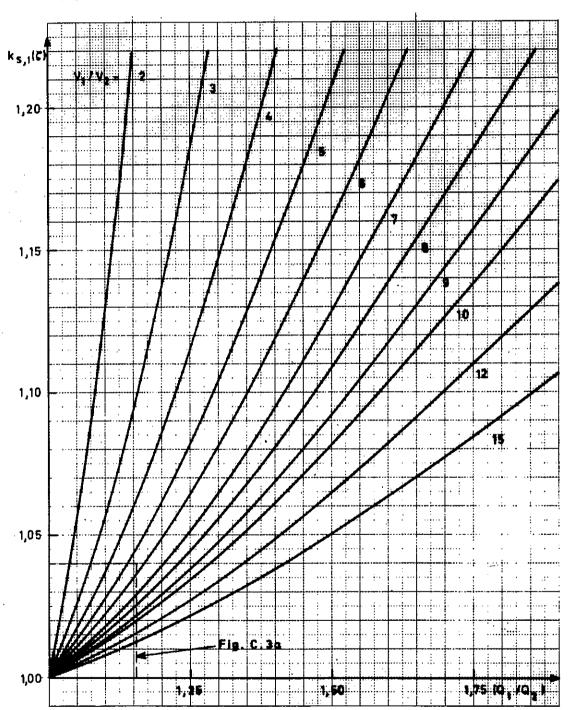
se corregirá el valor de $q_{\rm max}$ para la obtención de ζ . Este valor y el de k, llevados sobre las figuras C.4 y C.4a, permitirán determinar el valor del factor de corrección por saturación $k_{\rm s}$.

A lo largo de este resumen del trabajo de Boag se puede observar la necesidad de determinar experimentalmente en principio la constante de escala, a, en los planos de medida o de calibración. De esta manera se obtendrá para un campo dado el valor de k. Si se estuviera en el tercer caso, iii), habría que deducir ζ y de él obtener $k_s(\zeta, k)$. Sin embargo, la experiencia obtenida acerca de los valores de ζ, mediante una cámara plana y otra cilíndrica, en el caso práctico del acelerador «Sagittaire», que utiliza un haz barrido, permite simplificar bastante los procedimientos a través de varias conclusiones que pueden aplicarse a cualquier otro acelerador que emplee la misma técnica. Estas conclusiones, junto a una serie de recomendaciones para el buen uso de la formulación de Boag, son las siguientes:

- a) Hasta tasas de dosis absorbida de aproximadamente 3 Gy/min la cuantía de ζ es tan baja que para todos los casos prácticos encontrados en la calibración del acelerador, no existe diferencia apreciable entre los valores de k_s(ζ, k) y de k_s(ζ). En consecuencia, para la determinación del factor de corrección por saturación k_s, se empleará el método de las dos tensiones cuya solución gráfica aparece en las figuras C.3 y C.3a.
- b) Para tasas superiores a 3 Gy/min aproximadamente, para obtener el valor de $k_s(\zeta, k)$, con precisión suficiente, la determinación experimental de la constante de escala, a, de la gaussiana será tanto más necesaria cuanto mayor sea la energía del haz de electrones y mayores tamaños de campo se empleen. En estos casos sería preciso utilizar la solución presentada en el caso iii).

Hay que advertir no obstante, que el error cometido por tomar $k_s(\zeta)$ en lugar de $k_s(\zeta, k)$ para una tasa de 4 Gy/min y para un campo de 30×30 cm² en la energía de 32 MeV no excedería de 1 % aproximadamente.

c) A la recepción de un acelerador que emplee la técnica del barrido es muy conveniente, mediante placas radiográficas y un maniquí de material plástico, determinar experimentalmente en los planos de calibración y para todas las energías, el valor de la constante de escala, a, de la distribución radial de intensidad del haz de electrones. Para ello se debería anular momentáneamente el dispositivo de barrido y realizar la irradiación de las placas con el colimador totalmente abierto.



Figuras C.3 y C.3a. Determinación experimental del factor de corrección por saturación $k_{s,1}(\zeta)$ para haces pulsados y barridos, usando el método de las dos tensiones (BoAG, 1982). Determinadas experimentalmente las cargas o lecturas Q_1 y

 Q_2 para dos tensiones conocidas y adecuadamente elegidas V_1 y V_2 , la gráfica permite evaluar $k_{s,1}$ (ζ) en la tensión de colección V_1 , en función de Q_1/Q_2 y para distintos valores de CV_1/V_2 .

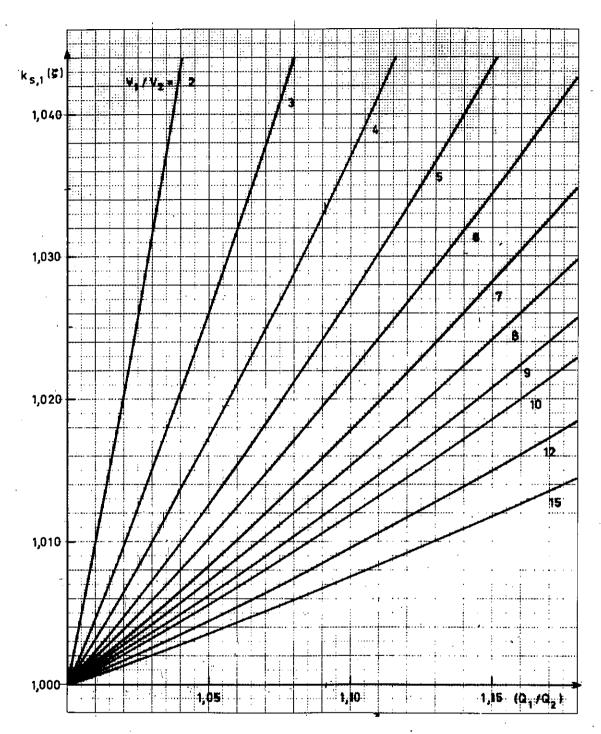
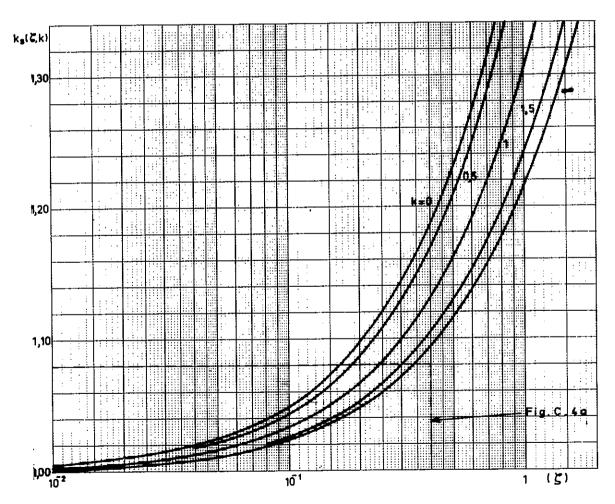


Figura C.3a. Esta figura amplia el recuadro señalado en la figura C.3.

- d) Cuando se lleven a cabo medidas de curvas de rendimiento en profundidad en un maniquí no hay que olvidar que la constante a aumenta con la profundidad, debido al incremento de material dispersor. Es conveniente, en consecuencia, determinar el
- factor de corrección por saturación, $k_{\rm s}$, en tres o cuatro puntos a lo largo de la parte descendente de la curva de rendimiento en profundidad.
- e) Cuando se use el método de las dos tensiones (Figuras C.3 y C.3a), es recomendable,

como sugiere Boag (BOAG, 1982), emplear razones V_1/V_2 de valor igual o superior a 3, si se desea determinar de manera precisa $(k_s)_1$. Se recomienda usar valores de V_1/V_2 comprendidos entre 3 y 10. Una tensión V_1 de 300 a 400 V es un buen valor para aplicarlo a las cámaras cilíndricas del tipo de dedal recomendadas en este protocolo, lo que implicaría el uso de esta tensión de colección para todas las medidas a realizar con ese conjunto de medida. Hay que prestar atención, sin embargo, a la máxima tensión aplicable, señalada por el fabricante, a las cámaras planas. La levedad del electrodo al que se aplica la tensión de colección, que coincide normalmente con la ventana, podría ocasionar su desplazamiento hacia el electrodo colector si se somete a una tensión excesiva. Ello produci-

- ría una deformación del volumen de ionización y en consecuencia un grave error sistemático.
- f) Un valor muy alto de la densidad de carga máxima por impulso, $q_{\text{máx}}$ (ecuación C.6) combinado con una baja tensión de colección, podría invalidar una de las hipótesis en que descansa la formulación de Boag, como es el efecto despreciable que debe suponer la carga de espacio dentro de una cámara, sobre la curva de saturación. Medidas experimentales recientes (CONERE y BOAG, 1984), muestran que es necesario prestar atención a la elección de los valores de V_1 y V_2 cuando el valor de $q_{\text{máx}}$ supera 10^{-4} C/m³ por impulso.
- g) Como ya se ha dicho anteriormente, resulta muy conveniente y en muchos casos ne-



Figuras C.4 y C.4a. Determinación del factor de corrección por saturación k_s (ζ, k) de una cámara de ionización irradiada por un haz pulsado y barrido. k=l/2a donde l es el section l es el section

lado del campo cuadrado y a es la constante de escala del haz de electrones (BOAG, 1982). Para un valor de ζ determinado y ζ un valor de k dado, la gráfica permite calcular k_s (ζ , k).

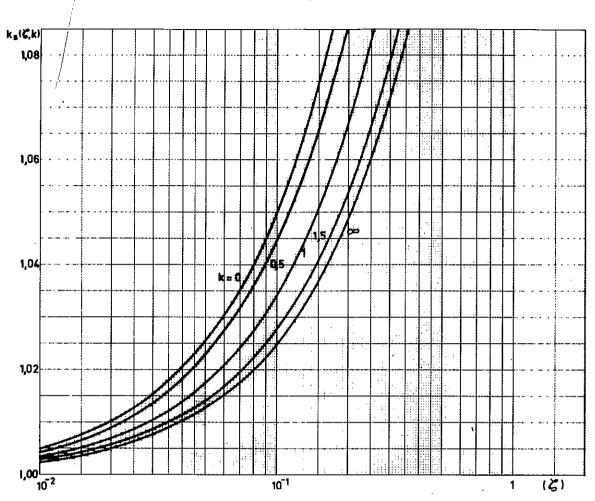


Figura C.4a. Esta figura amplia el recuadro señalado en la figura C.4.

cesario el empleo de una cámara monitora si se desea determinar de manera precisa el factor de corrección por saturación.

C.4. Determinación experimental de k_s en haces de radiación continua

En haces de radiación continua, se puede obtener experimentalmente el valor de $k_{\rm s}$ trazando curvas de saturación. En este caso, y de acuerdo con el tratamiento teórico de la eficiencia de colección (BOAG, 1966; GREENING, 1964), la carga recogida o lectura del electrómetro (en tiempos iguales de irradiación), previamente normalizada, por ejemplo a la carga o lectura de la tensión de trabajo, se puede representar gráficamente en función de $1/V^2$. Realizada, a partir de los puntos próximos a la saturación, una extrapolación a tensión infinita, su valor permite determinar $k_{\rm s}$ en la tensión de trabajo.

Del mismo modo que para haces pulsados, es posible emplear el método más simple y práctico de las dos tensiones, basado igualmente en un análisis de la formulación de la eficiencia para haces de radiación continua. Para una carga Q recogida en un tiempo efectivo de irradiación, t_e , el factor de eficiencia, f, se puede expresar como (BOAG, 1966; GREENING, 1964):

$$f = \frac{Q}{Q_0} = 1 - \frac{U}{t_0} \frac{Q}{V^2}$$
 (C.7)

donde Q_s es la carga liberada en el tiempo, t_e . U es un parámetro característico de la configuración de la cámara y de la naturaleza del gas usado en su interior, y V es la tensión de colección.

La ecuación C.7 se puede aplicar a dos situaciones Q_1 , V_1 y Q_2 , V_2 donde Q_1 y Q_2 son las cargas recogidas o lecturas del electrómetro du-

rante un mismo tiempo efectivo de irradiación, y V_1 y V_2 las tensiones de colección respectivas. Se demuestra fácilmente que el factor de corrección por saturación en la situación 1, $(k_s)_1$, se puede expresar como:

$$(k_s)_1 = \left(\frac{V_1^2}{V_2^2} - 1\right) / \left(\frac{V_1^2}{V_2^2} - \frac{Q_1}{Q_2}\right)$$
 (C.8)

En la Figura C.5 se muestra la solución gráfica para $(k_s)_1$.

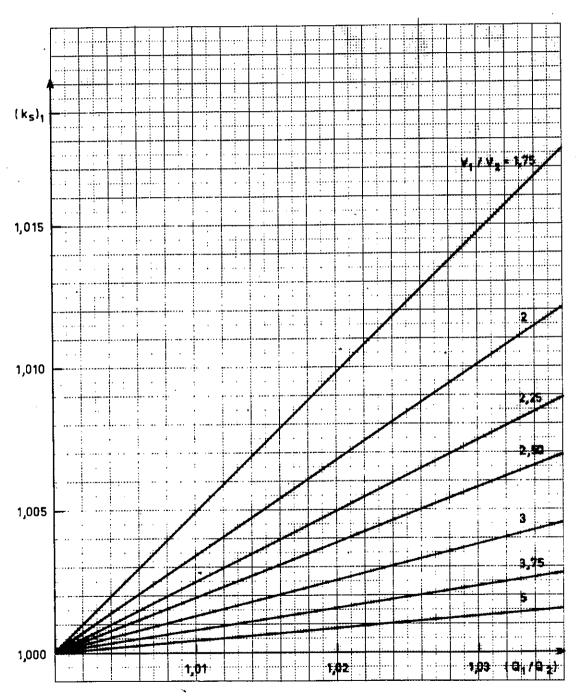


Figura C.5. Determinación experimental del factor de corrección por saturación en haces de radiación continua, usando el método de las dos tensiones. Determinadas experimentalmente las cargas o lecturas Q_1 y Q_2 para dos tensiones

conocidas y adecuadamente elegidas V_1 y V_2 , la gráfica permite evaluar $(k_s)_1$ en la tensión de colección V_1 , en función de Q_1/Q_2 y para distintos valores de V_1/V_2 .

APENDICE D

El tiempo efectivo de irradiación

En las unidades de telegammaterapia, los movimientos de la fuente de irradiación desde la posición de tratamiento a la de seguridad o almacén, y viceversa, transcurren en unos intervalos de tiempo que pueden depender en general de:

- La orientación de la máquina.
- Los mecanismos que controlan cíclicamente el sistema neumático.
- Los cambios en la fricción de sus órganos mecánicos.
- Los cambios en los controles eléctricos de la unidad.

Como consecuencia de lo anterior conviene definir un tiempo efectivo de irradiación, $t_{\rm e}$, que, en general, diferirá del tiempo nominal, $t_{\rm n}$, ajustado en el temporizador de la unidad. Se puede escribir:

$$t_{e} = t_{n} + \tau \tag{D.1}$$

donde el valor y signo de la corrección de tiempo, τ , se puede determinar por uno de los métodos que se indican más adelante. La determinación de τ debe realizarse en el momento de la calibración o recalibración de la unidad y tras las revisiones técnicas de los mecanismos a los que se ha hecho referencia previamente.

La variación de la tasa de exposición \dot{X} con el tiempo (también podría considerarse la tasa de dosis absorbida \dot{D} en agua) desde que se inicia la puesta en posición de la fuente, hasta que termina el retorno de la misma a su posición de reposo se puede representar como en la figura D.1. El intervalo 0- t_a representa el tiempo transcurrido desde el instante en que se inicia la apertura mediante el temporizador hasta que la fuente alcanza su posición de irradiación. El intervalo t_b - t_a representa el tiempo que la fuente permanece en su posición de irradiación y el intervalo t_c - t_b el tiempo transcurrido desde que se inicia el retorno de la fuente a su blindaje hasta que se alcanza la posición de reposo o de almacén.

Hablando siempre en términos de la exposición, X_L , ésta vendrá dada por el área definida por la curva $\dot{X} = \dot{X}(t)$, es decir:

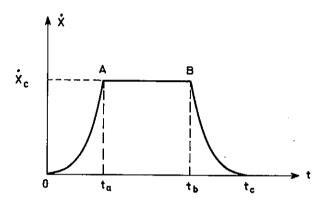


Figura D.1. Variación de la tasa de exposición \dot{X} en función del tiempo, desde que se acciona la puesta en posición de la fuente, t=0, hasta que se inicia el retorno a la posición de reposo, $t=t_{\rm b}$.

