

Volumen 1

Número 0

2000



## Sumario

---

### Carta del Presidente

### Editorial

### Original

1

Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM

*J. Pérez Calatayud, R. Arrans Lara, J.M.<sup>a</sup> de Frutos Baraja, A. Guisasola Berasategui, J. Macías Jaén, J. Valverde Morán*

### Comunicación

51

Los datos de las exposiciones médicas en España para el informe UNSCEAR 2000

*E. Vañó, B. Tobarra, M. Bezares*

### Revisión técnica

63

Nuevas gammacámaras, nuevas pruebas

*R. Barquero Sanz, R. Puchal Añé*

### Noticias

67

Conferencia Internacional sobre Protección Radiológica del Paciente: Radio-diagnóstico y Radiología Intervencionista, Medicina Nuclear y Radioterapia

### Comisiones y Grupos de Trabajo de la SEFM

69

### Próximas convocatorias

73

### Listado de publicaciones

76

## Carta del Presidente

Es cierto que la fuerza de la pasión nos empuja a la realización de nuestros sueños e ideas. Ya tenemos nuestra primera revista, para ubicar en ella la profundidad y el alcance de los cambios asociados a nuestra profesión y responder con eficacia transformadora.

A veces he sentido el deseo de llamar Revista a nuestro antiguo Boletín, generalmente de buena calidad, pero insuficiente al compararlo con las revistas científicas de otras sociedades.

Creo que analizar nuestra situación supone combinar tres puntos de partida: la realidad presente, el futuro posible y la memoria acumulada. Por eso, sin olvidar la historia de los esfuerzos de tantos que nos han orientado hasta ahora, tenemos esta enorme ilusión en el nacimiento de nuestra revista, conscientes que ser revista en vez de boletín no significa, en principio, nada si entre todos no somos capaces de reconstruir nuestras coordenadas profesionales y reconocer que nuestra realidad científica necesita de este instrumento concreto.

Pretendemos, además, que la onomástica de los 25 años de la Sociedad Española de Física Médica, recién cumplidos, y el nuevo milenio contribuyan finalmente y como objetivo primordial a elevar el nivel científico y de comunicación entre todos los socios y sociedades de lengua española.

Todos hemos luchado por una revista. Creo que la suma de todos los esfuerzos ha merecido la pena. Estamos contentos y satisfechos por este primer resultado de excelente calidad y espero que en cada nuevo número el nivel de los trabajos presentados nos haga sentir orgullosos.

Finalmente un ruego; junto al deseo manifestado necesitamos del compromiso y de la pasión renovadas para conseguir a través de nuestra *Revista Física Médica* estimular el logro de una profesión más plena. Está en las respuestas de todos su desarrollo y futuro.

**Manuel Fernández Bordes**

El veinticinco cumpleaños de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) ha sido una buena fecha para plantearse, una vez más, la necesidad de disponer de una publicación con un mayor contenido científico, como medio de expresión de nuestra Sociedad, y cuyo objeto fuese dar cabida a los trabajos científicos de sus miembros, en muchos casos con una extensión mayor que la que permiten las rígidas normas de exposición de los Congresos.

Por otra parte, poder utilizar nuestro idioma nos libera del trabajo sobreañadido de traducir a otra lengua y permite una difusión entre las sociedades homólogas de los países de Iberoamérica, que hace tiempo se viene demandando y abre la posibilidad de acoger en nuestra publicación trabajos enviados por los colegas de estos países.

Todos estos motivos, junto con el apoyo decidido del Presidente de nuestra Sociedad, nos han movido a embarcarnos en esta aventura editorial con mucho esfuerzo y entusiasmo, en contra de algunas opiniones prudentes de personas que conocen bien las dificultades de llevarla a cabo.

El creciente número de socios, garantizado con las nuevas generaciones de residentes, la juventud de una gran parte de ellos, el vuelco que ha dado nuestra profesión en los últimos años empujada por la incorporación de nuevas tecnologías y por las exigencias de los Reales Decretos que regulan los programas de garantía de calidad en Radioterapia, Radiodiagnóstico y Medicina Nuclear, los reconocidos grupos de investigación creados en cátedras de Física Médica y en facultades de Físicas y la dedicación de los grupos de trabajo de nuestra propia Sociedad, nos hacen pensar que no van a faltar trabajos para publicar, ni temas de debate sobre la idoneidad de métodos y procedimientos.

Sabemos que el trabajo diario absorbe la mayor parte de nuestro tiempo y muchas veces no disponemos de todos los recursos suficientes para liberarnos de tareas que

no tendríamos que realizar, pero esperamos y deseamos que éste no sea un impedimento a la hora de comunicar aquellos hallazgos que posibiliten un mejor desarrollo de nuestra profesión dándole la altura científica que todos deseamos.

Aunque este número presenta una estructura atípica debido a las características especiales de los trabajos que se publican, en principio hemos proyectado dividir la revista en varias secciones, entre las que destacaremos por su importancia:

- **ARTÍCULOS y COMUNICACIONES** para dar cabida a los trabajos científicos en función de su mayor o menor extensión.
- **REVISIONES TÉCNICAS** en las que podrán ser incluidas, entre otras:
  - Novedades Técnicas, artículos de cierta extensión remitidos por las casas comerciales.
  - Notas técnicas, descripciones de menor extensión.
  - Revisiones bibliográficas.
- **BUZON DE LA SEFM**, en el que se pueden depositar las "Cartas al Director", escritos sobre temas de debate entre los socios, sugerencias, noticias sobre el desarrollo de los grupos de trabajo, etc.

Queremos que consideréis esta revista como un instrumento que ponemos en las manos de todos los profesionales de la Física Médica, al mismo tiempo que os invitamos a todos y cada uno a contribuir con vuestros trabajos para hacer de esta publicación una revista de prestigio ya que de todos es conocido que las sociedades científicas son consideradas según la calidad de sus publicaciones.

Somos conscientes de la dificultad de alcanzar desde el principio el nivel de calidad que todos esperamos y deseamos. Por eso os rogamos sepáis disculpar los defectos de este número cero y nos ayudéis a ir superándolos en los próximos.

# Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM

J. Pérez Calatayud\*, R. Arrans Lara\*\*, J. M.<sup>a</sup> De Frutos Baraja\*\*\*, A. Guisasola Berasategui\*\*\*\*, J. Macías Jaén\*\*\*\*\*, J. Valverde Morán\*\*\*\*\*

\*Hospital Universitario La Fe, Valencia. \*\*Hospital Universitario Virgen de la Macarena, Sevilla. \*\*\*Hospital Universitario de Valladolid, Valladolid. \*\*\*\*Instituto Oncológico Guipúzcoa, Donostia. \*\*\*\*\*Hospital Carlos Haya, Málaga. \*\*\*\*\*Servicio Inspección y Acreditación Sanitaria, Madrid.

## Resumen

El objetivo de este trabajo ha sido el estudio de determinados aspectos de la dosimetría clínica en braquiterapia teniendo en cuenta las necesidades y particularidades en nuestro país, España. Estos son la calibración de las fuentes, las tablas de tasas de dosis en agua alrededor de las mismas y el control de calidad en fuentes, aplicadores y equipos. El propósito ha sido describir las recomendaciones más recientes y aceptadas en estos aspectos intentando primar el punto de vista práctico.

*Palabras clave:* Braquiterapia, dosimetría, calibración, sistemas planificación, garantía calidad.

## Abstract

The purpose of this report has been the study of a part of clinical dosimetry in brachytherapy attending to the specific requirements in our country, Spain. They are the calibration of the sources, dose rate tables around the sources and quality control in sources, applicators and brachytherapy Units. The aim of this work has been to describe the most recent and internationally well accepted protocols and recommendations on these topics giving priority to the practical point of view.

*Keywords:* Brachytherapy, dosimetry, calibration, planning systems, quality assurance.

## Contenido

### PROPÓSITO

#### 1. CALIBRACIÓN EN BRAQUITERAPIA

- 1.1. ESPECIFICACIÓN DE LAS FUENTES EN BRAQUITERAPIA
- 1.2. CALIBRACIÓN EN BRAQUITERAPIA
- 1.3. DETECTORES POZO
- 1.4. CALIBRACIÓN DE FUENTES CON DETECTORES POZO
- 1.5. CALIBRACIÓN DE FUENTES DE <sup>192</sup>Ir DE ALTA TASA O PULSADA CON CÁMARA CILÍNDRICA
- 1.6. HOMOGENEIDAD EN HILOS DE <sup>192</sup>Ir

#### 2. DOSIMETRÍA CLÍNICA: SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN Y MATRICES DE DOSIS

#### 2.1. SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN EN BRAQUITERAPIA

#### 2.2. MATRICES DE DOSIS ALREDEDOR DE LAS FUENTES

#### 3. CONTROL DE CALIDAD EN FUENTES, APLICADORES Y EQUIPOS

- 3.1. DESCRIPCIÓN DE LOS EQUIPOS CON CARGA DIFERIDA AUTOMÁTICA
- 3.2. CONTROL DE CALIDAD DE LAS FUENTES
- 3.3. CONTROL DE CALIDAD DE LOS APLICADORES
- 3.4. CONTROL DE CALIDAD EN EQUIPOS DE LDR
- 3.5. CONTROL DE LA CALIDAD EN EQUIPOS DE ALTA TASA Y PULSADA

#### 4. EQUIPAMIENTO NECESARIO

#### 5. BRAQUITERAPIA EN EL REAL DECRETO 1566/1998

#### APÉNDICE

#### REFERENCIAS

## Propósito

El objetivo del presente trabajo ha sido el estudio de una parcela de la dosimetría clínica en Braquiterapia (BT). Dado que existen publicaciones recientes<sup>1,2,3</sup> que recogen todos los aspectos de la radiofísica en BT, hemos seleccionado unas líneas que, desde nuestro punto de vista, requieren mayor atención por las limitaciones y características concretas existentes en nuestro país en este campo. Estas son:

- *Calibración de Fuentes:* Se ha pretendido revisar este tema recogiendo las recomendaciones y publicaciones existentes y concretando los procedimientos de medida y sistemática más aceptados. Se describe también en detalle el procedimiento de calibración de <sup>192</sup>Ir de Alta Tasa (HDR) y Tasa Pulsada (PDR) por el método interpolativo en aire.

- *Matrices de Dosis:* Hemos intentado abordar la recogida de datos en la literatura de dosis alrededor de los diferentes modelos de fuentes existentes en España, incluyendo las tablas completas para las fuentes de uso más extendido. Estas matrices son el elemento básico para caracterizar a la fuente en los Sistemas de Planificación (SP) o para verificar sus limitaciones. No se tratan los aspectos del SP y la Garantía de la Calidad (GC) del mismo que van a recogerse en el Grupo de Trabajo de GC en SP de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM) y del que existen publicaciones recientes exhaustivas<sup>4</sup>.

- *Control de Calidad en Fuentes, Aplicadores y Equipos:* Se han recogido contenidos, procedimientos, periodicidad y tolerancias de distintos protocolos, recomendaciones y publicaciones de amplia aceptación en BT de Baja Tasa (LDR), PDR y HDR.

Añadido a esto se incluye brevemente la especificación de las fuentes, el nuevo formalismo ICWG-TG43 y comentarios al Real Decreto sobre criterios de calidad en radioterapia (RD) en la parte de BT<sup>5</sup>. En este trabajo se contemplan las fuentes de <sup>137</sup>Cs (LDR), <sup>192</sup>Ir (LDR, PDR, HDR) y <sup>125</sup>I (LDR), que son en la actualidad las de uso más extendido en España. No se contemplan fuentes emisores  $\beta$  ni las nuevas fuentes de próxima incorporación en BT intravascular; estas últimas están tratadas exhaustivamente en el Informe del TG60 de la AAPM<sup>6</sup>.

Nuestro ánimo ha sido recoger lo que creemos más reciente y aceptado, indicando referencias de distintas líneas cuando existan e intentando primar el punto de vista práctico. Se pretende que este trabajo se de utilidad para la actualización en estos temas.

## 1. Calibración en braquiterapia

En este apartado se describe la justificación de la especificación de las fuentes en Tasa de Kerma de Referen-

cia en Aire, junto con la necesidad, instrumental y sistemática de calibración de las mismas.

### 1.1. Especificación de las fuentes en braquiterapia

#### 1.1.1. Especificación

Son numerosas las recomendaciones internacionales que indican la conveniencia de especificar las fuentes en unidades de magnitud tasa de kerma en aire<sup>7-14</sup>, tanto en los certificados de los Laboratorios de Calibración, como en los SP, así como en datos de matrices de dosis publicados en la literatura y en la prescripción y documentación en los tratamientos.

En la práctica todavía no se ha alcanzado esta unanimidad, manteniéndose el uso de las especificaciones clásicas. Por ello y dado que este aspecto crítico lleva asociado una mayor probabilidad de errores en la dosimetría clínica<sup>15</sup>, se revisarán brevemente las distintas formas de especificación de las fuentes y sus relaciones.

Las formas habituales en las que se han especificado las fuentes son:

- 1) Actividad
- 2) Tasa de exposición nominal ( $\dot{X}_N$ )
- 3) Tasa de kerma Normal o de Referencia en aire ( $\dot{K}_R$ )

La **Actividad** de un radionúclido se define por el número de transformaciones nucleares espontáneas que se producen por unidad de tiempo, siendo su unidad SI el Bq. El concepto de actividad más extendido en Braquiterapia es el de **actividad aparente o equivalente** de una fuente ( $A_a$ ), que se define como la actividad de una fuente puntual del mismo radionúclido sin filtración, que proporciona igual tasa de kerma en aire a la misma distancia del centro de la fuente. Esta distancia debe ser lo bastante grande para que la fuente pueda considerarse puntual. Históricamente, se ha utilizado la extensión **miligramos de Radio equivalente** ( $M_{eq}$ ) expresado en  $mgRa_{eq}$  que se define como la actividad de un radionúclido que libera el mismo kerma a la misma distancia de la fuente que una carga puntual de Radio filtrada por 0,5 mm de Platino, utilizando un valor de la Constante de Tasa de Exposición para el Radio de  $8,25 \text{ Rh}^{-1}\text{mg}^{-1}\text{cm}^2$ .

La **Tasa de Exposición Nominal** ( $\dot{X}_N$ ), se define como la tasa de exposición de la fuente considerada a una distancia de referencia de 1 metro, corrigiendo por la atenuación y dispersión en el aire. Se expresa habitualmente en  $\text{mRh}^{-1}$  a 1m.

La **Tasa de Kerma Normal o de Referencia en Aire** ( $\dot{K}_R$ ), se define<sup>9,14</sup> como la tasa de kerma en aire en el seno de aire a una distancia de referencia de 1 metro, corrigiendo por atenuación y dispersión en aire. Para fuentes lineales, la dirección desde el centro de la fuente al punto de referencia debe ser perpendicular al eje longitudinal de la fuente. Tradicionalmente se ha expresado

en unidades  $\text{Gys}^{-1}\text{m}^2$  o submúltiplos de ésta unidad como  $\text{mGyh}^{-1}\text{m}^2$ , o para fuentes de baja tasa en  $\mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$  (numéricamente igual a  $\text{cGyh}^{-1}\text{cm}^2$ ). Como se indica en el ICRU58<sup>14</sup>, en la definición quedan fijadas las condiciones de medida (1 metro) de ahí que la unidad no deba incluir el  $\text{m}^2$ . Así pues, se debe expresar en  $\text{Gys}^{-1}$  a 1 m o bien en  $\mu\text{Gyh}^{-1}$  a 1 m.

Aunque la distancia de referencia es 1 metro, las medidas para obtener el valor de  $\dot{K}_R$  pueden realizarse a cualquier distancia, con la restricción de que ésta sea lo suficientemente grande para que la fuente pueda considerarse puntual; en este caso  $\dot{K}_R$  será el producto de la tasa de kerma y el cuadrado de la distancia.

Las relaciones entre estas distintas magnitudes de especificación son:

$$\dot{X}_N = A_a \Gamma_\delta \quad [1.1.1]$$

$$\dot{K}_R = 8,73 \dot{X}_N \quad [1.1.2]$$

$$\dot{K}_R = 7,23 M_{eq} \quad [1.1.3]$$

siendo  $\Gamma_\delta$  ( $\text{mRh}^{-1}\text{m}^2\text{MBq}^{-1}$ ) la Constante de la Tasa de Exposición y utilizando unidades para  $\dot{X}_N$  ( $\text{mRh}^{-1}$ ),  $\dot{K}_R$  ( $\mu\text{Gyh}^{-1}$ ) y  $A_a$  ( $\text{MBq}$ ).

La utilización cada vez menos frecuente de  $M_{eq}$  se debe, no sólo al desuso del  $^{226}\text{Ra}$  en Braquiterapia, sino también a los errores asociados a esta magnitud<sup>16</sup>. La ventaja de la especificación en  $\dot{X}_N$  o  $\dot{K}_R$  es evidente, ya que incluye el efecto del filtrado y autoabsorción en el plano meridiano y no lleva asociada ningún error en la elección de la constante de tasa, además de ser cantidades directamente medibles<sup>17,18</sup>. Con la adopción del Sistema Internacional de Unidades, se ha abandonado  $\dot{X}_N$  en favor de  $\dot{K}_R$ .

La AAPM recomienda la especificación de lo que denomina **Air Kerma Strength** ( $S_k$ ), definida como la tasa de kerma en aire multiplicada por el cuadrado de la distancia de calibración<sup>1,10</sup>:

$$S_k (\mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2) = \dot{K} (\mu\text{Gyh}^{-1})l(\text{m})^2 \quad [1.1.4]$$

siendo las condiciones de corrección en aire las mismas que para  $\dot{K}_R$ . Dado que en  $\dot{K}_R$  la distancia es 1 metro, el resultado numérico será el mismo que con  $S_k$ . También en algunos trabajos se simplifica la unidad<sup>19</sup>:

$$IU = 1\mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$$

El término "intensidad" que suele aparecer como traducción de "strength" no es adecuado<sup>20</sup> por lo que en este trabajo se intenta evitar su uso. En adelante se simplifica por **TKRA** la tasa de kerma de referencia en aire.

### 1.1.2. Especificación en los certificados del suministrador

La realidad es que todavía algunas casas suministradoras de fuentes usan  $\dot{X}_N$ , e incluso para algunas fuentes, el dato que se aporta es  $A_a$  exclusivamente, por lo que antes de aceptar la fuente es preciso exigir certificados con especificaciones adecuadas.

En el caso de que sólo aparezca  $A_a$ , el error que se puede cometer es importante: la selección por parte del usuario de un valor de la constante de tasa de exposición  $\Gamma_\delta$  para el cálculo en el SP puede ser diferente de la que ha utilizado el fabricante. La disparidad de valores de estas constantes de tasa de exposición en la literatura y las diferentes condiciones de su especificación (con y sin efecto de la filtración incluida) pueden conducir a errores considerables. Como ejemplo, se pueden citar los valores recogidos por Jayaraman<sup>15</sup> desde  $0,3 \text{ mRh}^{-1}\text{m}^2\text{mCi}^{-1}$  a  $0,331 \text{ mRh}^{-1}\text{m}^2 \text{mCi}^{-1}$  para  $^{137}\text{Cs}$  y desde  $0,4002 \text{ mRh}^{-1}\text{m}^2 \text{mCi}^{-1}$  a  $0,5 \text{ mRh}^{-1}\text{m}^2 \text{mCi}^{-1}$  para  $^{192}\text{Ir}$ .

Es pues imprescindible que en el certificado se especifique claramente en cuál de las magnitudes descritas viene expresada la fuente y, en caso de que solamente venga en actividad, qué constantes se han usado para calcularla, ya que esos valores de las constantes son los que se deben introducir en el SP. De igual forma, si lo que se especifica es la actividad, debe quedar reflejado de forma inequívoca en el certificado si se trata de actividad aparente o no.

### 1.1.3. Especificación en los Sistemas de Planificación

Las recomendaciones internacionales<sup>10</sup> indican la necesidad de que los SP acepten la especificación de las fuentes exclusivamente en tasa de kerma de referencia en aire, así como que el algoritmo de generación de las fuentes se realice, cuando sea el caso, basado en ésta.

La realidad es que en la actualidad muy pocos son los SP que lo cumplen, generalmente los más recientes. La diversidad de especificación es amplia: desde los que aceptan cualquier modo de especificación hasta los que exclusivamente admiten actividades. Dentro de estos últimos los hay que utilizan  $A_a$ , pero otros requieren la actividad sin la corrección de autoabsorción y filtro, es decir una actividad que podríamos denominar *actividad contenida*  $A_c$ . Veamos una forma de obtener este valor en estos casos.