En la práctica, se puede determinar experimentalmente X_L para diferentes tiempos de irradiación. De esta forma, con un ajuste por mínimos cuadrados, se obtendrá una función $X_L = X_L(t_n)$ siendo t_n el tiempo indicado por el temporizador y que usualmente será una función lineal del tipo (Figura D.2):

$$X_{L} = mt_{n} + b \tag{D.3}$$

Naturalmente, m tiene las dimensiones de una tasa de exposición y podemos considerarla como la tasa de exposición efectiva de la unidad de irradiación. Ahora se puede definir un tiempo efectivo, $t_{\rm e}$, tal que:

$$X_{L} = mt_{e}$$
 (D.4)

Este tiempo, según se desprende de las expresiones D.3 y D.4 se relaciona con el tiempo ajustado, t_n , por:

$$t_{\rm e} = t_{\rm n} + \frac{b}{m} = t_{\rm n} + \tau$$
 (D.5)

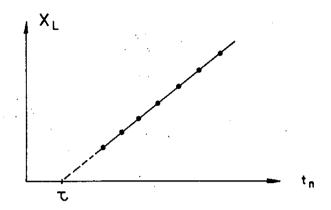


Figura D.2. Variación de la exposición para distintos tiempos de irradiación señalados por el temporizador. La extrapolación a exposición cero indica el tiempo τ que debe ser añadido o sustraido al tiempo nominal fijado en el temporizador.

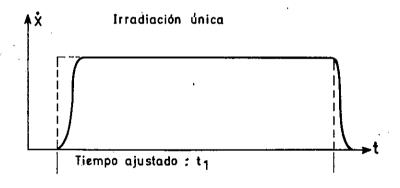
Hay que tener en cuenta que $\tau = \frac{b}{m}$ puede tener cualquier signo, de forma que la corrección sobre el tiempo nominal puede ser aditiva o sustractiva.

Del coeficiente de correlación obtenido en el ajuste se deduce el buen o mal funcionamiento del reloj. Un bajo coeficiente, después de descontar fallos en el equipo de medida, indica la necesidad de sustituir el temporizador. Hay que hacer notar que este método es dependiente de la linealidad del conjunto de medida usado, por lo que solamente da buenos resultados con equipos de buena linealidad y resolución.

Otro método más simple y, por otra parte, mucho más utilizado para la determinación de τ es el de la irradiación múltiple (ORTON y SEIBERT, 1972). Consiste en comparar la lectura del conjunto de medida en una irradiación prolongada con la de múltiples irradiaciones de corta duración que lleven aproximadamente a la misma lectura acumulada al final. Ya que las lecturas de las dos medidas son aproximadamente la misma, la falta de linealidad del conjunto de medida no es importante. El método se describe gráficamente en la figura D.3.

Sea M_1 la lectura del instrumento para una sola irradiación, con un tiempo ajustado t_1 , y M_2 la lectura integrada de las n irradiaciones de corta duración que totalizan un tiempo ajustado t_2 . Así pues, se tendrá:

$$\frac{M_1}{t_1+\tau} = \frac{M_2}{t_2+n\tau}$$



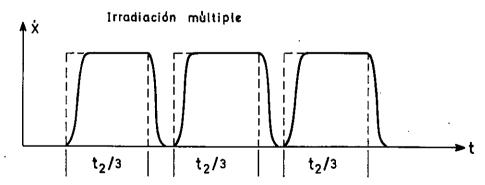


Figura D.3. Método de la irradiación múltiple. Consiste en comparar la exposición obtenida mediante una irradiación única, de duración t_1 , con la exposición acumulada en irra-

diaciones múltiples de corta duración (t_2/n) . t_1 y t_2 son tiempos fijados en el temporizador. En la figura n=3.

y de aquí:

$$\tau = \frac{M_2 t_1 - M_1 t_2}{M_1 n - M_2} \tag{D.6}$$

Para τ positivo, el tiempo efectivo de irradiación se obtiene sumando al tiempo ajustado en el temporizador de la unidad, la cantidad τ . Si τ es negativo, hay que restar esta cifra del tiempo indicado en el temporizador de la unidad para conocer el tiempo efectivo de irradiación.

La determinación de τ debe efectuarse un número suficiente de veces y tomar el valor prome-

dio. No hay que olvidar que son varios los factores de índole eléctrica y mecánica que influyen sobre su cuantía, por lo que, para obtener un valor preciso, es necesario que entren en juego todos ellos con la suficiente incidencia. Tal es el caso de las unidades que emplean sistemas neumáticos donde es conveniente que en el transcurso de la determinación de τ el compresor entre varias veces en funcionamiento. Unas condiciones prácticas frecuentemente utilizadas para la determinación de τ consisten en hacer $t_1 = t_2$ con n = 5. Por otra parte, cinco determinaciones consecutivas de τ pueden ser suficientes en la mayor parte de las unidades.

APENDICE E

Relación de N_D con los factores de calibración en unidades de exposición y de kerma, N_X y N_K

La aplicación del principio de Bragg-Gray en haces de fotones y de electrones requiere el conocimiento preciso del volumen de las cámaras de cavidad comerciales usadas en las instituciones hospitalarias. Una medida directa del volumen resulta poco práctica y casi inviable en la mayor parte de los casos, por lo que se recurre a una aproximación o a una medida indirecta. Para ello se define un nuevo factor de calibración en unidades de dosis absorbida en el aire de la cavidad, $N_{\rm D}$. El conocimiento de $N_{\rm D}$ para una cámara en particular, permite la determinación de la dosis absorbida en el aire de la cavidad para cualquier haz de fotones o de electrones y en consecuencia la aplicación del principio de Bragg-Gray. En la actualidad N_D no puede ser suministrado por el laboratorio oficial de metrología, por lo que habrá de ser expresado en función de los factores de calibración de que dispone el usuario para su cámara. Estos pueden ser Nx o Nx en la energía del 60Co.

El procedimiento empieza imaginando una cámara de cavidad homogénea (paredes y caperuza de equilibrio del mismo material) durante el proceso de calibración en el laboratorio de metrología, y actuando como si se tratara de una cámara-patrón primaria y de una cámara calibrada. Se miden bajo esta doble faceta y en idénticas condiciones de tamaño de campo y tasa, la exposición y el kerma en un punto.

E.1. Exposición y kerma

La exposición en un punto en el aire, situado en el eje de un haz de ⁶⁰Co en ausencia de la cámara, medida con una cámara patrón viene dada en general por la siguiente expresión (NIATEL, 1979; BOUTILLON y NIATEL, 1973; ALLISY, 1967):

$$X = (J_{\text{air}})_{c} (s_{\text{wall,air}})_{c} \left[\frac{\overline{(\mu_{\text{en}}/\rho})_{\text{air}}}{\overline{(\mu_{\text{en}}/\rho})_{\text{wall}}} \right]_{c} \prod_{i} k_{i} \quad (E.1)$$

Teniendo en cuenta las definiciones de exposición y kerma (ICRU, 1980), el kerma en aire y en el

seno de aire en ese mismo punto, vendrá dado por:

$$K_{\text{air}} = X \frac{W}{e} \frac{1}{1 - g} \tag{E.2}$$

o bien, de acuerdo con E.1:

$$K_{\text{air}} = (J_{\text{air}})_{c} \frac{W}{e} \frac{1}{1-g} (s_{\text{wall,air}})_{c} \cdot \left[\frac{\overline{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}}}{\overline{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{wall}}}} \right]_{c} \prod_{i} k_{i}$$
(E.3)

En las ecuaciones E.1, E.2 y E.3, los símbolos tienen el siguiente significado:

X exposición, en el seno de aire, en C/kg.

 K_{air} kerma en aire, en el seno de aire, en J/kg.

carga recogida, debida a la ionización del aire de la cavidad, por unidad de masa de aire de la cavidad, en C/kg, corregida por fugas, efecto de polaridad y humedad del aire. Es el cociente de Q por $v\rho_{air}$ (masa de aire en la cavidad); Q, carga recogida, se reduce a las condiciones en que se ha definido la densidad del aire seco⁽¹⁾, ρ_{air} (normalmente en un laboratorio primario, 101,3 kPa y 0 °C). v es el volumen de la cavidad. El subíndice c se refiere a la radiación usada en el proceso de calibración, en este caso, 60Co.

/e energia media necesaria para producir un par de iones en aire seco (ICRU, 1979) por unidad de carga, en J/C. e es la carga del electrón.

W/e

 $(J_{air})_c$

.

⁽¹⁾ La exposición (ICRU, 1980) se define implícitamente para aire seco.

g

fracción de la energía perdida por los electrones en forma de radiación de frenado en el aire, en la energía del ⁶⁰Co.

 $(s_{\text{wall,air}})_c$

valor medio de la razón de los poderes de frenado másicos restringidos del material de la pared (wall), y del aire (air), para los electrones que atraviesan la cavidad.

 $(\overline{\mu_{\rm en}/\rho})$

coeficiente másico de absorción de energía, promediado para el espectro gamma procedente de la fuente con subíndice, air, para el aire, y wall, para la pared.

 $\prod k_{\mathrm{i}}$

producto de varios factores de corrección que tienen en cuenta las limitaciones intrínsecas de la cámara, la atenuación y dispersión del haz en sus paredes y la inhomogeneidad del haz en el volumen que presenta la cámara. Puede expresarse como:

$$\prod_{i} k_{i} = (k_{s})_{c} (k_{st})_{c} (k_{wall})_{c} (k_{an})_{c} (k_{rn})_{c}$$

siendo (BOUTILLON y NIATEL, 1973):

$$(k_{\text{wail}})_{c} = (k_{\text{at}} k_{\text{CEP}} k_{\text{sc}})_{c}$$

por lo que:

$$\prod_{i} k_{i} = (k_{s})_{c} (k_{st})_{c} (k_{at})_{c} (k_{CEP})_{c} (k_{sc})_{c} \cdot (k_{an})_{c} (k_{rn})_{c}$$
(E.4)

Los distintos factores de corrección tienen los significados siguientes:

 $(k_{\rm s})_{\rm c}$

corrección por pérdida de ionización debida a la recombinación de iones (factor de corrección por saturación).

 $(k_{\rm st})_{\rm c}$

corrección por los fotones dispersos en el tallo de la cámara (factor de corrección por efecto de tallo). $(k_{\rm at})_{\rm c}$

corrección debida a la atenuación de los fotones primarios en las paredes de la cámara.

 $(k_{CEP})_c$

corrección que reduce $k_{\rm at}$ debido a la posición del centro medio de producción de electrones. El centro de gravedad de los electrones que dan lugar a la ionización en el aire de la cavidad se sitúa en la parte frontal delantera de la pared de la cavidad. Esos electrones son generados por fotones que atraviesan sólo una parte de la pared y no toda ella como se ha tenido en cuenta en la determinación de $k_{\rm at}$.

 $(k_{\rm sc})_{\rm c}$

corrección que tiene en cuenta la producción de fotones dispersos en la pared de la cámara y que contribuyen a un incremento de la corriente de ionización. corrección que tiene en cuenta, al asignar la exposición en un punto la variación de fluencia a

 $(k_{\rm an})_{\rm c}$

corrección que tiene en cuenta, al asignar la exposición en un punto, la variación de fluencia a lo largo del eje del haz de acuerdo con la ley del inverso del cuadrado de la distancia (no uniformidad axial del haz).

 $(k_{\rm rn})_{\rm c}$

corrección que tiene en cuenta la no uniformidad radial del haz. La cámara da un valor de la exposición promediada sobre el área que presenta.

Considérese ahora la cámara descrita, como una cámara calibrada. Se dispone por lo tanto de N_X y N_K , factores de calibración en unidades de exposición y kerma en aire, suministrados por el laboratorio oficial de metrología en la energía del 60 Co. La exposición y el kerma en aire, en el mismo punto y en las mismas condiciones donde se determinaron anteriormente ambas magnitudes, vendrán dadas por las siguientes expresiones:

$$X = M_c N_X \tag{E.5}$$

$$K_{\rm air} = M_c N_{\rm K} \tag{E.6}$$

donde:

N_x es el factor de calibración en unidades de exposición para la energía del ⁶⁰Co, en kg⁻¹ o en C/kg división, establecido en unas condiciones de presión, temperatura y humedad dados (normalmente 101,3 kPa y 20 °C y 50% H.R.)⁽²⁾ e implicitamente para el tamaño de campo y tasa de exposición usados en el proceso de calibración.

N_K es el factor de calibración en unidades de kerma en aire, en el seno de aire, en Gy/C o en Gy/división, establecido en las mismas condiciones que las expuestas para N_V.

 $M_{\rm c}$ es la lectura del electrómetro en C o en divisiones, corregida por fugas y por efecto de polaridad y reducida a las condiciones de presión, temperatura y humedad para las que han sido establecidas $N_{\rm X}$ y $N_{\rm K}$.

Las ecuaciones E.1 y E.5 definen en un punto la misma exposición, así como las ecuaciones E.3 y E.6 definen el mismo kerma en aire. De la igualdad de cada pareja de ecuaciones y teniendo en cuenta el desarrollo de $\prod_i k_i$ (ecuación E.4) se deduce $(J_{air})_c/M_c$ en función de N_X y N_K respectivamente. Es decir:

$$\frac{(J_{air})_{c}}{M_{c}} = \frac{N_{X}}{(s_{wall,air})_{c} \left[\frac{(\mu_{en}/\rho)_{air}}{(\mu_{en}/\rho)_{wall}}\right]_{c}} \cdot \frac{1}{(k_{s})_{c}(k_{s1})_{c}} \frac{1}{(k_{a1})_{c}(k_{CEP})_{c}(k_{sc})_{c}(k_{an})_{c}(k_{rn})_{c}} \qquad (E.7)$$

$$\frac{(J_{air})_{c}}{M_{c}} = \frac{N_{X}}{(W/e)(1/(1-g))(s_{wall,air})_{c} \left[\frac{(\mu_{en}/\rho)_{air}}{(\mu_{en}/\rho)_{wall}}\right]_{c}} \cdot \frac{1}{(k_{s})_{c}(k_{s1})_{c}} \frac{1}{(k_{a1})_{c}(k_{CEP})_{c}(k_{sc})_{c}(k_{an})_{c}(k_{rn})_{c}} \qquad (E.8)$$

Considérese a continuación el factor de calibración de la cámara en unidades de dosis absorbida en el aire de la cavidad $N_{\rm D}$. Este viene definido para el haz de calibración, c (véase la ecuación 4.16) por:

$$N_{\rm D} = \frac{(D_{\rm air})_{\rm c}}{M_{\rm c}^*} = \frac{(J_{\rm air}^*)_{\rm c}}{M_{\rm c}^*} \frac{W}{e}$$
 (en Gy/C o en Gy/div.)

donde $(D_{\rm air})_{\rm c}$ es la dosis absorbida en el aire de la cavidad. $M_{\rm c}^*$ y $(J_{\rm air}^*)_{\rm c}$ son los valores de $M_{\rm c}$ y $(J_{\rm air})_{\rm c}$ corregidos por todas las limitaciones intrínsecas de la cámara, es decir, fugas, efecto de polaridad, recombinación de iones y efecto de tallo. Dado que se trataba de la misma cámara y que $(J_{\rm air})_{\rm c}$ y $M_{\rm c}$ se han medido en las mismas condiciones de tamaño de campo y tasa de exposición, (mismo punto del haz), por lo que presentan las mismas correcciones, $N_{\rm D}$ puede ser expresado igualmente de la forma:

$$N_{\rm D} = \frac{(J_{\rm air})_{\rm c}}{M_{\rm c}} \frac{W}{e} \tag{E.9}$$

donde $(J_{ai})_c$ y M_c han sido descritas anteriormente al plantear las ecuaciones E.1, E.5 y E.6.