Denominaremos  $F$  a una función que tiene en cuenta el efecto de la filtración y autoabsorción de la fuente,  $G$  a una función que tiene en cuenta la geometría de la fuente (factor geométrico), siendo  $\Gamma_\delta$  la constante de tasa de exposición. Las relaciones que podemos establecer entre las variables de especificación de las fuentes son las siguientes:

$$A_a = A_c F \quad [1.1.5]$$

$$\dot{X}_N = A_c \Gamma_\delta F G \quad [1.1.6]$$

Si asumimos aproximación de fuente puntual, las funciones  $F$  y  $G$  tienen las siguientes expresiones:

$$F = e^{-\mu_s e_s} e^{-\mu_f e_f} \quad [1.1.7]$$

$$G = \frac{1}{r^2} \quad [1.1.8]$$

donde  $\mu_s$  es el coeficiente de autoabsorción lineal de la fuente,  $\mu_f$  el coeficiente de atenuación lineal del filtro,  $e_s$  es el radio interno de la fuente y  $e_f$  el espesor del filtro. En el punto de calibración, la distancia a la fuente es mucho mayor que su longitud. Así pues, puede realizarse esta aproximación puntual con un error mínimo; por ejemplo, en el caso extremo de un hilo de  $^{192}\text{Ir}$  de 14 cm el error a 1 m es del 0,2%<sup>21</sup>.

En los SP que obligan a introducir actividades y constantes de tasa, éstas deben ser exactamente las que se hayan utilizado para el cálculo de la actividad a partir de la especificación del certificado, de esta manera no tiene trascendencia el valor concreto tomado de  $\Gamma_\delta$ . Como es obvio, es muy importante interpretar adecuadamente el certificado de la fuente y adaptarlo a las necesidades del SP conociendo en detalle el procedimiento de cálculo y algoritmo del mismo.

Para verificar que la TKRA de la fuente se ha introducido correctamente y tanto el algoritmo como procedimiento del SP calculan de manera adecuada, es conveniente realizar esta sencilla comprobación<sup>21</sup>:

- Declarar y generar la fuente sin la corrección de atenuación ni dispersión en el tejido, esto es, que los coeficientes sean tales que esta función dé 1.
- Realizar un plan con la fuente y un punto de cálculo en el eje perpendicular de la misma a una distancia igual a la de calibración, o el más alejado que permita el Sistema de Planificación, y comparar con el  $\dot{K}_R$  del certificado.

Cuando no sea posible acceder a la función de atenuación en tejido, o la matriz se ha introducido directamente en el SP, se puede realizar el cálculo anterior y aplicarle externamente el valor, por ejemplo, de la función de Meisberger para esa distancia<sup>22</sup>. Esta simplificación es adecuada dada la validez de la aproximación de geometría puntual en este cálculo.

## 1.2. Calibración en braquiterapia

### 1.2.1. Necesidad de calibración independiente

Todas las recomendaciones internacionales indican la necesidad de una verificación de la TKRA de las fuentes previa a su aplicación a los pacientes<sup>23,24</sup>, y así lo recoge el RD<sup>5</sup>.

Las fuentes de BT se acompañan con un certificado del suministrador, pero la verificación de la TKRA por el usuario es necesaria no sólo para contrastar con éste, sino para asegurar la trazabilidad a patrones aceptados internacionalmente.

Algunos certificados del suministrador se especifican con intervalos de incertidumbre o límites de variación de hasta  $\pm 10\%$  por lo que, si se utilizan estos datos, este grado de incertidumbre se traslada a todo el proceso de la dosimetría en BT, alcanzando valores de incertidumbre muy por encima de lo deseable. Por otro lado, con la verificación se evitan los errores en la declaración de la TKRA por parte del fabricante. En la literatura<sup>13,25</sup> se citan casos con desviaciones mayores del 10%.

Por lo tanto, el Radiofísico deberá realizar una calibración de las fuentes, comparando sus resultados con los valores del certificado del suministrador, teniendo en cuenta las incertidumbres asociadas.

### 1.2.2. Detectores utilizados

En principio, la TKRA de las fuentes de BT se puede medir con varios tipos de detectores<sup>1</sup>, fundamentalmente detectores pozo, cámaras cilíndricas de pequeño volumen habituales en teleterapia, y cámaras de gran volumen. Las dos primeras son las más utilizadas. Tradicionalmente los detectores pozo se han utilizado para LDR y las cilíndricas para HDR y PDR. Las características del detector apropiado dependen en gran medida de la energía y nivel de TKRA de la fuente que se pretende medir. La ventaja de la resolución espacial de las cámaras con pequeños volúmenes está reñida con el nivel de señal en el punto de calibración a una distancia adecuada.

### 1.2.3. Sistemática. Laboratorios de Calibración

Nos referiremos al caso de los detectores habituales en las Unidades de Radiofísica, es decir, cámaras de ionización tipo dedal, normalmente de 0,6 cm<sup>3</sup> de volumen, y cámaras de ionización tipo pozo.

Con la primera, en los Laboratorios de Calibración se pueden obtener factores de calibración para el haz de Cobalto (en el que se basan las calibraciones de Co, RX de aceleradores y electrones), para  $^{137}\text{Cs}$  y para determinadas calidades de RX en el rango del kV. Como veremos en el apartado 1.5, mediante una combinación y operación determinada de estos factores se puede obtener un factor de calibración para aplicar a las medidas en aire de las fuentes de HDR y PDR de  $^{192}\text{Ir}$ .

En el caso de las cámaras tipo pozo, la calibración en los Laboratorios debe ser específica para el modelo de fuente con el que se van a verificar las TKRA. Los Laboratorios pueden realizar esto de dos formas:

- Enviando una fuente *patrón* al usuario, es decir, una fuente en la que se ha determinado de manera muy precisa su TKRA. El Radiofísico mediante el detector pozo con un inserto apropiado a ese modelo de fuentes, compara la lectura de la fuente patrón con la de las diferentes fuentes a calibrar del mismo modelo. Como veremos en el apartado 1.3 relativo al detector pozo, la calibración se transfiere con el conjunto cámara mas inserto y sólo es válida para exactamente ese modelo de fuente, dada la criticidad de la sensibilidad del detector con estos factores. Evidentemente, si el nivel de TKRA de la fuente patrón es mucho menor que la fuente a calibrar se debe tener en cuenta el comportamiento del detector respecto al efecto de recombinación.

- Realizando una calibración del conjunto electrómetro mas detector pozo, junto con los insertos que se utilizarán, en el Laboratorio de calibración, con lo que el Radiofísico recibe un certificado de calibración del sistema para un modelo de fuente específico y un inserto que permite fijar adecuadamente la posición de la fuente. Este certificado especifica los parámetros de trabajo del sistema cámara-electrómetro calibrado, así como las condiciones de irradiación: características de la fuente patrón con las que se ha realizado la transferencia del factor de calibración, voltaje de polarización y tipo de inserto empleado.

Habitualmente, este segundo método es el preferido<sup>24</sup>, aunque la elección de uno u otro siempre dependerá del número de fuentes del mismo tipo, nivel de TKRA y de que se plantee en la adquisición inicial del sistema de medida o no.

Para los detectores pozo, es aconsejable utilizar entre períodos de calibración una fuente de vida larga como <sup>137</sup>Cs para controlar su estabilidad previamente a cada utilización. Cuando no se disponga de este tipo de fuentes, la verificación de la constancia en la respuesta se puede realizar con un haz de la unidad de cobalto<sup>24</sup> en condiciones geométricas bien determinadas, o en su defecto, al menos, con RX de un acelerador.

#### 1.2.4. Tipos de trazabilidad

En este contexto, se denomina *trazabilidad*<sup>1,2</sup> al proceso de trasladar o diseminar factores de calibración, mediante fuentes o sistemas de medida, desde una referencia denominada *estándar o patrón*.

Los Laboratorios capaces de proporcionar calibraciones en el campo de la dosimetría se pueden clasificar en Primarios y Secundarios. Estos últimos están acreditados para realizar calibraciones y sus fuentes y detectores han sido calibrados frente a las fuentes y detectores del Primario. En este contexto denominaremos *calibrador* al conjunto de una cámara ionización y electrómetro capaz de realizar medidas de TKRA.

Los niveles de trazabilidad son<sup>1</sup>:

- *Trazabilidad Directa*. Se establece cuando un calibrador o una fuente ha sido calibrada en un Laboratorio Primario de Calibración Dosimétrica (LPCD) o en un Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD).

- *Trazabilidad Secundaria*. Se establece cuando una fuente se calibra por comparación con otra fuente de igual diseño y TKRA similar (fuente patrón), la cual a su vez tiene una trazabilidad directa, o cuando la fuente se calibra mediante un calibrador con trazabilidad directa.

- *Trazabilidad Secundaria por Inferencia Estadística*. Se establece para un grupo de fuentes de las cuales se ha extraído una muestra aleatoria adecuada para su calibración con trazabilidad secundaria.

- *Trazabilidad Remota*. Se establece al tomar como único estándar o patrón la calibración del certificado del suministrador, pudiendo éste no ser trazable a patrones nacionales o internacionales.

#### 1.2.5. Recomendaciones internacionales

A continuación, recogemos las recomendaciones internacionales en cuanto a la calibración, fundamentalmente las recogidas por el TG 56 de la AAPM<sup>1</sup>.

- Las fuentes empleadas en BT deben poseer una calibración con trazabilidad directa o secundaria a los patrones nacionales o internacionales<sup>1,2,14</sup>. En el caso de nuevos radionúclidos introducidos en BT, para los que no exista aún un patrón nacional o internacional adecuado, puede emplearse la trazabilidad remota como vía para establecer temporalmente un patrón local<sup>1,2</sup> o intentar desarrollar un patrón provisional propio<sup>1</sup>.

- Para estas fuentes, y en general para aquellas para las que los Laboratorios no dispongan de la posibilidad de facilitar factores de calibración, se recomienda<sup>1</sup> que al menos se " calibre " el detector con uno de los certificados del fabricante y así se pueda verificar el resto de fuentes del mismo modelo que sirva el fabricante para asegurar que no cambia su patrón. La otra posibilidad que apunta es compleja: el desarrollo de procedimientos de calibración a partir de cámaras especiales citados en<sup>1,2</sup> trasladando los factores de calibración de otras condiciones<sup>26-28</sup>. La aproximación más apropiada consiste en comparar las TKRA de la fuente que se pretende calibrar y la patrón en aire a una distancia suficiente para que se minimicen las diferencias geométricas entre las mismas, utilizando una cámara de ionización de gran volumen<sup>24</sup>.

Por tanto, es fundamental considerar en las condiciones de adquisición de las fuentes, el que éstas dispongan de posibilidad de calibración en los Laboratorios actuales.

- Idealmente, toda fuente que va a ser implantada en un paciente debe estar calibrada. En la práctica, sin em-

bargo, debido a limitaciones de tiempo, recursos, exposición del personal o restricciones de otra índole, hacen que esto no siempre se cumpla. Se recomienda que todas las fuentes de vida media larga estén calibradas. La trazabilidad por inferencia estadística puede ser apropiada para fuentes de periodo corto, dependiendo de la cantidad de fuentes, así como por la agrupación por actividad establecida. Si el conjunto contiene pocas fuentes, se recomienda la calibración de todas y cada una de ellas. Para conjuntos grandes de fuentes similares, se recomienda calibrar una muestra aleatoria de al menos un 10% de la cantidad total de fuentes. Para fuentes adquiridas en configuración estéril, se recomienda comprar y calibrar una fuente no estéril por cada agrupación de TKRA<sup>1</sup>.

- Cualquier grupo de fuentes nominalmente idénticas tiene una dispersión inherente en el valor de sus TKRA. En la práctica, esas fuentes habitualmente se consideran iguales utilizándose la TKRA media en los cálculos. Esto se aplica también a los sistemas de carga diferida que utilizan un grupo de fuentes. No se deben aceptar para uso clínico aquellas fuentes que se desvíen más del  $\pm 5\%$  de la TKRA media<sup>14</sup>.

- El fabricante asigna una calibración a las fuentes de BT. Cada institución debe tener un sistema para medir la TKRA de la fuente con trazabilidad secundaria para todos los tipos de fuentes utilizados<sup>1,23</sup>. Es responsabilidad de la institución verificar si la calibración del fabricante es correcta<sup>1</sup>.

- La institución debería comparar el valor establecido por el fabricante con el patrón de la institución. Se recomienda que si se obtiene una discrepancia mayor del  $\pm 3\%$ , debe investigarse la fuente de esta diferencia; si la discrepancia excediera del  $\pm 5\%$  se recomienda notificar este hecho al fabricante. Es siempre aconsejable requerir al fabricante que revise su proceso de calibración de las fuentes para ayudar a resolver esas discrepancias<sup>1</sup>.

Si se dispone de un programa o sistema redundante adecuado para verificar que el sistema dosimétrico de la institución no ha variado en el tiempo, todavía existirá un pequeño riesgo de error si se emplease el resultado de la calibración de la institución cuando ésta difiere en más de un  $\pm 5\%$  del valor establecido por el fabricante<sup>1</sup>. Debe entenderse que el límite del  $\pm 3\%$  indicado se aplicará a la media en el caso de un lote de fuentes del mismo tipo y TKRA; dado que una fuente individual puede diferir de la media en un porcentaje mayor, se recomienda que la desviación estándar para fuentes individuales no supere el  $\pm 5\%$ <sup>1</sup>.

Lógicamente, esto será aplicable siempre que los niveles de incertidumbre del certificado del fabricante sean los adecuados. De lo contrario, la aplicabilidad se debería adaptar a los niveles de incertidumbre indicados en el certificado.

Como indica Brosed<sup>20</sup>, el procedimiento que propone el TG56, también recogido por el RD<sup>5</sup>, ignora las incer-

tidumbres del fabricante y las del radiofísico al medir. Lo ortodoxo, lógico y correcto sería que el fabricante diera un valor  $A$  con una incertidumbre ( $k=2$ )  $I_A$  y el radiofísico determinase un valor  $B$  con una incertidumbre ( $k=2$ )  $I_B$ . Ambas medidas serán compatibles cuando un intervalo esté comprendido dentro del otro,  $[B-I_B, B+I_B] \subset [A-I_A, A+I_A]$ , serán de compatibilidad dudosa cuando alguna zona de  $[B-I_B, B+I_B]$  no esté dentro de  $[A-I_A, A+I_A]$ , y serán medidas incompatibles cuando  $[B-I_B, B+I_B]$  este fuera de  $[A-I_A, A+I_A]$ .

En este sentido, debe exigirse en las condiciones de adquisición de la fuente que los valores de incertidumbre en el certificado del suministrador no superen el  $\pm 5\%$ , así como que este valor se haya obtenido con un sistema trazable a patrones internacionales.

- Para las fuentes de HDR y PDR se recomienda que la calibración se realice mediante un detector de pozo, al igual que las de LDR, con el factor de calibración procedente del Laboratorio acreditado<sup>1</sup>.

- Un procedimiento alternativo aceptable pero no recomendado para estas fuentes, es la adopción del método interpolativo en aire mediante la cámara de ionización apropiada directamente trazable a calibraciones en kerma en aire para <sup>137</sup>Cs y ortovoltaje<sup>1</sup>.

La elección del detector pozo, con un inserto adecuado, frente a la cámara dedal en aire se justifica por razones de economía de tiempo, medios, complejidad técnica y reproducibilidad en el entorno clínico.

- Se debe realizar un control de confirmación de la TKRA de la fuente de HDR o PDR con un patrón terciario capaz de detectar errores o cambios en la respuesta del patrón secundario mayores del  $\pm 5\%$ <sup>1</sup>.

Para maximizar la redundancia, se indica que el patrón terciario debería utilizar una cámara y electrómetro diferentes. Si se utiliza una cámara dedal para medida en aire, debería realizarse en una geometría fija, habiéndose calibrado previamente frente al patrón secundario.

#### 1.2.6. Sistemas redundantes

Sobre los sistemas denominados redundantes, la AAPM<sup>23</sup> y OIEA<sup>2</sup> recogen su definición, componentes, posibilidades y recomendaciones.

Se entiende por sistema redundante un conjunto de fuentes y detectores de radiación, cuyas características radiológicas son predecibles con un elevado grado de reproducibilidad<sup>2,23</sup>. Dichas fuentes y detectores se intercomparan periódicamente para comprobar si ha variado alguna de sus características.

Un sistema redundante mínimo de dos componentes sería un detector pozo calibrado para un determinado isótopo y una fuente de  $T_{1/2}$  largo y bien conocido (por ejemplo <sup>137</sup>Cs o <sup>90</sup>Sr) e integridad mecánica fiable que nos asegurase la estabilidad en su respuesta. El TG40 de la AAPM<sup>23</sup> y OIEA<sup>2</sup> recomiendan añadir componentes a

este sistema como serían otro calibrador pozo o de dedal con mecanismo de colocación preciso, fuentes "patrón", certificados del suministrador, etc.

Cuando se establece por primera vez un sistema redundante, todos los componentes deben ser intercomparados. Posteriormente, siempre que se vayan a medir fuentes de uso clínico, la respuesta del calibrador se coteja con el decaimiento de la fuente de referencia (como mínimo). Si estos dos componentes no concuerdan, se puede incluir un tercero o incluso un cuarto componente en la intercomparación, con objeto de resolver la discrepancia. Todos los componentes de un sistema redundante se deben intercomparar al menos anualmente.

### 1.2.7. Disponibilidad de patrones

En la actualidad existen patrones en Laboratorios de Calibración para varios tipos de fuentes de LDR tanto de  $^{137}\text{Cs}$  como de  $^{192}\text{Ir}$ <sup>1</sup>. En el caso de fuentes de  $^{125}\text{I}$ , actualmente el NIST de USA (*National Institute of Standards and Technology*) ha modificado el patrón que se venía utilizando, ya que la medida de la TKRA en aire contiene una contribución de rayos X fluorescentes de muy baja energía originados por el filtro de la fuente, que no contribuyen a la dosis en tejido<sup>1</sup>.

Para las fuentes de HDR y PDR ( $^{192}\text{Ir}$ ) no existe actualmente en los Laboratorios un patrón primario de kerma en aire directamente aplicable. Provisionalmente, el método secundario de medida en aire interpolando el factor de calibración (como se describe en el apartado 1.5) se ha convertido interinamente en el patrón para la medida de la TKRA de estas fuentes. Este método se ha implementado en los Laboratorios y con él se transfiere la calibración a detectores de pozo.

## 1.3. Detectores pozo

### 1.3.1. Tipos de detectores pozo

El detector tipo pozo ("*Re-entrant chamber*" o "*well-ization chamber*") está siendo cada vez más utilizado en BT. Tradicionalmente, existen detectores de pozo de tres tipos:

- Los tradicionales "activímetros" para medir actividades en Medicina Nuclear.
- Los utilizados para medir TKRA en fuentes de LDR, por ejemplo tubos de  $^{137}\text{Cs}$ , semillas de  $^{125}\text{I}$ , hilos y semillas de  $^{192}\text{Ir}$ , etc.
- Los detectores diseñados para la medida de TKRA en fuentes de HDR de  $^{192}\text{Ir}$ , que permiten medir las corrientes asociadas a valores grandes de TKRA de estas fuentes.

Los primeros tienen una configuración específica para la actividad, estado, contenedor y precisión requerida pa-

ra los radiofármacos en Medicina Nuclear y se calibran a partir de configuraciones patrón, es decir, un isótopo en la misma cantidad, en el mismo vial y con la misma extensión del que se desea medir. Por tanto, su uso para la calibración de fuentes en BT no se aconseja<sup>29</sup>. Se podría utilizar como una segunda garantía de constancia de la TKRA, con márgenes de fidelidad y diseño de insertos adecuados. La OIEA<sup>2</sup> indica que en los servicios que utilizan LDR, excepcionalmente y sólo en el caso de que no se disponga de detector pozo, el radiofísico debería, por lo menos, hacer una evaluación relativa de sus fuentes utilizando estos *curímetros* conociendo siempre las características lineales y pérdidas por recombinación del equipo así como que posea, al menos, una fuente "patrón" de cada radionúclido y tipo de fuente para hacer la comparación.

Los detectores de pozo diseñados para LDR no se pueden utilizar, lógicamente, para HDR, dado que no soportan los niveles de corriente asociados a esta última, a la vez que la medida resulta ser muy crítica.