E.2. N_D en función de N_X y N_K para cámaras homogéneas

Si se acepta como una aproximación válida $(k_{\rm an})_{\rm c}(k_{\rm rn})_{\rm c}=1$ (cámara suficientemente alejada de una fuente suficientemente homogénea) y se sustituyen E.7 y E.8 en E.9, se obtiene:

$$N_{D} = \frac{N_{X}(W/e)}{(s_{\text{wall,air}})_{c} \left[\frac{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{wall}}} \right]_{c}} \frac{1}{(k_{\text{s}})_{c}(k_{\text{st}})_{c}} \cdot \frac{1}{(k_{\text{al}})_{c}(k_{\text{CEP}})_{c}(k_{\text{sc}})_{c}}$$

$$N_{D} = \frac{N_{K}(1-g)}{(s_{\text{wall,air}})_{c} \left[\frac{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{wall}}} \right]_{c}} \frac{1}{(k_{\text{s}})_{c}(k_{\text{st}})_{c}} \cdot \frac{1}{(k_{\text{al}})_{c}(k_{\text{CEP}})_{c}(k_{\text{sc}})_{c}}$$

$$(E.10)$$

Si en las expresiones anteriores se denomina $k_{\rm m}$ al inverso del producto de los factores que tienen en cuenta la falta de equivalencia a aire del material de la pared y $k_{\rm as}$ al inverso del producto de los factores que tienen en cuenta la atenuación y dispersión del haz de fotones de 60 Co en la pared de la cámara, es decir:

 $^{^{(2)}}$ Estas son las condiciones climáticas usadas normalmente para establecer el factor de calibración de una cámara de campo. Son muy próximas a las existentes en un centro hospitalario situado cerca del nivel del mar. Se podría haber elegido otras condiciones, lo que daria lugar a valores de $N_{\rm X}$ y $N_{\rm K}$ distintos, pero en cualquier caso se satisfarían las ecuaciones E.5 y E.6.

$$k_{\rm m} = (s_{\rm air,wall})_{\rm c} \left[\frac{(\overline{\mu_{\rm en}/\rho})_{\rm wall}}{(\overline{\mu_{\rm en}/\rho})_{\rm air}} \right]_{\rm c}$$
 (E.12)

$$k_{as} = [(k_{at})_c (k_{CEP})_c (k_{sc})_c]_c^{-1}$$
 (E.13)

las ecuaciones anteriores E.10 y E.11 se convierten en:

$$N_{\rm D} = N_{\rm X}(W/e) k_{\rm m} k_{\rm as} \frac{1}{(k_{\rm s})_{\rm c} (k_{\rm st})_{\rm c}}$$
 (E.14)

$$N_{\rm D} = N_{\rm K} (1 - g) k_{\rm m} k_{\rm as} \frac{1}{(k_{\rm s})_{\rm c} (k_{\rm s})_{\rm c}}$$
 (E.15)

 $N_{\rm D}$, obviamente, quedará establecido en las mismas condiciones de presión, temperatura y humedad en que han sido establecidos $N_{\rm X}$ y $N_{\rm K}$.

E.3. $k_{\rm m}$, para cámaras no homogéneas

Si la cámara no es homogénea, es decir, la pared (wall) y la caperuza de equilibrio (cap) no son del mismo material, se puede aceptar una formulación semiempírica (ALMOND y SVENSSON, 1977), para la no equivalencia a aire de la pared global de la cámara. En efecto, si se llama α a la fracción de la ionización producida por electrones que proceden de la pared y $1-\alpha$ a la producida por electrones que proceden de la caperuza, la ecuación E.12 se transforma en:

$$k_{\rm m} = \alpha (s_{\rm air,wall})_{\rm c} \left[\frac{(\overline{\mu_{\rm en}/\rho})_{\rm wall}}{(\overline{\mu_{\rm en}/\rho})_{\rm air}} \right]_{\rm c} +$$

$$+ (1 - \alpha) (s_{\rm air,cap})_{\rm c} \left[\frac{(\overline{\mu_{\rm en}/\rho})_{\rm cap}}{(\overline{\mu_{\rm en}/\rho})_{\rm air}} \right]_{\rm c}$$
(E.16)

E.4. Consideraciones sobre $N_{\rm D}$

Las ecuaciones E.14 y E.15 constituyen la formulación práctica de $N_{\rm D}$, ya que en el proceso de calibración $N_{\rm X}$ y $N_{\rm K}$ han sido establecidos para unas condiciones climáticas dadas, pero también implícitamente para un tamaño de campo y una tasa de exposición determinados. En otras palabras, en el proceso de calibración la lectura de la cámara problema no se corrige ni por recombinación de iones, ni por efecto de tallo. Esta es, conceptualmente, la causa de que en la formulación de $N_{\rm D}$ aparezcan los términos $(k_{\rm s})_{\rm c}$ y $(k_{\rm st})_{\rm c}$.

Los físicos nórdicos, al recomendar un modelo determinado de cámara, señalan de manera explicita que $(k_s)_c \simeq 1,00_0$ e implícitamente que $(k_{st})_c = 1,00_0$ (NACP, 1980). Esta es la razón de que ambos términos no aparezcan en la formulación, que pudiera llamarse teórica, de N_D . Por el contrario, en otra publicación (AAPM, 1983), al considerar probablemente en su ámbito de aplicación la existencia de una gran variedad de cámaras, se considera incluida en N_D la corrección por recombinación de iones $A_{ion} [A_{ion} = (k_s)_c^{-1}]$ a la vez que se recomienda asignar el valor 1 a la corrección por efecto de tallo, $(k_{st})_c$.

En las presentes recomendaciones, habida cuenta de la variedad de cámaras existentes en el parque nacional, que pueden presentar efectos de recombinación y de tallo de cuantía diversa en la energía del 60 Co, se ha juzgado oportuno el empleo de la formulación práctica de $N_{\rm D}$.

APENDICE F

Comprobación y determinación de la geometría de una unidad de tratamiento

Puesto que las verificaciones de cada uno de los elementos que componen una unidad de tratamiento están relacionadas entre sí, es aconsejable seguir el orden en que se describen, y no efectuar ningún ajuste en una primera inspección hasta comprobar el funcionamiento de la totalidad del sistema. La serie de comprobaciones que se dan a continuación se aplican tanto a unidades de telegammaterapia como a aceleradores, siendo unas de carácter general y otras específicas del carácter de la unidad. Todas ellas están basadas en varias publicaciones e informes (MAS-SEY, 1970; HPA, 1974; AAPM, 1975; NACP, 1980; NCRP, 1981), habiéndose adoptado para los ajustes básicamente las tolerancias que aparecen en el informe del NCRP.

En una unidad de tratamiento bien ajustada deben coincidir, sobre el eje de rotación del colimador, la fuente de radiación, el eje del haz de radiación, el foco del haz luminoso y la proyección del centro del retículo⁽¹⁾. Para verificarlo, se realizarán una serie de comprobaciones de alineación de ejes y otras de comprobación de coincidencia de los haces luminoso y de radiación.

F.1. Alineación del haz luminoso y del retículo sobre el eje del colimador

Se comprobará en primer lugar que la rotación del sistema de colimación se produce con suavidad y que no existen holguras laterales. Después se repetirá esta comprobación en distintas posiciones del brazo de la unidad.

En una unidad de tratamiento, en general se pueden presentar varios movimientos giratorios tal como se aprecia en la figura F.1. Para el caso $\alpha = \beta = \gamma = 0$ habrá de comprobarse la verticalidad del eje geométrico.

El eje del colimador se localiza fijando un indi-

(1) Por simplicidad de expresión utilizaremos este vocablo, retículo, para referirnos a dos alambres cruzados ortogonalmente que van unidos al sistema de colimación y cuya intersección indica el centro del haz luminoso.

cador, mecánica o magnéticamente, al sistema de colimación de modo que su extremo señale el isocentro, o bien la DFS habitual. Cuando el colimador gira, el extremo del indicador describe un círculo en un plano perpendicular al eje, por cuyo centro pasará el eje de rotación del colimador. A continuación se observa si la imagen del retículo proyectada sobre el plano anterior permanece fija en un punto o describe también un pequeño círculo. La prueba se repite a otra DFS al menos 20 cm mayor que en el caso anterior. En cualquiera de las dos comprobaciones la separación A entre los centros de los círculos descritos por el extremo del indicador y por la proyección del retículo no debería exceder la cota A=2 mm, y la proyección del retículo habría de describir un círculo de diámetro B inferior a 2 mm. Cuando se supera alguna de las cotas A o B (Figura F.2), hay que averiguar si el foco luminoso, el retículo o ambos están fuera del eje de rotación del colimador, siguiéndose procedimientos distintos según que el sistema luminoso de la unidad sea fijo, o por el contrario gire solidariamente con el colimador.

Para fuente luminosa fija, al observar el comportamiento de la proyección del retículo con respecto al eje de rotación del colimador, se puede diagnosticar una de las situaciones siguientes (Figura F.2):

- a) La fuente luminosa está fuera del eje, indiçado porque A es mayor que dos milímetros.
- b) El retículo está fuera del eje, porque B es mayor que dos milímetros.
- c) La fuente luminosa y el retículo están fuera del eje, porque tanto A como B son superiores a dos milímetros.

Si el foco luminoso es giratorio, hay que realizar independientemente la comprobación de la luz y del retículo, a saber:

La luz se verifica montando un indicador (puntero) colocado independientemente del sistema de colimación, próximo al mismo para así dar una imagen ampliada, y situado de modo que la imagen del indicador, a la DFS habitual, quede cerca del eje de rotación del colimador, pero no necesariamente en el eje. Si al girar éste, la imagen del

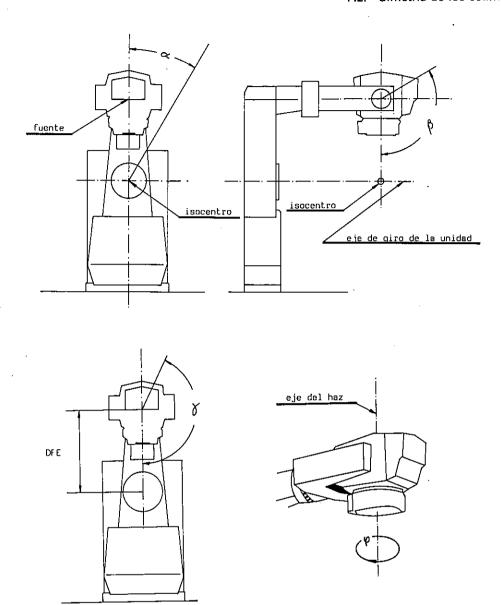


Figura F.1. Algunos parámetros geométricos de una unidad de radioterapia con haces externos: α , ángulo de giro del

brazo; β y γ , ángulos de giro del cabezal; φ , ángulo de rotación del colimador.

indicador describiera un círculo, significaría que la fuente luminosa está fuera del eje. Se procedería a su ajuste y a continuación, quitando el puntero, se observará la imagen del retículo. Si también describe un círculo al rotar el colimador, indicaría que el retículo queda fuera del eje debiendo procederse a su ajuste.

F.2. Simetría de los colimadores

Una manera de comprobar la simetría de los colimadores es disponer de un papel milimetrado sobre el que se señala la proyección del eje del

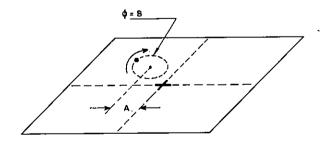


Figura F.2. Posiciones relativas del eje de rotación del colimador (señalado con una cruz) y de la proyección del reticulo (señalada con una circunferencia de trazos).

colimador o del retículo, previamente alineados, a la DFS habitual, y abrir posteriormente los colimadores de modo que se obtenga un campo rectangular y marcar sobre el papel la proyección de los bordes del mismo. A continuación, se gira 180° el colimador y se comprueba si las proyecciones coinciden dentro de un límite de tolerancia de 2 mm. Es aconsejable hacer la comprobación para distintos tamaños de campo.

F.3. Verificación de la posición del isocentro mecánico

En primer lugar se comprobará si para distintas posiciones del brazo, todos los ejes definidos en el apartado F.1 pasan siempre por el isocentro. Existen distintos métodos para determinar este punto:

- a) Colocando una punta afilada sobre la mesa de tratamiento, en la posición del supuesto isocentro, se comprueba si su extremo coincide con el centro de la imagen del retículo en las posiciones 0°, 90°, 180° y 270° del brazo.
- b) Se utiliza una barra de sección cuadrada con perímetro 4a y longitud l que se recubre por sus cuatro caras con un papel, de longitud 4a y anchura l, cuidando que ajuste bien a las aristas de los extremos de la barra. El eje de esta barra se alinea con el eje de rotación del brazo y se procurará que las caras de la barra sean perpendiculares al eje del haz en las posiciones 0°, 90°, 180° y 270° del brazo. En cada una de ellas, se marca la posición de la imagen del retículo sobre el papel envolvente de la barra. Si al desplegar el papel las cuatro imágenes equidistan entre sí y están sobre una recta paralela al borde del papel, la imagen del retículo, el centro mecánico del haz y el isocentro estarán alineados. Los posibles desplazamientos del alineamiento en las imágenes del isocentro deberían ser inferiores a dos milímetros.

Una vez determinada la posición del isocentro, se comprueba si la mesa de tratamiento gira alrededor de un eje vertical que pase por ese punto, y si su desplazamiento vertical se realiza a lo largo de un eje paralelo al anterior, lo que se puede comprobar utilizando una cartulina blanca colocada sobre la mesa, a la distancia DFE, en la que se señalará la imagen del retículo al girar y desplazar la mesa.

F.4. Coincidencia de los haces luminoso y de radiación

Se puede emplear una película radiográfica, si bien existen otros métodos, como el descrito en el protocolo de la AAPM (AAPM, 1975), donde se emplea una cámara de ionización. La película radiográfica, envuelta en su cubierta, se expone perpendicularmente al eje central del haz y a la DFS habitual y se marcan⁽²⁾ los vértices y el centro del campo luminoso. Seguidamente se coloca sobre la película una lámina de plexiglás de espesor adecuado para situarla en la zona del máximo de dosis y se irradia.

Una vez revelada, la película se analiza con un densitómetro, cuya apertura debería ser del orden de 1 mm, y se obtiene la información correspondiente a la sección transversal del haz en términos de exposición relativa o de dosis absorbida. Si el margen de densidades de la película, una vez sustraído el fondo, cae dentro del margen de respuesta lineal de la película, puede no ser necesario corregir las densidades a exposición o a dosis absorbida. Es conveniente utilizar películas lentas, de modo que el tiempo de exposición sea suficientemente largo para minimizar los efectos transitorios de entrada y salida y la inhomogeneidad del haz. En la figura F.3 se muestra el resultado de un estudio de la simetría del campo y de la alineación de los haces luminosos y de radiación.

Se recomienda obtener varias placas para distintas orientaciones del colimador, anotándose ésta para cada exposición y refiriéndola a la orientación de la película. Tal y como se indica en la figura F.3, conviene hacer dos barridos densitométricos, a lo largo de cada uno de los ejes de simetría del campo. Los bordes del haz terapéutico están tomados a nivel de 50% de la dosis en el centro del campo, aunque podría referirse a 80% u otro convenio local, para la definición del tamaño de campo. Los bordes del haz luminoso vendrán señalados por las marcas realizadas en la película.

La coincidencia entre el campo de radiación y el luminoso, debería estar dentro de unos 2 mm por cada lado, y no sobrepasar 3 mm para un campo de 10×10 cm². La alineación de ambos campos se debe comprobar a varias DFS.

El tamaño del campo luminoso medido sobre una plantilla y el señalado por los diales deberían coincidir dentro de 1,5 mm, y nunca exceder de 3

⁽²⁾ Mediante presión con la punta de un boligrafo, indicadores metálicos o pinchando con una aguja en los puntos de interés

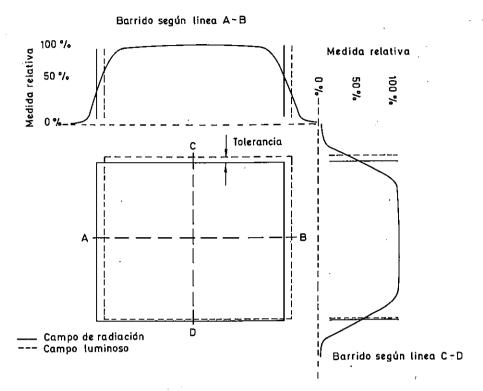


Figura F.3. Simetría del campo y alineación de los haces luminoso y de radiación. Se expone una placa radiográfica perpendicular al eje central del haz de radiación con los bordes del campo luminoso marcados mediante presión o indicadores metálicos. Para cada exposición se toma nota de la orientación de la placa y del ángulo de rotación del colimador. Se coloca sobre la placa un espesor suficiente de material

del maniqui para alcanzar en ella el máximo de dosis. Mediante una exploración densitométrica del campo se determina la situación de los bordes del campo de radiación a partir de los puntos donde la dosis es de 50% de la existente en el centro del campo. Los bordes del campo luminoso vendrán fijados por las marcas aparecidas en la placa. (Tomado de NCRP, 1981).

mm. La comprobación debe realizarse al menos para tres tamaños de campo distintos y, en caso de que la falta de coincidencia sea superior a los límites señalados, se deben ajustar los indicadores hasta conseguir situarlos dentro de las tolerancias recomendadas.

F.5. Determinación del eje del haz de radiación

Se sitúa la cabeza de la unidad de modo que el haz sea perpendicular al suelo y a la superficie de la mesa. Se abren las mandibulas superiores del colimador y se cierran las inferiores, de modo que se obtenga la ranura más estrecha posible a la distancia del isocentro (1 mm si es posible). Se coloca una película radiográfica sobre la mesa de tratamiento a la distancia DFS y, girando el sistema de colimación, se hacen ocho exposiciones, en distintos ángulos para que no se superpongan los brazos de la imagen en estrella obtenida, de modo que se tenga una densidad óptica aproximadamente igual a 1. Se repite el proceso anterior

con una nueva película, pero en este caso se cierran las mandíbulas superiores y se abren las inferiores.

Las lineas obtenidas en cada película deben cortarse en una serie de puntos tales que queden contenidos en un círculo de 1,5 mm de diámetro. El centro de este círculo constituye el eje del haz. El número de exposiciones a realizar dependerá del tamaño de la abertura que se pueda conseguir.

Un método alternativo sería el exponer dos películas radiográficas sucesivamente, a distintas DFS, pero paralelas entre sí, de forma que, para dos películas de idénticas dimensiones, sus vértices homólogos estén en una misma vertical. A continuación se buscan los centros mediante el trazado de isodosis y se superponen las películas para comprobar su coincidencia. Si coinciden, definen así el centro del haz y, en cualquier caso, llevadas las películas a las posiciones en que fueron irradiadas, la línea que une los centros determinados previamente, define el eje del haz de radiación.

F.6. Verificación del isocentro del haz de radiación

En este caso se coloca la película radiográfica en un plano vertical que contenga el isocentro y el eje central del haz, para cualquier posición del brazo. Colocado éste a 90°, se reduce el haz a una estrecha banda horizontal y paralela al eje de rotación del brazo. Se efectúan doce exposiciones sucesivas sobre la misma película, si el tamaño de la banda lo permite, rotando el brazo 360°, en pequeños intervalos de modo que no se superpongan las líneas impresionadas en la película hasta completar doce de éstas. Las imágenes de las líneas o bandas estrechas así obtenidas deberían cortarse en un único punto, o al menos quedar contenidas en un espacio de 2 mm.

F.7. Mesa de tratamiento

Una vez comprobado que la mesa puede girar 180° alrededor del isocentro, se colocará una película radiográfica sobre ella y se procederá a irradiarla como en el caso anterior, actuando sucesivamente sobre cada par de colimadores. Si la abertura conseguida es lo suficientemente pequeña, se pueden realizar seis exposiciones con un ángulo de giro de la mesa de 30°. Como en el caso anterior, las imágenes así obtenidas y sus centros deben coincidir o, al menos, estar comprendidos en un círculo de 1,5 mm de diámetro, y además se comprobará que la traslación de la mesa se realiza según la vertical.

indicador de cobre espesor referencia pelicula pivote

Figura F.4. Maniquí de poliestireno para comprobar la alineación del haz. Se indica en la figura un pequeño desajuste no haciendo coincidir las líneas continua y de trazos.

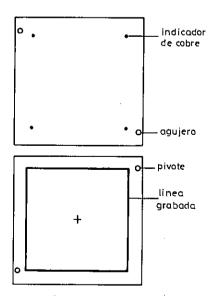
Un método alternativo, más sencillo, sería colocar una cartulina blanca sobre la mesa a la distancia del isocentro, DFE, y señalar el punto central de la proyección del retículo sobre el papel y luego hacer girar la mesa. Suponiendo que ya se haya comprobado que el centro del retículo está alineado con todos los ejes y que a la distancia DFE coincide con el isocentro, la imagen del centro del retículo no deberá variar o a lo sumo deberá describir un círculo de dos milímetros de diámetro. Si no ocurre así, hay que subsanarlo.

Además de comprobar que la mesa se desplaza verticalmente, hay que verificar que las indicaciones en las escalas de desplazamiento vertical, lateral y de rotación de la base son correctas.

F.8. Uniformidad del haz

Para determinar el índice de uniformidad, el método más práctico es el de la irradiación de una película radiográfica de baja sensibilidad en un maniquí de material equivalente a tejido (Figura F.4) y que aparece descrito en el protocolo nórdico (NACP, 1980). Este método tiene la ventaja de proporcionar información de manera simultánea sobre la uniformidad del haz, penumbra, tamaño del campo de radiación y su coincidencia con el haz luminoso.

La plancha inferior del maniqui se coloca perpendicularmente al eje de rotación del colimador con su superficie anterior a la distancia DFS habitual. La película radiográfica envuelta en su cubierta se sitúa sobre la plancha y a continuación



---haz luminoso; — haz de radiación; ---- eje del haz. (Tomado de NACP, 1980).

se marcan sobre la película los vértices o lados del campo luminoso y a continuación se coloca sobre ella un espesor de material de maniquí aproximadamente igual a la profundidad del plano de calibración (en la figura, espesor de referencia), cuidando de no mover el conjunto. Una alternativa más elaborada a este procedimiento (Figura F.4) es tener grabados en la plancha inferior los límites de un campo que se hará coincidir con el campo luminoso y en la cara adyacente de la plancha superior cuatro indicadores metálicos para poder diferenciar el campo de radiación del campo luminoso.

La dosis absorbida debe ser de 1 a 2 Gy (típica de cualquier tratamiento) con el objeto de reducir la influencia de las perturbaciones iniciales en los haces producidos en aceleradores, y de los tiempos de tránsito de la fuente en las unidades de 60Co. Dado que la relación entre dosis absorbida y densidad óptica es fuertemente dependiente de las condiciones de revelado y del tipo de película empleada, es aconsejable, una vez seleccionado dicho tipo, normalizar la forma de revelado y efectuar un calibrado previo de la película, que debería repetirse cada vez que se cambie de lote o de revelador. Un tamaño de campo adecuado para la medida del índice de uniformidad es el de 20×20 cm². Es muy conveniente archivar las películas de control que pueden aportar datos de interés en controles sucesivos y desde luego es muy aconsejable la conexión del densitómetro a un registrador gráfico de curvas.

Un método alternativo al de la película es el utilizar un trazador automático de curvas de isodosis, provisto de un maniquí o cuba de agua y detectores de pequeño tamaño de estado sólido o de ionización.

F.9. Determinación de la fuente virtual puntual y del foco geométrico

Para determinar la fuente virtual puntual, en un haz de 60 Co, para el cual las tasas de exposición en el eje del haz cumplan la ley del ICD se determina la exposición a distintas distancias de la fuente, siempre sobre el eje, para una cierta apertura del colimador, por ejemplo, 12×12 cm², a una distancia aproximada a la más habitual de trabajo. Considerando el caso más simple en el cual la razón de lecturas y las tasas de exposición tienen una relación constante e independiente de la distancia, se puede obtener la posición de la fuente virtual puntual mediante la representación gráfica de $1/\sqrt{M_i}$ en función de l_i , siendo M_i la

lectura correspondiente a la distancia arbitraria l_i , o bien resolviendo por un ajuste de mínimos cuadrados la ecuación:

$$\frac{M_{i}}{M_{j}} = \left[\frac{l_{j}}{l_{i}}\right]^{2}$$

Tomando una distancia de referencia, l_0 , y considerando los desplazamientos, Δl , respecto a dicha distancia, la ecuación anterior puede formularse como:

$$\frac{M_{i}}{M_{j}} = \left[\frac{l_{0} + \Delta l_{j}}{l_{0} + \Delta l_{i}}\right]^{2}$$

Se obtiene una mayor sencillez del programa de cálculo si los desplazamientos se efectúan a intervalos regulares.

Para extender estos métodos a haces de fotones y de electrones de alta energía, las lecturas M_i deben sustituirse por dosis absorbidas D_i y tener en cuenta las limitaciones descritas en el apartado 3.1.3.

Para determinar el foco geométrico que permita el cálculo del tamaño de campo a distancias distintas, manteniendo los mismos ángulos de apertura del colimador, se procede a medir el campo definido por una cierta curva de isodosis (50%) a distintas distancias de la fuente. La medida se puede realizar mediante película radiográfica o mediante un sistema automático de cuba de agua y detectores de cámara de ionización o estado sólido. Representando gráficamente los lados del campo en función de la distancia, se obtiene la situación del foco geométrico para los dos planos principales del haz (SOTIL y col., 1976).

Para ambas determinaciones debe prestarse especial atención a que el haz y el sistema detector guarden posiciones ortogonales entre sí y que los desplazamientos, ya sean de la fuente de radiación o del sistema detector, se realicen sobre el eje del haz.

La diferencia de criterios entre distintos autores que tratan el tema de la fuente virtual puntual, en el que además se emplean terminologías muy particulares, hace dificil tomar partido sobre los métodos que pueden resultar óptimos, tanto desde un punto de vista práctico como formal. Por todo ello se prefiere remitir al lector a los trabajos originales (BRIOT y DUTREIX, 1976; KHAN y col., 1978; SCHRODER-BABO, 1983; CECATTI y col., 1983; MEYER y col., 1983). Cada usuario debería elegir la alternativa que mejor se adapte a sus condiciones de trabajo.

APENDICE G

Determinación de $N_{\rm D}$ de una cámara, por comparación con una cámara de $N_{\rm D}$ conocido

A excepción de las cámaras plano-paralelas, en las que se recomienda una determinación experimental de $N_{\rm D}$ (véase el apartado 4.7) el procedimiento lógico, recomendado para la determinación de $N_{\rm D}$ en cámaras cilíndricas o de dedal, es el expuesto en el apartado 4.6, donde se parte de los factores de calibración $N_{\rm X}$ o $N_{\rm K}$ suministrados por el laboratorio oficial de metrología. En un Servicio de Física, sin embargo, se presentan circunstancias que hacen necesario conocer el valor de $N_{\rm D}$ de una cámara cilíndrica. Entre ellas citaremos las siguientes:

- a) El Servicio dispone de una o dos cámaras de referencia, de N_D conocido. Adicionalmente dispone de otras cámaras que emplea para medidas de control y de rutina y de las que no conoce N_X o N_K.
- b) El Servicio dispone de cámaras con $N_{\rm X}$ o $N_{\rm K}$ conocidos, pero de ellas no se conoce con exactitud la composición de las paredes, las dimensiones o los espesores, lo que hace imposible un conocimiento preciso de $k_{\rm m}$ o $k_{\rm as}$.
- c) Se ha reparado una cámara (lo que ha invalidado los factores N_X o N_K de que se disponía) o se ha adquirido una cámara nueva entre dos campañas de calibración.

A continuación se describe el método experimental de medida, junto con unas consideraciones generales acerca del procedimiento. Por último en el apartado G.2 se particulariza y describe el método de determinar $N_{\rm D,pp}$ en el caso de cámaras plano-paralelas cuyas características respondan a las recomendadas en este protocolo.

G.1. Descripción del método

El método consiste en colocar en un punto de un maniquí sucesiva y alternativamente las dos cámaras (referencia y problema) de modo que ambas midan idéntica dosis absorbida. Si se denomina con el subíndice, cil, la cámara cilíndrica o de dedal que constituye la referencia en el Servicio y con el subíndice, x, la cámara problema, se puede establecer de modo general (Ecuación 4.24) y para un mismo haz y tamaño de campo que:

$$M_{\text{cil}}^* N_{\text{D,cil}} s_{\text{m,air}} p_{\text{u,cil}} = M_x^* N_{\text{D,x}} s_{\text{m,air}} p_{\text{u,x}}$$

y desarrollando el factor de corrección por perturbación p_u :

$$N_{\rm D,x} = N_{\rm D,cil} \frac{M_{\rm cil}^*}{M_{\rm x}^*} \frac{(p_{\rm f} p_{\rm d} p_{\rm wall})_{\rm cil}}{(p_{\rm f} p_{\rm d} p_{\rm wall})_{\rm x}}$$
(G.1)

donde M_{cil}^* y M_x^* son las lecturas corregidas.

Más adelante se verá que la obtención de un valor de $N_{D,x}$ con la menor incertidumbre posible condiciona el tipo de haz de radiación a usar, su geometría y en general las condiciones de medida.

A pesar de la simplicidad que presenta el proceso, la experiencia demuestra que es muy conveniente observar lo que sigue:

a) Si se emplea un haz procedente de un acelerador para la comparación de cámaras, habrá que usar una cámara monitora (véase la llamada 3 del Apéndice C). Si se designa por L*_{cil} y L*_x las lecturas corregidas⁽¹⁾ de la cámara monitora, durante la medida de M*_{cil} y M*_x respectivamente, la razón real de lecturas será:

$$\frac{M_{\rm cil}^* L_{\rm x}^*}{M_{\rm x}^* L_{\rm cil}^*}$$

o en general, y a efectos prácticos (véase el apartado 4.4):

$$\frac{M_{\text{cil}}^*}{M_x^*} = \frac{M_{\text{cil}} L_x^*}{M_x L_{\text{cil}}^*} \frac{\varphi(p, \theta)}{\varphi(p', \theta')} \frac{(k_s)_{\text{cil}}}{(k_s)_x}$$
 (G.2)

donde M_{cil} y M_x deberán ser corregidas por fugas y polaridad, y (p, θ) y (p', θ') son

⁽¹⁾ La corrección en este caso se refiere a posibles diferencias de presión y temperatura a lo largo de la experiencia. Se supone que las fugas son despreciables.

las variables climáticas durante la medida con la cámara de referencia y problema respectivamente.

- b) El número de razones de lecturas $M_{\rm cil}/M_{\rm x}$ debe ser suficiente para obtener una buena precisión. Por la misma razón, las lecturas $M_{\rm cil}$, $M_{\rm x}$ y las de la cámara monitora, L, serán de la cuantía necesaria para que la falta de resolución de los equipos de lectura no afecten seriamente la precisión de las medidas. En este sentido se elegirá convenientemente el tiempo de irradiación o la lectura numérica que deberá alcanzar el monitor y que habrá de mantenerse constante a lo largo de la experiencia.
- c) La tasa de dosis empleada, especialmente en el caso de aceleradores, será en lo posible suficientemente baja, de modo que los factores de corrección por saturación $(k_s)_{cit}$ y $(k_s)_x$ sean próximos a la unidad y en consecuencia sea mínima la incertidumbre sobre estos factores.
- d) Es preferible, siempre que sea posible (véase el apartado 6.1), usar un maniquí sólido, de una pieza o de láminas, debido a su fácil manejo, reproducibilidad en el posicionamiento y facilidad de nivelación.

Con la intención de evitar medidas o cálculos anómalos que podrían conducir a errores sistemáticos graves en la determinación experimental de $N_{\rm D,x}$, el valor obtenido a partir de la ecuación G.1 se puede comparar con el valor que puede obtenerse a partir del significado de la ecuación 4.14 $[N_{\rm D}=(1/v\rho_{\rm air})\ (W/e)]$. En efecto, dada la constancia de $\rho_{\rm air}$ y W/e (véase el apartado 4.4), la aplicación de la ecuación 4.14 a ambas cámaras, referencia y problema, conduce $a^{(2)}$:

$$N_{\rm D,x} = N_{\rm D,cil} \frac{v_{\rm cil}}{v_{\star}} \tag{G.3}$$

Basta un conocimiento aproximado de la razón de volúmenes para obtener un valor orientativo de $N_{\rm D,x}$.

G.2. Elección del haz de radiación

Volviendo a la ecuación G.1, y siempre con el objetivo de determinar $N_{D,x}$ con la menor incerti-

dumbre posible, la razón de factores de perturbación condiciona en general el tipo de radiación a usar (haz de electrones o de fotones) y la geometría de irradiación. En efecto, para la comparación de cámaras, es lógico buscar unas condiciones de medida en las que el mayor número posible de factores de perturbación sean iguales a la unidad o en el peor de los casos sean conocidos con la menor incertidumbre posible. Para que tales condiciones se cumplan, hay que usar un haz de un tipo y energía determinados. Es obvio que si la cámara problema es del mismo modelo que la cámara de referencia (factores de perturbación idénticos) la atención del método se traslada a obtener una razón de lecturas suficientemente precisa, pasando a un segundo plano la elección del tipo de radiación.

En general y como consecuencia de lo expuesto a lo largo del Capítulo 6, en lo que a valores numéricos de los factores de perturbación se refiere, se pueden hacer varias consideraciones acerca del procedimiento y de la elección del tipo de radiación.

- a) La colocación de los puntos efectivos de medida de ambas cámaras (referencia y problema) a la misma profundidad en el maniquí (véase la tabla 6.2), simplifica la ecuación G.1, eliminando $(p_d)_{cil}$ y $(p_d)_x$ de la razón de factores de perturbación. Sin embargo, en el caso de emplear un haz de fotones, se recomienda (por su menor incertidumbre) el uso de valores numéricos para los valores de p_d , situando los puntos de referencia de ambas cámaras a la misma profundidad y en una zona próxima al plano de calibración.
- b) El empleo de un haz de electrones de suficiente energía para las cámaras recomendadas en este protocolo (cámaras de paredes delgadas) y situadas éstas con el punto efectivo de medida en el máximo de dosis, representa una situación muy favorable que se recomienda en la determinación precisa de N_{D,x}. En efecto, a efectos prácticos, la razón de factores de perturbación en la ecuación G.1 se reduce al cociente (p_f)_{cil}/(p_f)_x. Adicionalmente estos factores serán tanto más próximos a 1 cuanto mayor sea la energía (a estos efectos es suficiente emplear haces con E_o≥18 MeV).
- c) Si se emplea un haz de fotones y especialmente si se trata de un haz de energía baja en el rango de aplicación de este protocolo, como puede ser un haz de ⁶⁰Co, se de-

⁽²⁾ Es evidente que la ecuación G.3 sólo es válida si se usa un mismo electrómetro para ambas cámaras, o bien, si se usan electrómetros distintos, cuando la razón de sensibilidades es conocida.

be prestar atención a la composición de las paredes de las cámaras, por la cuantía que puede representar p_{wall} . Si no se conoce con exactitud la composición de la cámara problema o si las paredes de la cámara están construidas de diferentes materiales (imposibilidad de determinar de manera precisa p_{wall}), se desaconseja el empleo de un haz de 60 Co. Es de hacer notar que cuanto mayor sea la energía del haz de fotones, más próximo a l será el valor de p_{wall} .

d) Para la determinación de N_D en cámaras plano-paralelas de las características descritas en este protocolo (véase el apartado 2.2.1), se recomienda el uso de un haz de electrones de alta energía de acuerdo con lo expuesto en b). En este caso, y de acuerdo con lo dicho en 6.3.1, se adopta el valor unidad para el factor de perturbación total: $p_{u,pp} = (p_f p_d p_{wall}) = 1,00_0$.