Lo más adecuado, lógicamente, es disponer de una cámara pozo adaptada para HDR y con ella medir la TKRA también para las fuentes de LDR. En la actualidad han aparecido en el mercado varios modelos de este tipo de cámara<sup>25,30</sup>, que la convierten en la más adecuada para los Servicios con BT. A este último tipo de detectores es al que nos referiremos en este apartado, con una breve descripción de su geometría, principio de medida y programa de garantía de su calidad.

### 1.3.2. Descripción y principio de medida

Un esquema de la sección de este tipo de detector es el indicado en la Figura 1.3.1. Consta de una cavidad central donde se acomodan los insertos especiales que se ajustan a ella y la rellenan; en el centro de los mismos se adaptan las guías adecuadas a los tipos de fuente, fijando su profundidad mediante espaciadores que la sitúan en el lugar apropiado de medida. El volumen de

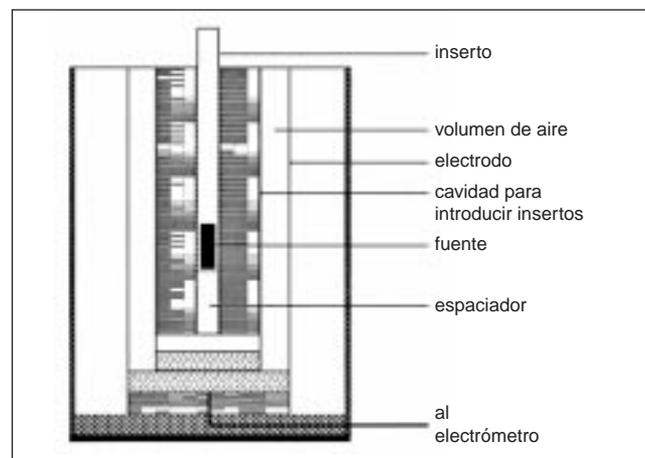


Figura 1.3.1.- Esquema de un detector pozo.

aire para la colección rodea a la fuente y presenta geometría cilíndrica.

Dada la geometría del detector, la respuesta varía mucho con los detalles de la fuente y su posición. Por ello, se utilizan dispositivos mecánicos o "insertos" que se adaptan exactamente a la cavidad y permiten fijar con precisión la posición de la fuente.

Con estos detectores se comparan las lecturas producidas por la fuente que se pretende calibrar y por una fuente patrón de la que se conoce su TKRA. Lógicamente, ambas deben ser idénticas en cuanto a construcción y se deben colocar exactamente en la misma situación dentro del detector.

### 1.3.3. Factores que influyen en la incertidumbre de la medida

Un detector de pozo es esencialmente  $4\pi$ , excepto por el pequeño ángulo sólido subtendido por la propia abertura del detector. Como la mayoría de fuentes no son isotrópicas, el detector es sensible a la orientación y situación de la fuente en el pozo.

En la Figura 1.3.2 se muestran unas curvas típicas de respuesta para estos detectores en las que se observa la variación de la sensibilidad relativa cuando se desplaza una fuente a lo largo del eje central de la cámara, variando por tanto su distancia al fondo de la misma; la respuesta en la parte central es uniforme variando considerablemente hacia los extremos. Por tanto hay que prestar especial atención en lo concerniente a reproducibilidad en la posición de la fuente y tanto más cuanto mayor sea su longitud.

La forma y características de esta curva de respuesta dependerá de cada modelo de detector pozo y de cada fuente. Debe obtenerse para cada situación concreta, cuantificando la zona uniforme. La curva puede ser así-

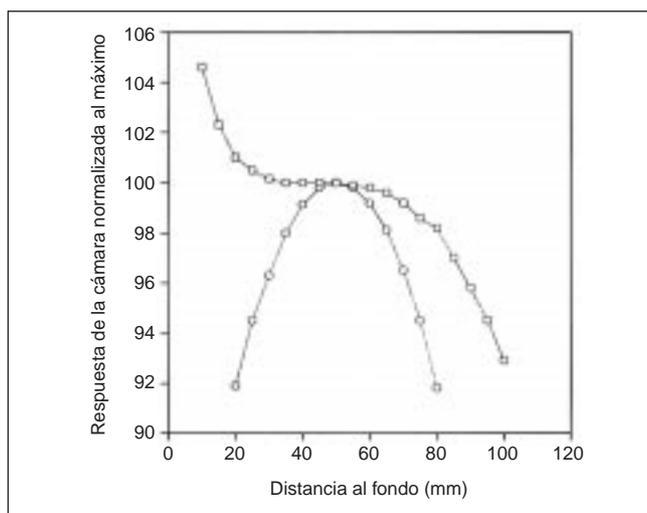


Figura 1.3.2. Ejemplos de respuestas típicas, simétricas y asimétricas, de un detector pozo en función de la distancia de la fuente al fondo.

métrica<sup>31</sup>, por lo que es necesario fijar el sentido de introducción de la fuente en el detector. Por otro lado, la respuesta del detector no debe variar con la orientación de la fuente. Este hecho debe verificarse variando el ángulo de rotación de la misma.

La sensibilidad de la cámara también depende del encapsulado de la fuente. Por tanto, no se pueden comparar fuentes, aún si son iguales en el interior, si tienen distinto filtrado. Por ejemplo, se obtiene un 14% de diferencia al comparar 2 semillas  $^{125}\text{I}$  de distinto encapsulado<sup>32</sup> o un 4% entre un tubo de  $^{137}\text{Cs}$  y una pequeña fuente esférica<sup>16</sup>.

Igualmente, la lectura dependerá de la longitud de la fuente. Para fuentes de longitud variable se han descrito algunas técnicas<sup>33</sup> que obtienen correcciones para realizar calibraciones con cualquier longitud, correcciones que dependen del radionúclido<sup>32</sup> y que trataremos más adelante.

La respuesta del detector pozo también es sensible, lógicamente, a la energía. Ejemplos en la literatura muestran un 12% de diferencia en la respuesta para  $^{226}\text{Ra}$  e  $^{192}\text{Ir}$  para una cámara ventilada<sup>16</sup> y 25% para una cámara llena de argón<sup>32</sup>.

Por lo tanto, para que un sistema cámara-electrómetro muestre el nivel de precisión adecuado en calibraciones de BT, se requiere un inserto especial que asegure la reproducibilidad en la posición de la fuente dentro de la cámara. A continuación vamos a recoger el resto de factores que influirán en la precisión de la medida.

Uno de ellos es la corrección por *recombinación* ( $k_{SAT}$ ), sobre todo para las fuentes de HDR. Para la determinación de  $k_{SAT}$  puede utilizarse el método de las dos tensiones teniendo en cuenta el caso de radiación continua<sup>34,35</sup>. Merece la pena hacer un pequeño inciso para establecer con claridad la distinción entre  $k_{SAT}$ ,  $A_{ion}$  y  $P_{ion}$  que aparecen en la literatura caracterizando este efecto.  $A_{ion}$  es la eficiencia frente a la recombinación (siempre menor o igual que 1),  $P_{ion}$  es su inversa, como  $k_{SAT}$ , factor correctivo de este efecto (siempre mayor o igual que 1)<sup>35</sup>.

La *linealidad* se determina habitualmente en el laboratorio durante la calibración del detector. Para su verificación se puede utilizar una fuente de vida corta realizando medidas periódicas y corrigiendo la lectura por el decaimiento<sup>32</sup>.

Las medidas se deben realizar en condiciones tales que la componente de dispersión en la habitación se reduzca al máximo, lo que se consigue situando la cámara a una distancia de al menos 1 metro de paredes y suelo<sup>24</sup>.

Es necesario mencionar que el espesor de material entre la fuente y el volumen detector debe ser suficiente para evitar contaminación por electrones.

Entre los detectores pozo los hay abiertos o ventilados al aire y cerrados con un gas determinado. En las cámaras abiertas es necesaria la corrección por presión y temperatura relativas a las condiciones en las que se ha establecido el factor de calibración. Igualmente, es necesario

un tiempo de aclimatación del detector para que el aire de su interior entre en equilibrio con el del ambiente; éste debe ser de al menos 30 minutos<sup>24</sup>.

Con las cámaras cerradas, diseñadas originalmente para isótopos de baja TKRA, se evita la corrección por las condiciones climáticas. Las cámaras de este tipo, llenas de argón, permiten aumentar las respuestas para isótopos de bajas energías como <sup>125</sup>I y <sup>103</sup>Pd, por aumento de probabilidad del efecto fotoeléctrico<sup>25</sup>. De la misma manera, permiten la medida de fuentes de LDR en modo corriente<sup>36</sup>. No obstante, tienen el inconveniente de que si la presión del gas es mucho mayor que la atmosférica, puede aparecer un problema de fuga lenta del gas, con el consiguiente cambio del factor de calibración. Por ello, la OIEA recomienda el uso de cámaras abiertas<sup>24</sup>.

Cuando se realizan medidas con fuentes de HDR, se puede inducir un aumento de la temperatura dentro de la cámara<sup>37</sup>. En estos casos se recomienda disminuir el tiempo de adquisición de cada medida individual<sup>13</sup> aumentando el número de medidas y el intervalo temporal entre ellas. En algunas cámaras existe un inserto especial para reducir este efecto.

#### 1.3.4. Programa de garantía de calidad en un detector de pozo

En este apartado se citan los controles, periodicidad y tolerancias recomendados para los detectores pozo. Básicamente son los recogidos por los grupos de la AAPM e OIEA<sup>1,2,23,24</sup>. Estos se recogen unificados en la Tabla 1.3.1.

**Calibración LPCD/LSCD.** Calibración con las características comentadas en el apartado 1.2. La periodicidad de la misma viene fijada por el tipo de fuente, siempre que en los controles asociados no se detecten anomalías que obliguen a la nueva calibración. Las recomendaciones en la periodicidad van desde 2 a 5 años<sup>1,2,24</sup>, aunque la recomendación mayoritaria es la primera.

Tabla 1.3.1

Frecuencias recomendadas para los controles periódicos de detectores pozo y tolerancias admitidas.

Control	Frecuencia	Tolerancia
Calibración LPCD/LSCD	I, F	R
Reproducibilidad	I, A	2%
Linealidad	I, BA	1%
Recombinación	I, A	1%
Dependencia geometría	I	R
Dependencia energía	I	R
Dependencia filtro	I	R
Ventilación	I, A	R
Redundancia	C	2%
Fugas	C	R

Nota: I: Inicial, en la adquisición del detector o tras reparación. F: Depende del tipo de fuente. A: Anual. BA: Bianaual. C: En cada uso. R: Valor de referencia documentado.

**Reproducibilidad.** Mediante medidas repetidas se puede determinar el grado de reproducibilidad del sistema de medida. Se entiende<sup>20</sup> por reproducibilidad la desviación estándar relativa de una serie de medidas. En cada medida se debe introducir la fuente atendiendo a la correcta orientación y ubicación de la misma dentro de la cámara. Tendrá en cuenta la estabilidad (reproducibilidad en el posicionado, la del electrómetro, etc...) de todo el sistema.

La reproducibilidad del conjunto detector debería ser mejor que el 2% y la razón señal/fugas mejor que 100:1<sup>23</sup>.

**Linealidad.** Observando la relación entre lectura y TKRA en el rango de uso se verifica la linealidad del sistema. Si esta no puede determinarse independientemente, se debe utilizar una fuente de vida corta aprovechando su decaimiento<sup>23</sup>.

**Recombinación.** La eficiencia por recombinación debería ser mejor que el 99%<sup>23</sup>. Este factor debe medirse cada vez que se realice la verificación de la TKRA inicial para fuentes de HDR.

**Dependencia geométrica.** Inicialmente se debe verificar la dependencia de la respuesta del detector con la situación y geometría de la fuente, obteniendo la curva de respuesta relativa en función de la distancia al fondo y fijando la posición de respuesta máxima. Para el caso de fuentes de longitud variable, como los hilos de <sup>192</sup>Ir, inicialmente se debe controlar la dependencia de la respuesta con la longitud de la fuente, calculando los factores correctivos que se tratarán en el apartado 1.4.

**Dependencia con la energía y filtración de la fuente.** Como se ha comentado anteriormente, la respuesta depende fuertemente del elemento y modelo de fuente. Inicialmente se debe documentar esta dependencia a partir de las medidas en la verificación de la TKRA para distintas fuentes e isótopos.

**Ventilación.** Debe comprobarse si la cámara es o no sellada y, en el caso que no lo sea, se debe verificar la respuesta en función de la temperatura.

**Fugas.** En cada utilización del detector se deben verificar que las fugas pre y post-irradiación están dentro de las especificaciones.

**Redundancia.** En los controles con los sistemas redundantes comentados. El método habitual de comprobar la estabilidad a largo plazo en la respuesta del sistema del detector pozo consiste en utilizar una fuente de <sup>137</sup>Cs situada en el detector con el inserto apropiado. Las lecturas corregidas por condiciones climáticas y decaimiento deberían permanecer dentro del 0,5%<sup>24</sup>-1%<sup>1</sup>. Otro método consiste en el uso de un haz de cobalto sobre la cámara en una disposición geométrica bien establecida. El tamaño del campo debe ser mayor que el diámetro de la cámara. Dada una dosis de 1 Gy al detector y corregida la lectura por condiciones climáticas, debería mostrar una constancia dentro del 1%<sup>24</sup>. Este test no sólo verifica la estabilidad de la cámara, sino que comprueba asimismo que mantiene su estanqueidad, en el caso de que sea cerrada.

### 1.3.5. Características deseables en un detector pozo

Los distintos factores que afectan a la incertidumbre de la medida apuntan claramente cuales son las características deseables en el sistema electrómetro y detector pozo para la medida de la TKRA de fuentes en una Unidad de BT.

En primer lugar, la cámara debe ser adecuada a las características geométricas y dosimétricas de las fuentes que se desean medir y se debe disponer de los insertos apropiados a las mismas, tanto para la calibración como para la realización de otros controles de garantía de calidad. El electrómetro debe permitir la medida en modo corriente y en carga. Resulta muy útil la opción de disponer de un temporizador independiente que permita medir distintas cargas en distintos tiempos para estimar el error del temporizador. Algunos electrómetros de uso habitual en las Unidades de Radiofísica no soportan el alto nivel de corriente procedente de las fuentes de Alta Tasa<sup>31</sup>.

Los factores más críticos en este tipo de detectores son el efecto de recombinación y la estabilidad en la geometría de medida. En los sistemas actuales en el mercado, el factor de corrección por saturación  $k_{SAT}$  es del orden de 0,998-0,999. Esto se consigue mediante diseños especiales, utilizando mayores diferencias de potencial (500V) o bien por correcciones de "software"<sup>38</sup>. Por otro lado, la planitud de la zona del máximo suele ser tal que en una zona de unos 25 mm la variación en la respuesta está dentro del 1% del máximo. Lógicamente, cuanto más ancha sea la meseta del máximo, menores serán los errores de posicionado.

Para las medidas de HDR es deseable el uso de un inserto que minimice el aumento de la temperatura en el volumen de aire del detector.

## 1.4. Calibración de fuentes con detectores pozo

### 1.4.1. Medida de la TKRA con detectores pozo

En este apartado se recogen los procedimientos empleados para la medida de la TKRA de los distintos tipos de fuentes por medio de un conjunto electrómetro, detector pozo e inserto determinado, del que se dispone de un factor de calibración obtenido en el LPCD o LSCD para la fuente que se pretende medir, o bien se ha trasladado de una fuente "patrón" del mismo modelo.

La TKRA se obtiene a partir de la medida con el detector pozo mediante

$$\dot{K}_R = N_K \cdot (M_u/t) \quad [1.4.1]$$

donde:

$N_K$  es el factor de calibración del conjunto detector pozo, electrómetro e inserto para el modelo concreto de la fuente que se quiere medir.

$M_u$  es la carga recogida durante el tiempo  $t$ , corregida por presión y temperatura, corrientes de fugas, pérdidas por recombinación, efecto tránsito y efecto polaridad.

$$M_u = (M - M_{fuga}) \cdot k_{PT} \cdot k_{SAT} \cdot k_{TRA} \cdot k_{POL} \quad [1.4.2]$$

El factor presión temperatura,  $k_{PT}$ , consideración de la corriente de fuga,  $M_{fuga}$ , el factor de pérdida por recombinación,  $k_{SAT}$ , el factor de tránsito,  $k_{TRA}$ , y el factor de polaridad,  $k_{POL}$  se tratan en detalle en el apartado 1.5.3.

### 1.4.2. Procedimiento con los distintos tipos de fuentes

Para la medida de los diferentes tipos de fuentes existentes en una Unidad de BT será necesario un conjunto de insertos apropiados que fijarán las condiciones de medida. A continuación se tratarán brevemente algunas configuraciones típicas para las fuentes habituales.

**Tubos de  $^{137}\text{Cs}$ .** Para estas fuentes el inserto consiste (Figura 1.4.1.) en una estructura cilíndrica con una guía central del diámetro apropiado para la fuente, que encaja con la cavidad del detector. Para permitir su uso con distintos modelos en los que varíe la longitud, estos insertos disponen de un conjunto de espaciadores para que el centro de la fuente se sitúe exactamente en el máximo de respuesta del detector.

**Fuentes  $^{192}\text{Ir}$  HDR y PDR.** El diámetro de la guía central se adapta al catéter de la Unidad. Éste suele estar envuelto en materiales ligeros para prevenir su movimiento así como para minimizar la perturbación de la temperatura en el aire interior. Como se verá más adelante, existen también insertos especiales que permiten realizar los controles de posicionamiento y temporizador de estas Unidades de carga diferida automática con una sola fuente.

**Semillas  $^{125}\text{I}$  y  $^{103}\text{Pd}$ .** Para la medida de la TKRA individual de las fuentes, el dispositivo es similar a los anteriores, adaptado lógicamente al diámetro. Para la medida de un gran conjunto de semillas se utiliza un cilindro con un

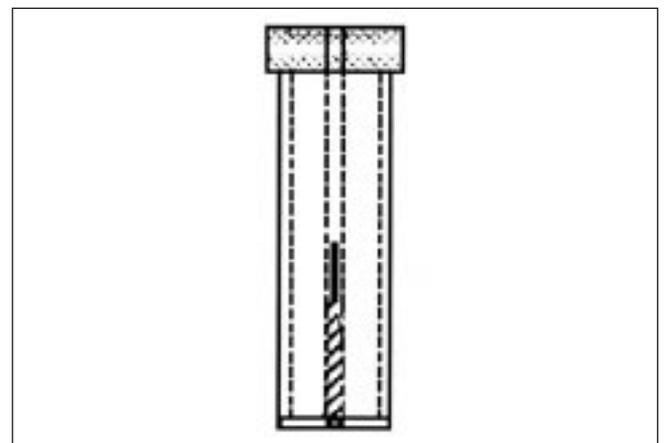


Figura 1.4.1. Ejemplo de inserto para tubo de  $^{137}\text{Cs}$ .

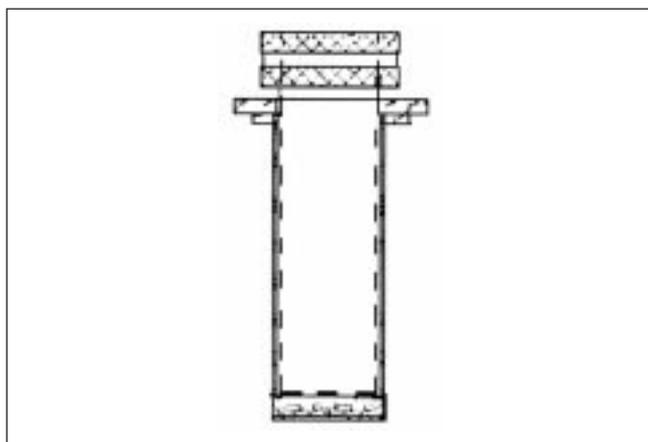


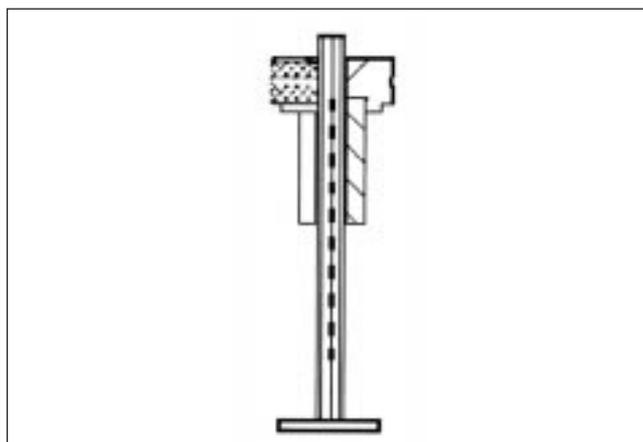
Figura 1.4.2. Inserto para la medida de gran número de semillas.