G.3. Determinación práctica de $N_{\rm D,pp}$ para cámaras plano-paralelas

Después de lo expuesto en los apartados G.1 y G.2 se describirán brevemente las condiciones para la determinación precisa de $N_{D,pp}$ en cámaras plano-paralelas y un procedimiento recomendado para esa determinación (MATTSON y col., 1981; NACP, 1981).

a) Haz de radiación. Se empleará un haz de electrones con una energía media en superficie, \overline{E}_{α} , igual o su-

b) Geometría de irradiación.

perior a 18 MeV.

Se empleará un maniquí de agua o de material plástico conductor A-150 (véase el apartado 6.1), colocado a una DFS de 1 m, en el eje del haz y con un campo en superficie de tamaño superior a 12×12 cm². El maniquí será de unas dimensiones aproximadas de 30 cm \times 30 cm² y de una profundidad aproximadamente igual al alcance práctico para la energía elegida ($R_{p,w}$ o $R_{p,pl}$ en A-150; ecuación 5.1).

Las cámaras se colocarán con el punto efectivo de medida (0,5r por delante del punto de referencia de la cámara, en cámaras cilíndricas, y cara interna de la ventana de entrada en cámaras plano-paralelas) a la misma profundidad. Esta coincidirá

con la profundidad del máximo de dosis en el agua. En el caso de emplear material A-150, la profundidad coincidirá con una distancia en este material equivalente a la posición del máximo en el agua (ecuación 5.1). En el maniquí de agua, ambas cámaras deberán estar provistas de sendos protectores de látex, poliestireno o plexiglás (PMMA). En todos los casos, el espesor habrá de ser mínimo (véase el apartado 6.1). En la figura G.1 se muestra la disposición de los puntos efectivos de medida de ambas cámaras y la estructura del maniquí para el caso de emplear material A-150.

c) Medidas.

Se observará lo señalado en a), b) y c) del apartado G.1. El maniquí de A-150 será de densidad homogénea y conocida y constituido de láminas o bloques de espesor bien

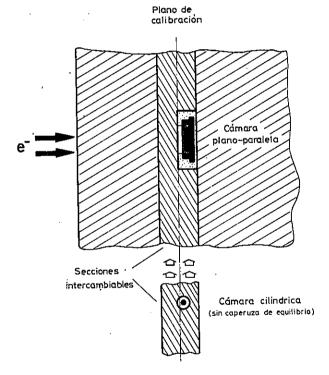


Figura G.1. Geometría de irradiación para la calibración en un haz de electrones de alta energía $(\overline{E}_o \geqslant 18 \text{ MeV})$, campo $\geqslant 12 \times 12 \text{ cm}^2$ en la superficie del maniquí, DFS = 1 m). El factor de calibración en unidades de dosis absorbida en el aire de la cavidad, $N_{\text{D,pp}}$, para una cámara plano-paralela se puede determinar en un haz de electrones $(\overline{E}_o \geqslant 18 \text{ MeV})$ por comparación con una cámara cilíndrica o de dedal, de $N_{\text{D,cil}}$ conocido. Las cámaras cilíndricas y plano-paralelas (es decir, sus puntos efectivos de medida) se colocarán en el punto de calibración. De emplearse un maniqui sólido como el que indica la figura, habrá de ser de plástico conductor (A-150). (Figura tomada de NACP, 1981).

determinado. Es muy conveniente que el espesor total del maniquí, en el proceso sucesivo y alternativo de colocar ambas cámaras sea constante, con el fin de obtener una buena reproducibilidad de la geometría.

Determinación de N_{D,pp} N_{D,pp}, de acuerdo con la expresión G.1, se determinará usando la ecuación:

$$N_{\rm D,pp} = N_{\rm D,cil} \frac{M_{\rm cil}^* p_{\rm u,cil}}{M_{\rm pp}^* p_{\rm u,pp}}$$
 (G.3)

Si se tiene en cuenta lo señalado en los párrafos a), b) y d) del apartado anterior, $N_{D,pp}$ puede expresarse como:

$$N_{D,pp} = N_{D,cil} \frac{M_{cil}^*}{M_{pp}^*} (p_f)_{cil}$$
 (G.4)

Para la determinación cuantitativa de $(p_f)_{cil}$ (Tabla 6.4)⁽³⁾ es suficiente un conocimiento aproximado de \overline{E}_z , dada la energía elevada del haz y la cuantía próxima a 1 de $(p_f)_{cil}$.

(3) Los valores de $(p_f)_{cil}$ de la Tabla 6.4 (JOHANSSON y col., 1978; JOHANSSON y SVENSSON, 1982) obtenidos experimentalmente en un maniqui de plexiglás son aplicables a maniquies de agua y A-150, debido a la escasa influencia sobre $(p_f)_{cil}$ de los distintos poderes lineales de dispersión angular, T_m , de esos materiales. Como un ejemplo, y para el caso de máxima diferencia de T_m respecto al plexiglás, como es el A-150, la influencia sobre $(p_t)_{cil}$ es menor de 0,2% para energias de 5 a 22 MeV y menor de 0,1% para energias de 10 a 22 MeV, para cámaras de radios comprendidos entre 0,15 y 0,35 cm (estimación realizada a partir de la ecuación 6.3).

APENDICE H

Ejemplos

Los ejemplos que siguen se refieren en primer lugar a la determinación del factor de calibración en unidades de dosis absorbida en el aire de la cavidad para una cámara de ionización cilíndrica del tipo de dedal, $N_{\rm D}$, y para una cámara plana, $N_{\rm D,pp}$. Siguen dos ejemplos para los casos de calibración de un haz de 60 Co y de un haz de electrones de 19 MeV.

En la determinación del factor N_D se han obtenido con detalle los factores k_m y k_{as} , a pesar de

tratarse de una cámara cuyo producto $k_{\rm m}$ $k_{\rm as}$ está calculado en la Tabla 4.3b.

En los ejemplos descritos se ha supuesto que en el laboratorio de metrología se ha determinado el factor de calibración en la energía del 60 Co, $N_{\rm K}$, para el conjunto de referencia, electrómetro más cámara, de una institución. Así pues, $N_{\rm K}$ viene expresado en Gy/div. Adicionalmente se ha empleado el milibar como unidad práctica de presión.

Los formatos presentados en los ejemplos no constituyen, en ningún caso, una recomendación del presente protocolo.

Determinación del factor de calibración en unidades de dosis absorbida en el aire de la cavidad, $N_{\rm D}$. Cámara de ionización cilíndrica.

Físico responsable:

A. Datos cámara de ionización.
Modelo: NE 2505/3 N.º de serie: 4075
Longitud interna de la cavidad: 2,40 cm Radio interno de la cavidad: 0,314 cm
Material de la pared: $GRAFITO(\rho = 1.82 g/cm^3)$ Espesor: 0.065 $\frac{1}{2}$ g/cm ²
Material de la caperuza: $PMMA (p=1,189/cm^3)$ Espesor: $0,543$ g/cm ²
Espesor total (x_i) :g/cm ²

B. Calibración en el laboratorio de metrología para 60Co.

Fecha: 29-5-84Factor de calibración en unidades de exposición⁽¹⁾, $N_{\rm X}=$ Factor de calibración en unidades de kerma en aire, $N_{\rm K}=$ establecido a 1013 mbar, 20 °C y 50 % H.R.

Tasa de exposición: $215 \mu A/kg$ (50R/min)

⁽¹⁾ Si N_X viene expresado en R/div., $N_X(C/kg \text{ div.}) = N_X(R/div.) \times 2.58 \text{ } 10^{-4} \text{ } (C/kg \text{ R})$

Tamaño de campo: 10×10 cm²
Tensión de colección: ± 250 V⁽²⁾

Punto de referencia de la cámara: a 12,5 mm del extremo, en el eje

C. Constantes

Energía media por ion, por unidad carga, W/e=33,85 J/C. Fracción de energía a radiación de frenado (60 Co), g=0,004.

D. Determinación de los factores $k_{\rm m}$ y $k_{\rm as}^{(3)}$.

Fracción de electrones generados en la pared (Figura 4.3), $\alpha = \begin{array}{c} 0.53 \\ 0.988 \\ 0$

E. Factores de corrección en el proceso de calibración.

Corrección por saturación, $(k_s)_c = \frac{1,000 \pm 0,002}{0,999 \pm 0,002}$ Corrección por efecto de tallo, $(k_{st})_c = \frac{0,999 \pm 0,002}{0,999 \pm 0,002}$

F. Factor de calibración en unidades de dosis absorbida en el aire de la cavidad, N_D.

$$N_{\rm D} = N_{\rm X} (W/e) k_{\rm m} k_{\rm as} \frac{1}{(k_{\rm s})_{\rm c} (k_{\rm st})_{\rm c}} = \qquad \qquad {\rm Gy/div.}$$

$$N_{\rm D} = N_{\rm K} (1-g) k_{\rm m} k_{\rm as} \frac{1}{(k_{\rm s})(k_{\rm st})_{\rm c}} = \qquad {\rm O}, 884 \times 10^{-2} \qquad {\rm Gy/div.}$$
establecido a: 10.13 mbar, 20 °C y 50 % H.R.

La tensión de colección empleada en el proceso de calibración fue de -250 V. Posteriormente se verificó que el efecto de polaridad en la energía del 60 Co era despreciable, por lo que $N_{\rm K}$ es igualmente válido para +250 V.

⁽³⁾ Si se trata de una cámara incluida en la Tabla 4.3b, es más cómodo utilizar el producto $k_m k_{as}$ dado allí.

	n del factor de cali onización plana.	bración en unidades	de dosis absorbida en e	el aire de la cavidad, $N_{D,pp}$.
Fecha: 5	-6-84	Físico responsable	e:	-
A. Datos cá Modelo: Radio interno Punto de ref Factor de ca establecido a Tensión de co Lecturas con	mara de ionización $(E 2505/3)$ o de la cavidad: merencia de la cáma libración (dosis absolección: $\frac{10/3}{25}$ mba olección: $\frac{\pm 25}{25}$ fuente de comprol	cilíndrica (cámara N.º de serie: 40 $0,314$ cm ra: $212,57$ rorbida en el aire de $N_D = 0,884$ r, 20 °C y coación de estabilidad	de referencia). 75 mm de fue extrem e la cavidad), x 10 ⁻² Gy/div. 50 % H.R.	e calibración: corrector
B. Datos ca	imara de ionización	serie: 04-03 ra: centro de		. del sectrodo A.)
Energía nom Profundidad	adiación: SAG inal: 22	MeV. Tamaño de ración:	campo: 15×15 cm, en agua.	cm ² , a DFS= m
1. Alcances	a partir de medida $R_{50} = \dots \qquad \mathcal{G}$	cm	e calibración. pre curvas de dosis abs $R_p = 0.8$	orbida -
3. Energía	media en superficie	$2 + 1,98 R_p + 0,0025 R_p^2$		$E_{p,o} = \frac{21.9}{E_o} \text{ MeV}$ $\overline{E}_o = \frac{21.5}{E_o} \text{ MeV}$
	r-	$\operatorname{lad} (z = \dots \mathcal{A})$		$\overline{E}_z = \frac{11}{7}$ MeV

- Maniquí utilizado y profundidad de los puntos de referencia de las cámaras.
- 1. (Agua.)

Punto de referencia de la cámara plana

Punto de referencia de la cámara cilíndrica (z+0.5r)

2. A-150

Conversión de alcances en agua a material A-150 (Tabla 5.1),

c =

Punto de referencia de la cámara plana

Punto de referencia de la cámara cilíndrica $(z_{n1}+0.5r)$

: cm :cm

- Lecturas corregidas del electrómetro.
- Cámara cilíndrica.

Lectura del electrómetro⁽¹⁾ M = 1.287 div./u.m.

 $(u.m. = 350)^{(2)}$

Presión: 1004 mbar

Temperatura: 24,0 °C

 $\varphi(p,\theta) = \frac{1013}{p} \frac{273,2+\theta}{293,2} = \frac{1,022_{7}}{1,000}$ $k_{b} = \frac{1,000_{0}}{1,000_{0}}$

$$(k_{\rm st})_{\rm u} = 1,000$$

Corrección por saturación (Figura: C.3a.)

 $V_1 = \frac{250}{\text{Lectura corregida:}}$ V, $V_2 = \frac{83.3}{\text{M}_1/M_2} = \frac{1.052}{\text{M}_1/M_2} = \frac{1.052}{\text{M}_1/M_2}$

2. Cámara plana.

Lectura del electrómetro⁽¹⁾ M = 0.8720 div./u.m.

Presión: 1005 mbar

 $\varphi(p,\theta) = \frac{1013}{p} \frac{273,2+\theta}{293,2} = \frac{1,0221}{1,000}$ $k_{h} = \frac{1,000}{1,000}$ $(k_{st})_{u} = \frac{1,000}{1,000}$

Temperatura: 24,1 °C

Corrección por saturación (Figura: C.3a)

 $V_1 = 200$ V, $V_2 = 66.7$ V, $M_1/M_2 = 1.025$ $(k_s)_u = 1.012$

Lectura corregida:

 $M_{pp}^* = M \varphi(p, \theta) k_h (k_{st})_u (k_s)_u = 0, 902$ div./u.m.

⁽¹⁾ Valor medio de las lecturas corregidas por fugas y efecto de polaridad y por unidad de monitor. Se empleó una cámara monitora como testigo de las fluctuaciones del acelerador y se corrigieron las lecturas en consecuencia.

⁽²⁾ Unidades de monitor fijadas para cada lectura o medida.

Apéndice H

G.	Determinación	de	$N_{ m D,pr}$
----	---------------	----	---------------

Factor de calibración de la cámara cilíndrica (dosis absorbida en el aire de la

cavidad),

 $N_{D,cil} = 0,884 \times 10^{-2}$ Gy/div. $M_{\text{cil}}^* = 1.352$ div./u.m.

Lectura corregida del electrómetro, c. cilíndrica,

Lectura corregida del electrómetro, c. plana,

 $M_{\rm pn}^* = 0,902$ div./u.m.

Factor de corrección por fluencia, c. cilíndrica (Tabla 6.4),

 $\overline{E}_z = M, 7$ MeV, r = 0,314 cm $(p_f)_{cil} = 0,985$

Factor de corrección total por perturbación⁽³⁾, c. plana $(p_u)_{pp} = 1,000$

 $N_{D,pp} = N_{D,eit} \frac{M_{eil}^*}{M_{pp}^*} \frac{(p_f)_{eit}}{(p_u)_{pp}} = \frac{1,305 \times 10^{-2}}{\text{Gy/div.}}$

establecido a: 1013 mbar, 20 °C y 50 %H.R

Calibración en haces de fotones.

Fecha: 19-9-84 Físico responsable: ________
Unidad de radiación: THERATRON 80

Potencial acelerador nominal:

Profundidad en agua del:

Punto de calibración: _____ cm;

Tamaño de campo: 10x10 cm²

a DFS = cm

Tasa nominal del acelerador = u.m./min.

A. Datos cámara de ionización.

Modelo: NE 2505/3 N.º de serie: 4075

Radio interno, r = 0.314 cm Espesor de pared: 0.065 g/cm²

Factor de calibración (dosis absorbida en el aire de la cavidad),

 $N_{\rm D} = 0.884 \times 10^{-2}$ Gy/div.

establecido a: 10/3 mbar, 20 °C y 50 %H.R.

Tensión de colección: ± 250

Lecturas con fuente de comprobación de estabilidad, respecto a la fecha de calibración: Corrector (-0,3% respecto a la fecha de calibración).

 $⁽p_{\rm u})_{\rm pp} = 1,00_0$ para las cámaras recomendadas en este protocolo.