émbolo que las sitúa en un fino cilindro en la posición del máximo<sup>39</sup> (Figura 1.4.2). El número de fuentes ha de ser elevado para que la distribución de TKRA pueda considerarse uniforme y se minimice la dependencia rotacional.

Normalmente, un implante con semillas incluye entre 20 y 200 fuentes. Las recomendaciones recogidas en 1.2.5 indican que, al menos, se debe verificar la TKRA para una muestra del 10% del lote. Mellenberg *et al*<sup>40</sup> ponen de manifiesto la conveniencia de disponer de un inserto que permita además realizar una verificación de la TKRA total del lote, habida cuenta de la sistemática de los proveedores que consiste en mezclar semillas de conjuntos de varias TKRA. En su trabajo muestran un inserto especial que permite verificar hasta 500 semillas a la vez.

Se deben establecer factores correctivos según el número de fuentes para tener en cuenta la variación de la autoabsorción entre ellas.

Para algunos tipos de implantes permanentes, se suministran unos cateteres rígidos con semillas equiespaciadas de  $^{125}\text{I}$  ya esterilizados y listos para su aplicación. Para estos casos se han diseñado un tipo de dispositivos que miden a la vez todo el conjunto<sup>41</sup>; consiste en un cilindro par-

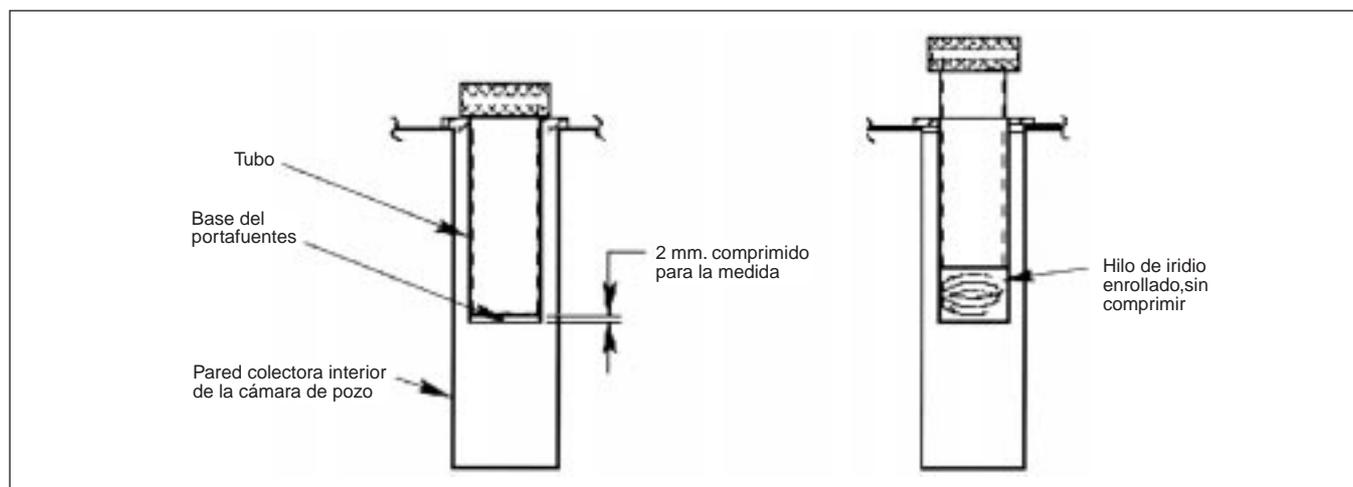
Figura 1.4.3. Ejemplo de inserto para medida de catéter con semillas equiespaciadas de  $^{125}\text{I}$ .

cialmente plomado (Figura 1.4.3). Previamente se "calibra" el inserto, es decir, se obtiene con una sólo semilla la contribución a la lectura de cada posición. De esta manera se obtiene para cada cateter una medida global, pero vendrá afectada por cierto grado de incertidumbre debido a las diferencias en TKRA entre las semillas. Normalmente estos dispositivos se pueden esterilizar previamente a la medida.

Recientemente, se han desarrollado sistemas que permiten medidas individuales rápidas de un gran número de semillas. Utilizan como detector un diodo y la comparación de las lecturas de las semillas se realiza con una de ellas calibrada en el detector pozo<sup>42</sup>.

**Hilos  $^{192}\text{Ir}$ .** Estas fuentes se suministran en longitudes de 140 y 500 mm dependiendo del fabricante, CIS y Amersham respectivamente. Las características de los materiales son prácticamente iguales en ambos casos<sup>43</sup>: la zona activa 20%Ir y 80%Pt (CIS) y 25%Ir y 75%Pt (Amersham) y el filtro Pt y 10%Rh (CIS) y 99.99%Pt (Amersham).

En el caso de los de mayor longitud, existe un inserto (Figura 1.4.4.) que contiene un émbolo que permite pre-

Figura 1.4.4. Inserto para la medida de hilos de 500 mm de  $^{192}\text{Ir}$  recibidos en espiras.

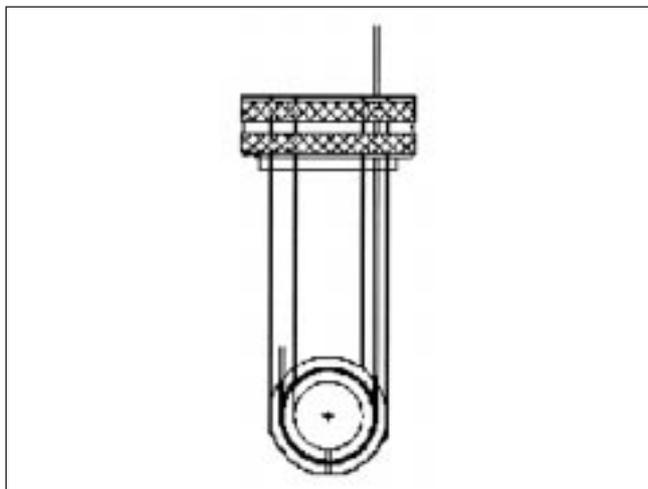


Figura 1.4.5.- Inserto para la medida de hilo de  $^{192}\text{Ir}$  colocado en forma de lazo.

sionar todo el hilo enrollado en el plano de respuesta máxima, con un espesor de 2-3 mm<sup>44</sup>. El diámetro del émbolo ha de ser el adecuado al de las espiras enrolladas con que lo proporciona el suministrador.

En estos insertos se presenta el problema de la asignación del factor de calibración, por lo que más que una verificación de su TKRA parece indicado para controlar la reproducibilidad de los envíos del suministrador<sup>20</sup>. Para los hilos de 140 mm o menores un tipo de inserto extendido es el de forma de "lazo"<sup>25,36,39</sup> para incluir todo el hilo en la zona próxima a la respuesta máxima y uniforme en la cavidad (Figura 1.4.5); un tercer tipo de inserto es el rectilíneo axial, del mismo tipo que el de la figura 1.4.1 pero adaptado al diámetro y longitud de los hilos.

El factor de calibración del sistema va asociado al conjunto electrómetro, detector pozo e inserto concreto, para el modelo de fuente colocada de forma perfectamente determinada. En el caso de los hilos de  $^{192}\text{Ir}$  hay varias posibilidades:

1. Que se obtenga una fuente patrón calibrada en LPCD/LSCD de longitud igual a la del resto de hilos del envío o que el conjunto de medida tenga un factor de calibración obtenido en LPCD/LSCD para ese hilo e inserto concreto. Es la situación que se plantea con uno de los suministradores, CIS, con longitud de hilo de 14 cm y el inserto tipo lazo.

El problema que se plantea es que la incertidumbre del factor de calibración vendrá posiblemente aumentada por cualquier inhomogeneidad en el TKRA lineal no sólo en el hilo patrón sino en cada uno que se vaya a calibrar, debido a las posibles contribuciones diferentes de cada elemento de longitud.

2. Que se obtenga una fuente patrón de 1 cm o un factor de calibración para el conjunto de medida de la misma de un LPCD/LSCD. En este caso, para establecer el procedimiento de calibración con hilos de cualquier longitud, se deben hacer unas medidas con la fuente de 1 cm en las distintas posiciones del inserto que ocupará el hilo

a medir de longitud dada (entera en cm) para calcular los factores de contribución de cada elemento<sup>24</sup>.

Se presenta la dificultad de que las medidas con la fuente elemental deben ser muy cuidadosas en la posición de la misma con objeto de que la incertidumbre global sea adecuada. En la práctica sería muy difícil realizar este proceso con el inserto tipo lazo. Para los insertos rectos axiales, existen sistemas exteriores<sup>69</sup> a los detectores pozo, diseñados para colocar la fuente a lo largo del cateter central mediante una polea con escala cuya resolución es de 0,1 mm que resuelven en gran medida el problema comentado de la imprecisión en la colocación de la fuente elemental.

Por otro lado, aparece la posible limitación en cuanto a las longitudes máximas de los hilos a medir, en estos insertos centrales, para que no superen la dimensión longitudinal del volumen útil de medida de la cámara. Longitudes de hilos máximas típicas en la clínica (sobre 10 cm) excederían de esta zona de medida en cámaras tipo pozo de uso extendido.

A continuación se describen posibles soluciones a cada uno de los casos comentados. De entrada, parece aconsejable disponer de:

- Fuentes patrón de 1 cm o en su defecto de 14 cm
- Inserto rectilíneo axial
- Sistema de medida de TKRA lineal relativo, como el descrito en 1.6
- Sistema mecánico exterior para colocar con precisión una fuente de 1 cm a lo largo del inserto recto.
  1. Si se dispone de una fuente patrón de 14 cm
    - Mediante la verificación de su TKRA lineal relativo se obtiene el TKRA de cada cm.
    - Con una fuente no calibrada de 1 cm colocada en el inserto rectilíneo en cada posición hasta los 14 cm a ocupar por el hilo patrón, se obtiene el factor de calibración relativa de cada cm en el inserto.
    - Con esta información ya se podría realizar la calibración de un hilo de cualquier longitud en el inserto rectilíneo, del que previamente se debe determinar su TKRA lineal dado que de él dependerá el factor de calibración.
  2. Si se dispone de una fuente patrón de 1 cm
    - Con el sistema mecánico externo se va colocando en las distintas posiciones con lo que se obtiene el factor de calibración de cada una de ellas.
    - Con esta información ya se podría realizar la calibración de un hilo de cualquier longitud en el inserto rectilíneo, del que previamente se debe determinar su TKRA lineal dado que de él dependerá el factor de calibración

Este segundo método teóricamente tendría menor incertidumbre, aunque los usuarios de CIS sólo tiene acceso a fuentes patrón de 14 cm.