B. Lectura corregida del electrómetro.

Lectura del electrómetro⁽¹⁾, $M_u = 67.34$ div./min⁽²⁾

$$(u.m. =)^{(3)}$$

Presión: 1010 mbar

Temperatura: 24,3 °C

$$\varphi(p,\theta) = \frac{1013}{p} \frac{273,2+\theta}{293,2} = \dots$$

$$k_{\rm h} = \frac{1,000}{1,000}$$
 $(k_{\rm st})_{\rm u} = \frac{1,000}{1,000}$

Corrección por saturación (Figura: C.5.) $V_1 = 250$ V, $V_2 = 83.3$, $M_1/M_2 = 1.001$ $(k_s)_u = 1.000 \pm 0.002$

$$V_1 = 250$$
 V,

$$M_1/M_2 = 1,001$$

$$(k) = 1,000 \pm 0,002$$

Lectura corregida:

$$M_{\rm u}^* = M_{\rm u} \varphi(p, \theta) k_{\rm h} (k_{\rm st})_{\rm u} (k_{\rm s})_{\rm u} = \frac{68.53}{\text{div./min}^{(2)}}$$

Determinación de la dosis absorbida en agua.

Cociente $J_{100}/J_{200} =$ medido con campo 10×10 cm² a $\frac{\text{DFS}}{\text{DFC}} = 1$ m.

Dosis absorbida.

Razón poderes de frenado agua/aire (Tabla 6.5, con 60Co), con J, .../J, ...),

Perturbación por fluencia⁽⁴⁾,

Perturbación por desplazamiento,
$$\delta({\rm Tabla~6.6}) = 0.040, p_{\rm d} = 1 - \delta r$$

Perturbación por pared

Fracción de electrones generados en la pared Figura 4.3

Figura 6.1

Razón poderes de frenado pared/agua (Tabla 6.7),

Razón coef. abs. energía agua/pared (Tabla 6.8),

$$p_{\text{wall}} = \alpha s_{\text{wall,w}} (\overline{\mu_{\text{en}}/\rho})_{\text{w,wall}} + 1 - \alpha$$

$$s_{\text{w,air}} = 1,133$$
 $p_{\text{f}} = 1,000$

$$p_{\rm f} = 1,000$$

$$p_{d} = 0,9874$$

$$s_{\text{wall,w}} = 0.892$$

$$(\overline{\mu_{\text{w}}/\rho})_{\text{wall}} = 1.114$$

$$(\mu_{\rm en}/\rho)_{\rm w,wall} = \frac{11174}{0.39967}$$

la pared Figura 4.3
Figura 6.1'
$$\alpha = 0.053$$
 053
a (Tabla 6.7), $s_{\text{wall,w}} = 0.892$
(Tabla 6.8), $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{w,wall}} = 1.114$
 $m_{\text{w,wall}} + 1 - \alpha$ $p_{\text{wall}} = 0.39967$
 $p_{\text{wall}} = 0.39967$

⁽¹⁾ Valor medio de las lecturas corregidas por fugas y efecto de polaridad por unidad de tiempo efectivo de irradiación o por unidad de monitor. En haces de fotones, el efecto de polaridad puede considerarse despreciable a efectos prácticos.

⁽²⁾ Minuto efectivo de irradiación (véase el Apéndice D).

⁽³⁾ Unidades de monitor fijadas para cada lectura o medida.

⁽⁴⁾ En haces de fotones, $p_f = 1,00_0$

Calibración de haces de electrones.

Fecha: 26-9-84 Físico responsable:
Unidad de radiación: SAGITTAIRE
Energia nominal: MeV.
Profundidad en agua del:
Punto de calibración: cm; Punto de referencia de la cámara(1):316 cm
Tamaño de campo: 10×10 cm² a DFS= m.
Tasa nominal del acelerador = 200 u.m./min.
A.1. Datos cámara de ionización cilíndrica.
Modelo: WE 2505/3 N.º de serie: 4075
Radio interno: 0,314 cm Espesor de pared: 0,065 g/cm ²
Factor de calibración (dosis absorbida en el aire de la cavidad),
$N_{D} = \frac{0.884 \times 10^{-2}}{\text{Mostablecido a:}} \frac{\text{Gy/div.}}{\text{Mostablecido a:}} \frac{\text{SO}}{\text{Mostablecido a:}} \frac{\text{Gy/div.}}{\text{Mostablecido a:}} \frac{\text{Gy/div.}}{\text{Gy/div.}} \frac$
establecido a:
Tensión de colección: +250 V
Lecturas con fuente de comprobación de estabilidad, respecto a la fecha de calibración:
correctas (+0,1% respecto a la fecha de calibración).
A.2. Datos cámara de ionización plana.
Modelo:
Factor de calibración (dosis absorbida en el aire de la cavidad),
$N_{D,pp}$ = Gy/div.
establecido a: mbar, °C y % H.R.
Tensión de colección:V
Lecturas con fuente de comprobación de estabilidad, respecto a la fecha de calibración:
P. Lecture corregide del electrómetro
B. Lectura corregida del electrómetro.
Lectura del electrómetro ⁽²⁾ , $M_u = 0,9915$ div./u.m. $(u.m. = 400)$

⁽¹⁾ z+0.5 r

⁽²⁾ Valor medio de las lecturas corregidas por fugas y efecto de polaridad, por unidad de monitor.

⁽³⁾ Unidades de monitor fijadas para cada lectura o medida.

Presión: 1007 mbar

$$\varphi(p,\theta) = \frac{1013}{p} \frac{273,2+\theta}{293,2} = \frac{1,0190}{1000}$$

$$k_{h} = 1,000$$
 $(k_{st})_{u} = 1,000$

$$V_1 = \frac{250}{\text{V}}, \quad V_2 = \frac{83.3}{\text{V}},$$

- Determinación de la dosis absorbida en agua.
- Alcances a partir de medidas a DFS=1 m sobre curvas de ionización desis-absorbida-

$$R_{50} = \frac{7}{7} \frac{4}{4}$$
 cm $R_p = \frac{9}{10}$ cm

$$R_{\rm p} = \frac{g_{\rm i} o}{cm}$$
 cm

2. Maniquí utilizado (material plástico sólo con \overline{E}_{o} < 15 MeV).

b) A-150.

Conversión de alcances a agua (Tabla 5.1), c=

Alcances corregidos en agua:

$$R_{50} = \dots$$
 cm

$$R_{\rm p} = \dots$$
 cm

3. Energía más probable en superficie.

$$E_{p,o} = 0.22 + 1.98R_p + 0.0025 R_p^2$$

Energía media en superficie (Tabla 5.2)
$$z/R_{\rm p} = \frac{O_{\rm p} 333}{E_{\rm p}/E_{\rm p}}, \qquad \overline{E}_{\rm p}/\overline{E}_{\rm p} \text{ (Tabla 5.3)} = \frac{O_{\rm p} 596}{E_{\rm p}/E_{\rm p}}$$

Energía media en profundidad (z =3 cm),

$$E_{p,o} = \frac{18,24}{\overline{E}_o} \text{ MeV}$$

$$\overline{E}_o = \frac{17,56}{\text{MeV}} \text{ MeV}$$

$$\overline{E}_z = 10, 47$$
 MeV

4.a. Dosis absorbida (cámaras cilíndricas).

Razón poderes de frenado agua/aire (Tabla 6.3),

Factor de perturbación por fluencia (Tabla 6.4),

Factor de perturbación por desplazamiento⁽⁴⁾,

Factor de perturbación por pared⁽⁵⁾,

$$s_{\text{w,air}} = \frac{1,009}{0,981}$$
 $p_{\text{f}} = \frac{0,981}{1,000}$
 $p_{\text{d}} = \frac{1,000}{1,000}$
 $p_{\text{wall}} = \frac{1,000}{0,937}$
Gy/u.m.

$$D_{\rm w} = M_{\rm u}^* N_{\rm D} s_{\rm w.uir} p_{\rm f} p_{\rm d} p_{\rm wall} = \frac{0.937}{0.000} {\rm Gy/u.m}$$

 $p_d = 1$ al considerar el punto efectivo de medida.

⁽⁵⁾ En haces de electrones y para las cámaras recomendadas, $p_{\text{wall}} = 1,00_0$.

4.b.	Dosis absorbida (cámaras planas).				
	Razón poderes de frenado agua/aire (Tabla 6.3),			s _{w,air} =	14242-12412-1444-4444-444
	Factor de perturbación total ⁽⁶⁾			p _{u,pp} =	
	Factor de corrección por fluencia en A-150 ⁽⁷⁾			$\varphi_{ ext{w,m}} =$	
	$D_{\cdots} = M^* \ \phi$	Nr s	. n =		Gy/u.m

⁽⁶⁾ Para las cámaras planas recomendadas, $p_{u,pp} = 1,00_0$.

 $^{^{(7)}}$ Para el material A-150, $\varphi_{\rm w,m}\!=\!$ 1,006; para agua, $\varphi_{\rm w,m}\!=\!$ 1,000.

GLOSARIO DE TERMINOS

Las definiciones que siguen proceden en su mayoría de cuatro publicaciones (ICRU, 1976; 1980; NACP, 1980; NCRP, 1981). Las que corresponden a términos que se usan exclusivamente en el anexo a este protocolo (Anexo a SEFM, 1984) aparecen al final.

acumulación: Refuerzo que experimenta la dosis absorbida en los puntos situados bajo la superficie de un material irradiado por un haz de rayos X o gamma. Puede ser de dos clases:

 a) acumulación electrónica: Se debe al aumento de la fluencia de electrones en el material.

b) acumulación de fotones: Se debe a la dispersión en los haces anchos.

Para los haces de alta energía es más importante el proceso a).

calibración: Calibrar un dosímetro supone determinar su respuesta a una exposición conocida o a una dosis absorbida de radiación conocida. En algunos países este nombre se reserva para las determinaciones hechas en un Laboratorio Nacional de Metrología o en un laboratorio secundario y que permiten la emisión de un certificado oficial. En otros países este vocablo sirve para designar, más generalmente, la determinación de la respuesta instrumental, se haga en un laboratorio de metrología o en otra parte. Se recomienda definir el término siempre que pueda resultar equívoco. En algunos países, la expresión «calibrar» también se aplica a un haz de radiación. Con ello se hace referencia a determinar la tasa de exposición o la tasa de dosis absorbida en un punto de calibración en el haz con un conjunto de condiciones bien especificadas. Normalmente tal determinación se lleva a cabo, para una máquina determinada, con varios haces en diversas condiciones especificadas. La tasa de exposición o la tasa de dosis absorbida producidas por una máquina en un haz de radiación especialmente escogido, en condiciones especificadas que se puedan reproducir fácilmente, se llama algunas veces el rendimiento de la máquina.

campo de radiación (o simplemente campo): Sección plana del haz, perpendicular al eje del mismo. Así pues el campo es bidimensional, mientras que el haz es tridimensional. Un cam-

po se puede definir a cualquier distancia de la fuente.

campo geométrico: 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. Así pues el campo geométrico tiene la misma forma que la abertura del colimador. Aunque en principio el tamaño del campo geométrico se puede definir a cualquier distancia de la fuente, convencionalmente se define en una situación prefijada tal como a la DFS habitual o en la posición del isocentro.

tamaño del campo de radiación: El tamaño del campo se define en un maniquí, a la profundidad del plano de calibración, cuando este plano se sitúa a la DFS habitual o a la DFE, en el caso de técnicas isocéntricas. El tamaño del campo es el área comprendida por la curva de 50% de la dosis absorbida en el punto de calibración. Los valores numéricos del tamaño del campo se dan, para un campo rectangular, como las distancias, sobre los ejes mayores, comprendidas por los límites de la curva de 50%, o, en un campo circular, como el diámetro de la curva de 50%. Algunos convenios utilizan la curva de isodosis de 80% en lugar de la curva de

tamaño del campo luminoso: El tamaño del campo luminoso se define en la superficie de un maniquí, cuando ésta está a la DFS habitual o a la DFE, en el caso de técnicas isocéntricas. El tamaño del campo luminoso es el área comprendida por los límites de la zona en que la intensidad de la luz es 50%, siendo 100% la intensidad luminosa en el centro. Los valores numéricos del tamaño del campo se dan, para un campo rectangular, como la distancia entre los límites sobre los ejes mayores.

colimador: Disposición de material de blindaje diseñada para definir las dimensiones de un haz de radiación.

eje del colimador: Véase eje del haz.

colimador secundario: Blinda o conjunto de blindas colocado detrás del colimador principal para definir un campo de forma complicada. Un ejemplo corriente es el que se usa en la técnica del manto («mantle»).

curva de isodosis: Línea, usualmente plana, a lo largo de la cual es constante la dosis absorbida.

diafragma: Elemento del colimador que controla el tamaño del haz. En una máquina de alta energía es la parte del colimador más alejada de la fuente.

distancia fuente-eje (DFE) (distancia fuente isocentro): Distancia medida sobre el eje del haz entre la superficie frontal de la fuente y el isocentro.

distancia fuente-superficie (DFS): Distancia medida sobre el eje del haz desde la superficie frontal de la fuente hasta la superficie del objeto irradiado.

dosis absorbida (dosis): Es el valor medio, por unidad de masa de material irradiado, de la energía impartida por la radiación ionizante a la materia contenida en el volumen irradiado. Para una definición más rigurosa véase el informe n.º 33 de ICRU (ICRU, 1980).

distribución de la dosis absorbida (distribución de la dosis): Representación de la variación de la dosis absorbida en función de la posición en una zona cualquiera de un objeto irradiado.

dosis absorbida en la superficie (dosis en la piel):

Dosis absorbida que suministra un haz de radiación en un punto de interés, colocado en la superficie del material irradiado. En terapia con haces múltiples la dosis en la piel puede aumentar al sumarse a ella la dosis emergente de otro haz. Algunos autores consideran dosis en la piel la existente a la profundidad de 0,5 mm.

dosis absorbida máxima (dosis máxima en el tejido): Valor máximo de la dosis absorbida en un haz único o en una combinación de haces.

eje de rotación: Eje alrededor del cual puede girar una máquina rotatoria. Por lo general es horizontal. Si en vez de girar la máquina, gira el paciente, el eje de rotación es el eje alrededor del cual gira este último (véase también isocentro).

eje del haz: Se pueden definir cuatro tipos de ejes del haz. En un sistema correctamente ajustado coincidirán los cuatro. Sus definiciones son:

- 1. Definición mecánica: El eje de rotación del colimador.
- 2. Definición geométrica: El eje geométrico del haz se define como la línea que une el centro de la fuente o del filtro igualador (o de la hoja dispersora principal, o el foco

- del sistema magnético de barrido) y el centro del último diafragma limitador del haz.
- 3. Definición radiológica: El eje radiológico del haz (llamado a veces eje de referencia) se define como la línea que pasa por el centro de la fuente efectiva de radiación y el centro de gravedad del área limitada por la curva de 50% del máximo de la dosis absorbida en el plano de calibración en un maniquí.
- 4. Definición luminosa: El eje del haz luminoso se define como la línea que une la fuente luminosa efectiva y el centro de gravedad del área limitada por la línea de 50% de la intensidad máxima de la luz en la superficie del maniquí.

exposición: Es el valor absoluto de la carga eléctrica de un mismo signo producida en el aire, por unidad de masa de aire irradiado, cuando todos los electrones y positrones liberados por los fotones en el volumen que contiene el aire irradiado han sido frenados por completo en el aire. Para una definición más rigurosa y mayores precisiones acerca de su significado, véase el informe n.º 33 de ICRU (ICRU, 1980).

filtro: Material atenuador que se inserta en el haz para modificar su composición espectral, para suprimir componentes particulares de un haz mixto (por ejemplo, un haz que contiene radiación beta y gamma) o para modificar la distribución espacial de la tasa de fluencia de energía o la tasa de dosis absorbida.

filtro aplanador del haz: Filtro diseñado para hacer que la tasa de fluencia de energía o la tasa de dosis absorbida sea razonablemente constante en toda la anchura del haz. En general no se puede aplanar por igual un haz a todas las profundidades de un maniquí y, por consiguiente, cada filtro se diseña para conseguir el aplanamiento a la profundidad que se elige para él.

haz: El haz de fotones o de electrones es la región del espacio atravesada por fotones o electrones de la fuente. Sus bordes están determinados por el colimador. Su sección recta, perpendicular al eje del haz, es el campo y su dirección es la de propagación de los fotones o los electrones.

índice de uniformidad: Para una magnitud especificada (por ejemplo, la dosis absorbida, la ionización, la densidad neta de placa, etc.) es la razón de las áreas, en el plano de calibración, limitadas por las líneas de 90% y de 50% del valor que toma la magnitud especificada en el punto de calibración.

isocentro: Muchas máquinas se construyen para que la fuente de radiación pueda girar alrededor de un eje horizontal, de modo que el eje del colimador se mueva en un plano vertical. El isocentro es la intersección del eje del colimador con el eje de rotación.

kerma: Es la suma de las energías cinéticas iniciales, por unidad de masa de material irradiado, de todas las partículas cargadas liberadas por las partículas indirectamente ionizantes en el volumen que contiene el material irradiado especificado. Para una definición más rigurosa véase el informe n.º 33 de ICRU (ICRU, 1980).

limitadores (limitadores de penumbra): Conjunto de barras paralelas a los bordes del colimador principal, que sirven para reducir la anchura de la penumbra aumentando la distancia de la fuente al colimador.

maniqui: Cuerpo hecho de un material equivalente al tejido, normalmente lo bastante grande para producir las condiciones de dispersión total para el haz de que se trate. En algunos casos se usan maniquíes anatómicos a los que se da la forma del cuerpo humano.

maniquí homogéneo: El construido de un único material. El material de maniquí más común es el agua.

maniquí anatómico: El que tiene la forma del cuerpo humano o de parte de él y en el cual se han simulado los diversos tejidos en lo que respecta a su tamaño, forma, posición y a su interacción con la radiación.

mapa de isodosis: Familia de curvas de isodosis, dibujada por lo general para incrementos iguales del porcentaje de la dosis en profundidad y que representa la distribución de la dosis absorbida en un plano especificado para un haz determinado.

material equivalente al tejido (bolus): Sustancia cuyas propiedades de absorción y dispersión para una radiación dada se parecen todo lo posible a las de una sustancia biológica dada, como el tejido blando, el músculo, los huesos o la gra-

máximo de la dosis absorbida: Valor máximo de la dosis absorbida en el rayo central de un haz único y fijo.

penumbra: Zona situada en los límites del haz de radiación y en la cual la tasa de dosis varía rápidamente en función de la distancia al eje del haz. Se puede definir geométrica y dosimétricamente (penumbra física).

anchura de la penumbra fisica: Para una magnitud especificada (por ejemplo, la dosis absorbida, la ionización, la densidad neta de placa, etc.) es la distancia lateral sobre los ejes mayores, en el plano de calibración, que separa los puntos en que esa magnitud vale 80% y 20%, dando al punto de calibración el valor de 100%.

plano de calibración: Plano perpendicular al eje de referencia, situado a una profundidad dada, por debajo de la superficie del maniquí y paralelo a ella.

porcentaje de dosis en profundidad: Cociente, expresado en tanto por ciento, entre la tasa de dosis absorbida en un punto situado sobre el eje del haz y la tasa de dosis absorbida en el punto de normalización (o de referencia).

punto de calibración: Es el punto del eje del haz donde se efectúa la calibración de éste. Se define, en el seno de un maniquí, como el punto de intersección entre el plano de calibración y el eje del haz (eje de referencia). Para su localización debe especificarse la DFS al maniqui y la profundidad en éste.

punto de normalización (o de referencia): Emplazamiento sobre la curva de dosis en profundidad, en el seno de un maniquí, respecto del cual se normalizan todos los valores de la curva de dosis. Se suele tomar el punto de normalización en el máximo de dicha curva.

punto de referencia de la cámara: Punto situado en el interior del volumen sensible de una cámara calibrada donde, en ausencia de ella, se determina la magnitud radiológica que ha sido objeto del proceso de calibración. En cámaras cilíndricas de dedal, este punto coincide normalmente con el centro geométrico del volumen sensible de la cámara. En cámaras planoparalelas, este punto coincide, bien con el centro de la cara interna del electrodo de entrada, bien con el centro geométrico del volumen sensible. En todos los casos, se debe señalar de manera explícita el punto de referencia de la cámara.

punto efectivo de medida: Punto en el seno de un material especificado, donde se asigna el valor de una magnitud radiológica (en este documento, la dosis absorbida) cuando se usa en el proceso de medida un determinado detector (en este documento una cámara cilíndrica o plana). La situación del punto efectivo de medida se relaciona normalmente con el punto de referencia de la cámara usada, hablándose en ocasiones del punto efectivo de medida de la cámara.

GLOSARIO DE TERMINOS ESPECIFICOS DEL ANEXO A ESTE PROTOCOLO (Anexo a SEFM. 1984)

factor de dispersión (SF): Cociente entre la dosis absorbida en un punto de un maniquí y aquella parte de la dosis absorbida que se debe a los fotones primarios. De esta definición se deduce que el factor de dispersión alcanza el valor límite unidad cuando el tamaño de campo se aproxima a cero.

factor de dispersión en el máximo (PSF): Cociente entre la dosis absorbida, a la profundidad del máximo de la acumulación electrónica en un maniquí y sobre el eje del haz, y la dosis absorbida en el mismo punto del espacio⁽¹⁾ pero en el centro de un volumen de material de maniquí cuyo tamaño sea justamente suficiente para alcanzar el máximo de la acumulación electrónica. Para rayos X con energías de pico por debajo de 500 keV, la profundidad del máximo de la acumulación electrónica se toma en la superficie y su factor de dispersión en el máximo se denomina frecuentemente factor de retrodispersión. Por encima de 1 MeV el factor de dispersión en el máximo corresponde a un punto situado por debajo de la superficie e incluye alguna radiación dispersa procedente de puntos laterales y posteriores en el camino del haz. Según esta definición, el PSF es un nombre particular del TAR para el caso en que la profundidad del punto en el maniquí (véase la definición del TAR) coincida con el máximo de la dosis absorbida. Por el contrario, esta definición del PSF es inconsistente con la del factor

de dispersión (véase el Apéndice C; Anexo a SEFM, 1984).

minimaniquí: Masa esférica de material m, de un radio justamente suficiente para alcanzar el máximo de acumulación electrónica.

razón tejido-aire (TAR): Cociente entre la tasa de dosis absorbida en un punto dado de un maniquí y la tasa de dosis absorbida en el mismo punto del espacio⁽¹⁾, pero en el centro de un volumen de material de maniquí cuyo tamaño sea justamente suficiente para alcanzar en ese punto el máximo de la acumulación electróni-

razón tejido-maniquí (TPR): Cociente entre la dosis absorbida en un punto dado de un maniquí y la dosis absorbida en el mismo punto del espacio⁽¹⁾ pero con la superficie del maniquí desplazada de modo que este punto se sitúe a una profundidad de referencia dada. Cuando se escoge como profundidad de referencia la del máximo de la dosis absorbida, esta magnitud recibe el nombre de razón tejido-máximo

punto de calibración: Es el punto del eje del haz donde se efectúa la calibración de éste. Debe especificarse señalando la distancia desde él a la cara anterior de la fuente.

⁽¹⁾ Significa que el punto está a la misma distancia a la fuente y que no se ha modificado la apertura del haz (mismo tamaño de campo).

- AAPM (1966). American Association of Physicists in Medicine. «Protocol for the dosimetry of high energy electrons». Phys. Med. Biol. 11, 505.
- AAPM (1975). American Association of Physicists in Medicine. «Code of practice for X-ray therapy linear accelerators». Med. Phys. 2, 110.
- AAPM (1983). American Association of Physicists in Medicine. «A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams». Med. Phys. 10, 741.
- AIRD, E. G. A., FARMER, F. T. (1972). «The design of a thimble chamber for the Farmer dosimeter». Phys. Med. Biol. 17, 169.
- ALLISY, A. (1967). «Contribution a la mesure de l'exposition produite par les photons emis par le Co-60». Metrologia 3, 41.
- ALMOND, P. R., SVENSSON, H. (1977). «Ionization chamber dosimetry for photon and electron beams. Theoretical considerations». Acta Radiol. Ther. Phys. Biol. 16, 177.
- ANDREO, P., BRAHME, A. (1981). «Mean energy in electron beams». Med. Phys. 8, 6.
- ANDREO, P. (1983). «Dosis: A computer program for the calculation of absorbed dose in photon and electron beams from ionization measurements in a phantom». Nucl. Instr. Meth. 211, 481.
- ANDREO, P., HERNÁNDEZ, A., MILLÁN, E., MILLÁN, S. (1984). «Comments on the transfer of absorbed dose from plastic to water in electron beams». Pendiente de publicación en Med. Phys.
- ANEXO A SEFM (1984). Sociedad Española de Física Médica, publicación n.º 1a. «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». Comité de Dosimetría en Radioterapia de la SEFM.
- ATTIX, F. H. (1983). «Ion chamber volume versus humidity». Med. Phys. 10, 714.
- BERGER, M. J., SELTZER, S. M., DOMEN, S. R., LAM-PERTI, P. J. (1975). «Stopping powers ratios for electron dosimetry with ionization chambers», p. 589 de «Biomedical Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1975)». International Atomic Energy Agency.
- BERGER, M. J. (1980). Work commissioned by the ICRU 35 Electron Report Group. Según cita de ICRU (1984).
- BERGER, M. J., SELTZER, S. M. (1983). «Stopping powers and ranges of electrons and positrons» (2nd Ed.). Report NBSIR 32.2550-A, National Bureau of Standards, Washington, D.C. Véase también ICRU (1984a).
- BJR 17 (1983). Supplement no. 17. «Central axis depth dose data for use in Radiotherapy». The British Institute of Radiology, London.

- BOAG, J. W. (1950). «Ionization measurements at very high intensities. I. Pulsed radiation beams». Brit. J. Radiol. 23, 601.
- BOAG, J. W. (1966). «Ionization Chambers», p. 1 de «Radiation Dosimetry», Vol. II. Attix and Roesch Eds., Academic Press, New York.
- BOAG, J. W., CURRANT, J. (1980). «Current collection and ionic recombination in small cylindrical ionization chambers exposed to pulsed radiation». Brit. J. Radiol. 53, 471.
- BOAG, J. W. (1982). «The recombination correction for an ionization chamber exposed to pulsed radiation in a "swept beam" technique. I. Theory». Phys. Med. Biol. 27, 201.
- BOUTILLON, M., NIATEL, M. T. (1973). «A study of a graphite cavity chamber for absolute exposure measurements of Co-60 gamma rays». Metrología 9, 139.
- BOUTILLON, M. (1977). «Some remarks concerning the measurement of kerma with a cavity ionization chamber». Report CCEMRI (I)/77-114. Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres.
- BRAHME, A. (1975). «Investigations on the application of a microtron accelerator for radiation therapy». Thesis. University of Stockholm.
- Brahme, A., Svensson, H. (1976). «Specification of electron beam quality from the central axis depth absorbed dose distribution». Med. Phys. 3, 95.
- Brahme, A., Svensson, H. (1979). «Radiation beam characteristics of a 22 MeV microtron». Acta Radiol. Oncol. 18, 244.
- BRAHME, A., SVENSSON, H. (1980). «Electron beam quality parameters and absorbed dose distributions from therapy accelerators». p. 12 en «High energy electrons in Radiation Therapy (Proc. Symp. San Sebastián, 1978)». Zuppinger, Bataini, Irigaray and Chu Eds., Springer-Verlag, Berlín.
- Brahme, A. (1980). Comunicación privada.
- Brahme, A. (1983). «Geometric parameters of clinical electron beams». Acta Radiologica Suppl. 364, 11.
- BRIOT, E., DUTREIX, A. (1976). «Dosimétrie des faisceaux d'électrons de haute énergie d'un accelerator linéaire». J. Radiol. Electrol. 57, 447.
- BROSED, A. (1978). «Nuevas unidades en Radiología». Energía Nuclear 22, 411.
- Bruinvis, I. A. D., Heukelom, S., Mijnheer, B. J. (1984). «Comparison of ionization measurements in water and in polystyrene for the determination of absorbed dose in electron beams». Pendiente de publicación en Phys. Med. Biol.
- CCEMRI (1977). Comité Consultatif pour les etalons de mesure des rayonnements ionisants, Section I. Recommandation R (I)-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.

CDR (1984). C. D. R. Informe interno CDR 184/84. «Resultados del ensayo de determinación del índice de uniformidad y tamaño de campo en haces de electrones con película radiográfica en maniquí de PMMA» (J. L. Mincholé). Comité de Dosimetría en Radioterapia de la SEFM.

CDR (1984a). C. D. R. Informe interno CDR 184a/84. «Uso de maniquíes plásticos no conductores en la determinación de la geometría del haz de radiación» (J. Gultresa). Comité de Dosimetría en Radioterapia

de la SEFM.

CDR (1984b). C. D. R. Informe interno CDR 197/84. «Incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida en agua en el punto de calibración, siguiendo los procedimientos recomendados en SEFM, 1984» (A. Brosed). Comité de Dosimetría en Radioterapia de la SEFM.

CECATTI, E. R., GONCALVES, F. F., GARCÍA PEREIRA, S., DA PENHA SILVA, M. (1983). «Effect of the accelerator design on the position of the effective electron

source». Med. Phys. 10, 683.

- CONERE, T. J., BOAG, J. W. (1984). «The collection efficiency of an ionization chamber in a pulsed and magnetically swept electron beam: Limits of validity of the two-voltage technique». Med. Phys. 11, 465.
- DOMEN, S. R. (1980). «Absorbed dose water calorimeter». Med. Phys. 7, 157.
- DOMEN, S. R. (1982). «An absorbed dose water calorimeter: theory, design and perfomance». J. Res. Nat. Bur. Std. 87, 211.
- DOMEN, S. R. (1983). «A polystyrene-water calorimeter». J. Res. Nat. Bur. Std. 88, 373.
- DUTREIX, J., DUTREIX, A. (1966). «Etude comparée d'une serie de chambres d'ionisation dans des faisceaux d'électrons de 20 et 10 MeV». Biophysik 3, 249.
- DUTREIX, J., DUTREIX, A. (1969). «Film dosimetry of high energy electrons». Ann. New York Acad. Sci. 161, 33.
- GALBRAITH, D. M., RAWLINSON, J. A., MUNRO, P. (1983). "Dose errors in irradiated plastic phantoms". Proc. of the 46th Annual Meeting of the Canadian Association of Radiologists, Canadá, 1983.
- GALBRAITH, D. M., RAWLINSON, J. A., MUNRO, P. (1984). «Dose errors due to charge storage in electron irradiated plastic phantoms». Med. Phys. 11, 197.
- GRAY, L. H. (1929). «Absorption of penetrating radiation». Proc. Roy. Soc. (London) A122, 647.
- GRAY, L. H. (1936). «An ionization method for the absolute measurement of gamma-ray energy». Proc. Roy. Soc. (London) A156, 578.
- GREENING, J. R. (1964). «Saturation characteristics of parallel-plate ionization chambers». Phys. Med. Biol. 9, 143.
- HARDER, D. (1965). «Energiespektren schneller Elektronen in verschiedenen Tiefen», p. 26 de «Symposium on High Energy Electrons-Montreux, 1964». Zuppinger and Poretti Eds. Springer-Verlag, Berlín.

- HARDER, D. (1968). «Einfluss der Vielfachstreuung von Elektronen auf die Ionisation in gasgefullten Hohlraumen». Biophysik 5, 157.
- HARDER, D. (1980). Según cita de JOHANSSON y SVENSSON (1982).
- HEATON, H. T., JACOBS, R. (1979). "Proceedings of a conference on neutrons from electron medical accelerators". Report NBS SP554, National Bureau of Standards, Washington, D. C.

HENRY, W. H. (1979). «On C_E , C_λ , and the effective wall material of a Baldwin-Farmer chamber». Phys. Med.

Biol. 24, 37.

HOLT, J. G., BUFFA, A., PERRY, D. J., MAIC., McDo-NALD, J. C. (1979). «Absorbed dose measurements using parallel plate polystyrene ionization chambers in polystyrene phantoms». Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 5, 2031.

HPA (1974). The Hospital Physicists Association, HPA Report Series No. 3. «A suggested procedure for the mechanical alignement of telegamma and megavolta-

ge X-ray beam units». London.

HUBBELL, J. H. (1982). «Photon mass attenuation and energy-absorption coefficients from 1 KeV to 20 MeV».

Int. J. Appl. Radiat. Isot. 33, 1269.

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 cham-

bers». Med. Phys. 2, 328.

- 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).

ICRU (1982). I.C.R.U. Report 34. «The dosimetry of pulsed radiation». International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington D.C.

- ICRU (1984). I.C.R.U. Report 35. «Radiation Dosimetry: Electron beams with energies between 1 and 50 MeV». International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington D.C.
- ICRU (1984a). I.C.R.U. Report 37. «Stopping power for electrons and positrons». International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington D.C.
- JOHANSSON, K. A., MATTSSON, L. O., LINDBORG, L., SVENSSON, H. (1978). «Absorbed dose determination with ionization chambers in electron and photon beams having energies between 1 and 50 MeV», p. 243 de «National and International Standardization of Radiation Dosimetry (Proc. Symp. Atlanta, 1977)», Vol. II. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- JOHANSSON, K. A., MATTSSON, L. O., SVENSSON, H. (1982). "Dosimetric intercomparison at the Scandinavian radiation therapy centers. Part I. Absorbed dose intercomparison". Acta Radiol. Oncol. 21, 1.
- JOHANSSON, K. A., SVENSSON, H. (1982). «Dosimetric intercomparison at the Nordic radiation therapy centers. Part II. Comparison between different detectors and methods». Thesis K. A. Johansson, University of Gothenburg.
- JOHANSSON, K. A. (1982). «Dosimetric intercomparison at the Nordic radiation therapy centres. Part III. Absorbed dose distributions». Thesis. University of Gothenburg.
- KAARLS, R. (1981). «Rapport du Groupe de Travail sur l'expression des incertitudes au Comité International des Poids et Mesures». Proces-Verbaux CIPM, 49, A-1.
- KAHN, F. M., SEWCHAND, W., LEVITT, S. H. (1978). "Effect of air space on depth dose in electron beam therapy". Radiology 126, 249.
- KRISTENSEN, M. (1983). «Measured influence of the central electrode diameter and material on the response of a graphite ionization chamber to Cobalt-60 gamma rays». Phys. Med. Biol. 28, 1269.
- LAX, I., BRAHME, A. (1979). «Collimation of high energy electron beams». Acta Radiol. Oncol. 19, 199.
- LEMPERT, G. D., NATH, R., SCHULZ, R. J. (1983). «Fraction of ionization from electrons arising in the wall of an ionization chamber». Med. Phys. 10, 1.
- LOEVINGER, R. (1981). «Calculation of absorbed dose in high energy photon and electron beams using a calibrated ionization chamber», p. 283 de «Biomedical dosimetry: Physical aspects, instrumentation, calibration (Proc. Symp. Paris, 1980)». International Atomic Energy Agency, Vienna.
- MAJENKA, I., ROSTKOWSKA, J., DEREZINSKI, M., PAZ, N. (1982). "The recombination correction for an ionization chamber exposed to pulsed radiation in a "swept beam" technique. II. Experimental". Phys. Med. Biol. 27, 213.
- MARINELLO, G., BARRIE, A. M., MANDIN, A. M. (1981). «Incidence du sens de la tension appliquée aux chambres d'ionisation sur l'evaluation des doses cutanées». J. Eur. Radiother. 2. 37.
- MARKUS, B. (1961). Según cita de NACP (1980).

- MASSEY, J. B. (1970). «Manual de Dosimetría en Radioterapia». Colección de informes técnicos n.º 110. Organismo Internacional de Energía Atómica, Viena.
- MATTSSON, L. O., JOHANSSON, K. A., SVENSSON, H. (1979). «Ionization chambers for electron dosimetry below 10 MeV for radiotherapy purposes». Proc. of the V Int. Conference on Medical Physics. Israel, 1979
- MATTSSON, L. O., JOHANSSON, K. A., SVENSSON, H. (1981). «Calibration and use of plane parallel ionization chambers for the determination of absorbed dose in electron beams». Acta Radiol. Oncol. 20, 385.
- MATTSSON, L. O., SVENSSON, H. (1983). «Charge buildup effects in insulating phantom materials». Report RADFYS 83:03, University of Gothenburg, Radiation Physics Dept. Pendiente de publicación en Acta Radiol. Oncol. (1984).
- MATTSSON, L. O. (1984). «Application of the water calorimeter, Fricke dosimeter and ionization chamber in clinical dosimetry». Thesis. University of Gothenburg.
- MATTSSON, L. O. (1984a). «Comparison of different Protocols for the dosimetry of high-energy photon and electron beams». 3rd Annual Meeting of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO), Jerusalem, 1984.
- MILLMAN, J., HALKIAS, C. C. (1981). p. 503 de «Electrónica Integrada», 4.ª ed. Editorial Hispano Europea, S.A., Barcelona.
- MEYER, J. A., PALTA, J. R., HOGSTROM, K. R. (1983). "Common and the common and t
- MORRIS, W. T., OWEN, B. (1975). «An ionization chamber for therapy-level dosimetry of electron beams». Phys. Med. Biol. 20, 718.
- NACP (1980). Recommendations of the Nordic Association of Clinical Physics, «Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV». Acta Radiol. Oncol. 19, 55.
- NACP (1981). Supplement to the recommendations of the Nordic Association of Clinical Physics, «Electron beams with mean energies at the phantom surface below 15 MeV». Acta Radiol. Oncol. 20, 403.
- NAHUM, A. E. (1976). «Calculations of electron flux spectra in water irradiated with megavoltage electron and photon beams with applications to dosimetry». Thesis. University of Edinburgh. Order no. 77-70006. Xerox University Microfilms, Ann Arbor, Michigan 48106, USA.
- NAHUM, A. E. (1980). Comunicación privada.
- NAHUM, A. E., SVENSSON, H. (1980). «Investigation of the effect of new theoretical stopping-power data on the NACP (1980) dosimetry recommendations». Radiation Physics Department, University of Umea.
- NATH, R., SCHULZ, R. J. (1981). «Calculated response and wall correction factors for ionization chambers exposed to Co-60 gamma rays». Med. Phys. 8, 85. NCRP (1961). N. C. R. P. Report 27, «Stopping po-

- wers for use with cavity chambers». National Committee on Radiation Protection and Measurements. NBS Handbook 79, Washington D. C.
- 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.
- NIATEL, M. T. (1979). «The conversion factors $C_{\rm E}$ and C_{λ} revisited». Report CCEMRI(I)/79-3. Bureau International des Poids et Mesures. Sèvres.
- ORTON, C. G., SEIBERT, J. B. (1972). "The measurement of teletherapy unit timer errors". Phys. Med. Biol. 17, 198.
- RAWLINSON, J. A., JOHNS, H. E. (1973). «Percentage depth dose for high energy X-ray beams in radiotherapy». Am. J. Roentgenol. 118, 919.
- SCHROEDER-BABO, P. (1983). «Determination of the virtual source of a betatron». Acta Radiologica Suppl. 364. 7.
- SELTZER, S. M., BERGER, M. J. (1982). «Evaluation of the collision stopping power of elements and compounds for electrons and positrons». Int. J. Appl. Radiat. Isot. 33, 1189.

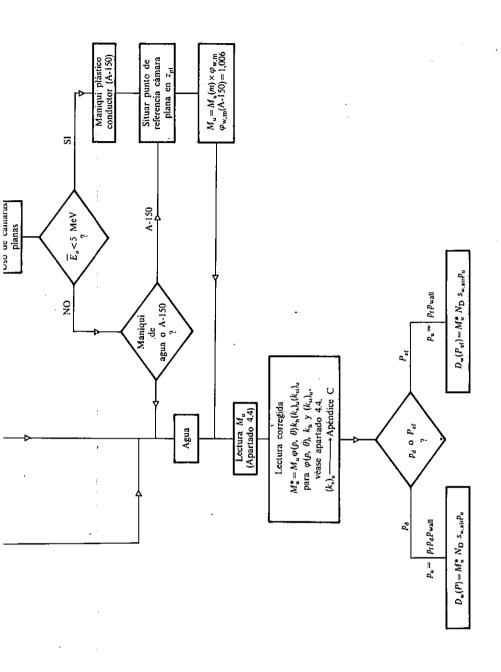
- SHALEK, R. J., KENNEDY, P., STOVALI, M., CUNDIFF, J. H., GAGNON, W. F., GRANT, W., HANSON, W. F. (1976). "Quality assurance for measurements in therapy". Report NBS SP456, 111, National Bureau of Standards, Washington D.C.
- SOTIL, J., GULTRESA, J., SAEZ, C. (1976). «Determinación de los parámetros de un haz de radiación».
 XIII Congreso Nacional de Radiología, Oviedo, 1976.
- SPENCER, L. V., ATTIX, F. H. (1955). «A theory of cavity ionization». Radiat. Res. 3, 239.
- SPOKAS, J. J., MEEKER, R. D. (1980). «Investigation of cables for ionization chambers». Med. Phys. 7, 135.
- STERNHEIMER, R. M., PEIERLS, R. F. (1971). «General expression for the density effect for the ionization loss of charged particles». Phys. Rev. B3, 3681.
- THWAITES, D. I. (1984). «Charge storage effect on dose in insulating phantoms irradiated with electrons». Phys. Med. Biol. 29, 1153.
- THWAITES, D. I. (1984a). «Measurements of ionization in water, polystyrene and a "solid-water" phantom material for electron beams». Pendiente de publicación en Phys. Med. Biol.

DIFF, V. F. the-u of can of 135. eral tion lose ns».

ion om ica-

ón». edo,

ıina-



11) Para la determinación de la calidad (J₁₀₀/J₂₀₀) (véase apartado 6.3.2) y dosis absorbida, úsese maniquí de agua.

 $^{(2)}$ Para la determinación de la energía y dosis absorbida, úsese maniquí de agua. Para $\overline{E}_o < 15$ MeV, úsese cámara plana, bien en maniqui de agua, bien en maniqui plástico conductor (A-150). Para $\overline{E}_o < 5$ MeV se hace imprescindible el uso del maniqui plástico conductor.

(3) A partir de J₁₀₀/J₂₀₀ 6 60Co.

(4) A partir del radio interno de la cavidad y del potencial acelerador nominal.

(3) Figura 4.3 para 60Co y Figura 6.1 para aceleradores.

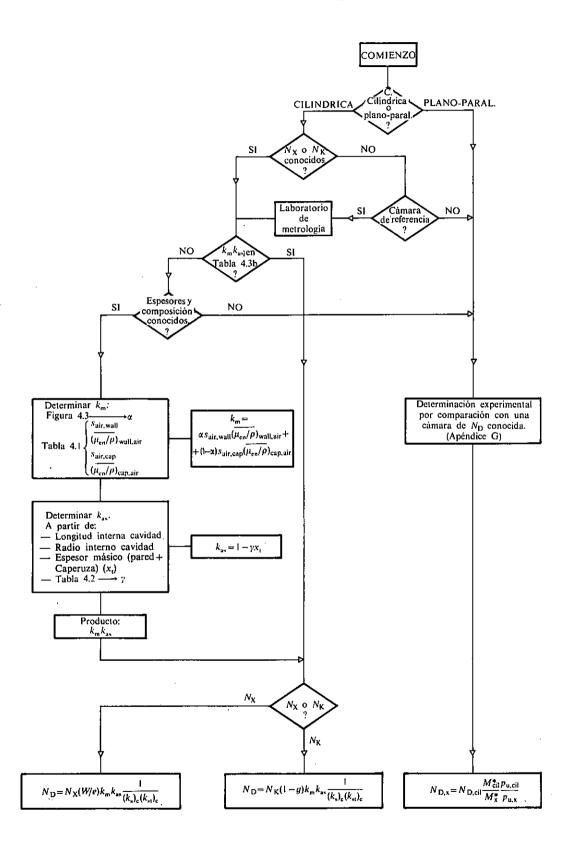
(6) A partir de E, y z.

(7) Calcular z/R_p y obtener $\overline{E_r/E_o}$ (Tabla 5.3). Calculado $\overline{E_z}$, con el radio interno, r, obtener p_l en Tabla 6.4.

(8) Sólo para cámaras «delgadas».

 $p_d = 1$ al colocar el punto efectivo de medida de la cámara en la profundidad z.

⁽¹⁹⁾ Para las cámaras planas recomendadas en este protocolo, p_u o $p_{upp}=1,00_0$. El punto efectivo de medida coincide con el punto de referencia de la cámara.



PRINCIPALES MAGNITUDES USADAS EN RADIOLOGIA (vease definiciones en I.C.R.U. Nª 33,1980)

		•			
NOMBRE	SIMBOLO Y EXPRESION	UNIDADES S.I.	NOMBRE ESPECIAL	UNIOADES ESPECIALES	EQUIVA - LENCIA
FLUENCIA (de particulas)	oj = dN/da	m - 2	_		
TASA DE FLUENCIA (de particulas)	ρ = d ặ /dt	-2 -1 m 5	_		
FLUENCIA DE ENERGIA	Ψ = dR/da	J m ⁻²			
TASA DE FLUENCIA DE ENERGIA	/= d Ψ/dt	W m ⁻²			
COEFICIENTE MASICO DE ATENUACION	$\frac{\mu}{\rho} = \frac{1}{\rho N} \frac{dN}{dl}$	m² kg ⁻¹	_		
OEFICIENTE MASICO DE RANSFERENCIA DE ENERGIA	$\frac{\mu tr}{P} = \frac{1}{\rho EN} \frac{dEtr}{dl}$	m² kg ⁻¹	,		
OEFICIENTE MASICO DE ABSORCION DE ENERGIA	$\frac{\mu en}{\rho} = \frac{\mu tr}{\rho} (t-g)$	m ² kg ⁻¹	_		
PODER DE FRENADO MASICO TOTAL	$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dl}$	jm² kg¯¹	_		
NERGIA MEDIA GASTADA N UN GAS POR PAR DE IONES FORMADO	W = E/N	J	_		
ENERGIA IMPARTIDA	E=Rin-Rout+∑Q	J	_		
DOSIS ABSORBIDA	0 = d € / dm	Jkg ^{−1}	Gy (gray)	rad	1 rad = 10 1 4 9 1
SA DE DOSIS ABSORBIDA	Ď = dD/dt	J kg 1 s - 1	Gy s ⁻¹	rad 51,etc	
KERMA	K = dEtr/dm	J kg ⁻¹	Gy (gray)	rad s ⁻¹ ,etc	
TASA DE KERMA	Ř = dK/dt	J kg ⁻¹ s ⁻¹	Gy s ⁻¹	rad s ⁻¹ etc	
EXPOSICION	X= dQ/dm	C kg ⁻¹	_	R (röntgen)	1 R = 2,58.10 C kg ⁻¹ (2)
TASA DE EXPOSICION	X = dX/dt	C kg ⁻¹ s ⁻¹	_	R s ⁻¹ etc	
ACTIVIDAD	A = dN/dt	s ⁻¹	9q (becquerel)	Ci (curio)	1Ci = 3,7×10 ¹⁰ s ⁻¹ {2}
CONSTANTE DE TASA DE EXPOSICION	$I_{\mathcal{E}} = \frac{l^2 \dot{X}_{\mathcal{E}}}{A}$	m ² C kg ⁻¹	_	m ² Rh ⁻¹ Ci ⁻¹	
DE EN 05:01011			Sv		1 rem = 10 ⁻²

UNIDADES SI Y SIMBOLOS

NOMBRE	SIMBOLO
culombio	С
julio	J
kilogramo	kg
metro	m
segundo	5
watio	· w
amperio	A

Nota: Las unidades de tiempo dia (d) hora (h) y minu-to (min) pueden usarse con las unidades SI.

PREFIJOS SI

FACTOR	PRÉFIJO	SIMBOLO	FACTOR	PREFIJO	SIMBOLO
10 18	exa	E ·	10-1	deci	d
10 ¹⁵	peta	Р	10-2	centi	c
10 ¹²	tera	T	10,-3	នាlli	m
10 9	giga	G	10 ⁻⁶	micro	Ü
10 4	mega	М	10 ⁻⁹	nano	n.
103	kilo	k	10-12	pico	Р
102	hecto	. h.	. 10 ⁻¹⁵	femto	ŧ
10	deca	da	10-18	atto	a

EQUIVALENCIAS PRACTICAS ENTRE UNIDADES SI Y ESPECIALES

EXPOSICION	DOSIS ABSORBIDA Y KERM	A (1) DOSIS EQUIVALENTE
1mR = 258 nC/kg	1mrad /h = 10 µ Gy/h	1 m rem / h = 10 \u00ac Sv/h
1 R = 259 µC/kg	1 rad/min = 1 cGy/min	1 rem/h = 1 cSv/h
1mR/h ≃ 71,67 pA/kg	1 krad = 10 Gy	(1 Sv = 100 rem)
1 R / min ⇒ 4,3 µ A / kg	1 Mrad = 10 kGy	
(1C/kg ≃ 3875 R)	(1 Gy = 100 rad)	ا ما معنی او معنی معنی آو معنی آو معنی آو معنی معمد از در ما معنا

ACTIVIDAD (2)	OTRAS EQUIVALENCIAS PRACTICAS
1 pCi = 37 mBq	101325 Pa = 1013,25 mbar = 760 mmHg
1 jiCi ≃ 37 kBq	T. termodinámica (K) = T. celsius (°C)+273,1
1 mCi = 37 MBq	$1(J) = 1(eV) \times 1,602 \times 10^{-19}$
1 Cl = 37 GBq	1 (C) = 1 (uee) x 3,336 x 10 ⁻¹⁰
1 kCi = 37 TBq	1 (C) = ((BEE) X 3,336X (0
(1 Bq = 27,03 pCi)	

- (1) Es preferible emplear, siempre que sea posible, un mismo prefijo para un campo de aplicación determinado. Por ejemplo:
 (a) El kilo (k) para irradiación de materiales en niveles de tratamiento, (lo a los k6y) { la 10 Mrad).
 (b) El mega (M), para la administración interna y aplicación externa de madinucleidos (0'01 M8g a 4000 M8g) (0.2 LiCi a los mCi).
 (c) El tera (1) para caracterizar unidades de telegammaterapa, (31 a 310 T8g) (leCi a lo kCi).