En principio ambas soluciones permiten que se pueda realizar la medida en el caso de un hilo de mayor longitud que la longitud activa del volumen de medida, dándole la vuelta al mismo.

*Horquillas de  $^{192}\text{Ir}$ .* Estas fuentes rígidas, con forma de horquilla simple y doble, requerirían un inserto apropiado para la medida de su TKRA total en el detector pozo.

Parece que los requisitos indispensables para establecer la sistemática de medida serían:

- Poder modificar sensiblemente su forma, de manera que queden lo más rectas posibles, y utilizar un inserto axial de diámetro adecuado a las posibles ondulaciones que puedan permanecer tras el estiramiento; en principio parece despreciable su efecto en la medida dada la simetría transversal del detector.

- Obtener fuentes patrón de 1 cm o una horquilla patrón y proceder de forma similar a la descrita para los hilos.

*Trenes de fuentes.* Un problema que se plantea en la práctica es el caso de equipos de carga diferida automática de LDR en el que no se acceda a la manipulación de las fuentes para su calibración. Es el caso del Curietrón y Seleccionador de LDR. La OIEA<sup>24</sup> recomienda que la calibración por el usuario de las fuentes se realice previo a su introducción en el equipo. En el caso del Curietron, Meertens<sup>45</sup> describe un método para obtener la TKRA media de un conjunto de fuentes basado en medidas con cámara 0,6 cm<sup>3</sup> en un maniquí sólido.

### 1.5. Calibración de fuentes de <sup>192</sup>Ir de alta tasa o pulsada con cámara cilíndrica

Como hemos comentado, no existe en este momento un patrón primario para <sup>192</sup>Ir, por lo que se utiliza el método interpolativo en aire, interinamente, como patrón en la medida de <sup>192</sup>Ir de HDR y PDR. Con este método se trasladan los factores de calibración obtenidos en los Laboratorios<sup>1</sup> a los detectores de pozo, que es el sistema recomendado por motivos de rapidez y economía de medios. En este apartado se describe brevemente este método dado que, además, puede utilizarse como patrón terciario para HDR y PDR en una geometría bien determinada<sup>1</sup>.

El procedimiento que se describe tiene por objeto la calibración en aire de dichas fuentes mediante el empleo de cámaras de ionización tipo Farmer, de 0,6 cm<sup>3</sup>, de uso común en las Unidades de Radiofísica.

#### 1.5.1. Factor de calibración del sistema de medida en el espectro del <sup>192</sup>Ir, $N_K$

El problema inicial está en conocer el factor de calibración de la cámara por unidad de lectura del electrómetro, frente al espectro en energía del <sup>192</sup>Ir para fuentes encapsuladas. Ya que por el momento los laboratorios de metrología no suministran factores de calibración para dicho espectro, el procedimiento más extendido es el método indirecto de Goetsch *et al*<sup>26</sup> que se describe a continuación.

Como la energía media del espectro de emisión de una fuente de <sup>192</sup>Ir encapsulada es de 397 keV<sup>24</sup>, el factor de calibración se puede obtener mediante promedio de los factores de calibración de kerma en aire para el <sup>137</sup>Cs, de energía 662 keV, y para rayos X de 250 kV con una filtra-

ción de 1,0 mm Al y 1,65 mm Cu (CHR=2,50 mm Cu) cuya energía efectiva es de 131 keV<sup>24</sup>. Los factores de calibración deberán obtenerse con la cámara provista de su caperuza de equilibrio electrónico para ambos haces. La pared de la cámara debe tener un espesor suficiente para detener los electrones procedentes de la propia fuente y de su encapsulado, así como para conseguir las condiciones de equilibrio electrónico para los electrones secundarios más energéticos. Para ello, la suma del espesor de la pared y de la caperuza deberá ser como mínimo<sup>24</sup> de 0,36 g/cm<sup>2</sup>. Estos factores de calibración deberán obtenerse, lógicamente, de un laboratorio oficial de metrología.

Siguiendo el procedimiento descrito por Goetsch *et al*<sup>26</sup>, se puede derivar el factor de calibración del <sup>192</sup>Ir a partir de:

$$(A_w N_K)_{Ir} = \frac{1}{2} \{ (A_w N_K)_{RayosX} + (A_w N_K) + (A_w N_K)_{Cs} \} \quad [1.5.1]$$

donde los  $N_K$  son los factores de calibración de kerma en aire del conjunto cámara-electrómetro en los espectros energéticos del <sup>192</sup>Ir, rayos X de 250 kV y <sup>137</sup>Cs. El factor  $A_w$  tiene en cuenta la atenuación de la caperuza y los efectos de dispersión de la pared de la cámara para cada energía. Estos últimos pueden determinarse mediante extrapolación lineal para las curvas de atenuación medidas con diferentes caperuzas (materiales y espesores) para cada uno de los haces<sup>26,45</sup>.

Si los valores de  $N_K$  para el conjunto cámara-electrómetro en el <sup>137</sup>Cs y en el haz de rayos X no difieren más de un 10%, que es el caso habitual, la expresión anterior se reduce<sup>26</sup> a:

$$(N_K)_{Ir} = (1 + x) \{ (N_K)_{RayosX} + (N_K)_{Cs} \} / 2 \quad [1.5.2]$$

donde  $x = 0,037 \cdot \left( \frac{t}{9,3 \cdot 10^{22}} \right)$ , siendo  $t$  el espesor pared + caperuza de la cámara, expresado en electrones/cm<sup>2</sup>.

Si no se dispone de un espesor total de la pared de al menos 0,36 g/cm<sup>2</sup>, podrá utilizarse una caperuza de equilibrio para <sup>60</sup>Co. Esta variación se traduce en una diferencia del factor de calibración del orden del 0,5%<sup>24</sup>.

En el caso de que el usuario no tenga acceso a un laboratorio de calibración que disponga de haces de <sup>137</sup>Cs, en niveles de terapia, en el documento de la OIEA<sup>24</sup> se describe otro procedimiento para obtener el factor de calibración para fuentes de <sup>192</sup>Ir, partiendo de los factores de calibración en la energía del <sup>60</sup>Co y en la calidad de rayos X descrita de 250kV. En este caso el espesor total (pared + caperuza) deberá ser de al menos 0,55 g/cm<sup>2</sup> y la calibración en ambas energías se deberá realizar con el mismo espesor.

En este caso la ecuación [1.5.1] se reduce a<sup>24</sup>:

$$(N_K)_{Ir} = (0,8 \cdot A_{W250kV} \cdot N_{K,250kV} + 0,2 \cdot A_{WCo} \cdot N_{K,Co}) / A_{WIr} \quad [1.5.3]$$

donde 0,8 y 0,2 son los pesos relativos de los factores de calibración obtenidos a partir de:

$$f_{W250kV} = \left| \frac{\overline{h\nu_{Ir}} - \overline{h\nu_{Co}}}{\overline{h\nu_{Co}} - \overline{h\nu_{250kV}}} \right| = 0,8 \text{ y}$$

$$f_{WCo} = \left| \frac{\overline{h\nu_{Ir}} - \overline{h\nu_{250kV}}}{\overline{h\nu_{Co}} - \overline{h\nu_{250kV}}} \right| = 0,2 \quad [1.5.4]$$

siendo  $\overline{h\nu}$  la energía media correspondiente en cada caso.

En el documento de la OIEA sobre calibración<sup>24</sup> se recogen los valores de  $A_W$  calculados por Monte Carlo para diferentes cámaras de ionización en las energías del  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{192}\text{Ir}$  y rayos X 250 kV. Si la cámara no está en la lista, se puede considerar  $A_W=1,000$ , lo que en cualquier caso incrementa la incertidumbre del factor de calibración del kerma en aire para el  $^{192}\text{Ir}$  en aproximadamente un 0,5%. Los factores  $A_W$  calculados por Monte Carlo difieren en menos de un 0,1% respecto de datos experimentales publicados en la literatura<sup>47</sup>.

El método interpolativo de Goetsh *et al*<sup>26</sup> es el que se recomienda en la actualidad<sup>24,29</sup>. El usuario debe asegurarse de que la calibración con  $^{137}\text{Cs}$  y rayos X de 250 kV se ha realizado con la misma caperuza y constatar que así aparece en el certificado de calibración. Conviene señalar que Goetsch, al aplicar el método a una cámara esférica de 3,6 cm<sup>3</sup>, lo extiende a otros modelos de cámara, aceptando en consecuencia que la atenuación aparente del espesor total de la pared para las calidades descritas es independiente del volumen y de la geometría de la cámara. Esta hipótesis es difícilmente asumible por lo que resulta prudente emplear los resultados de su trabajo para el modelo de cámara estudiada, es decir, para cámaras de tipo Farmer<sup>48,49</sup>.

Un segundo método para la obtención del factor de calibración para  $^{192}\text{Ir}$  se basa en ponderar la curva de respuesta en energía de la cámara con el espectro de energía del iridio en el punto de medida<sup>28,50</sup>. Desarrollado en principio para cámaras de volúmenes grandes y fuentes de LDR es aplicable también a cámaras típicas de terapia y fuentes HDR<sup>49</sup>. En este último trabajo se presenta adicionalmente un método simplificado denominado de los dos puntos. Partiendo de los factores de calibración de una cámara de uso extendido como es el modelo NE2571 y para las calidades de  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{60}\text{Co}$  y RX<sup>49</sup> se pueden comparar los resultados obtenidos por los tres métodos y el propuesto por la OIEA usando la energía del  $^{60}\text{Co}$ . Todos ellos dan resultados para el valor de  $N_K$  del

$^{192}\text{Ir}$  dentro de  $\pm 0,5\%$ . Para este modelo de cámara y para el caso de que se dispusiera solamente del valor de  $N_K$  en la energía del  $^{137}\text{Cs}$  ó  $^{60}\text{Co}$ , podría utilizarse la expresión:

$$N_K(^{192}\text{Ir}) = N_K(^{137}\text{Cs} \text{ ó } ^{60}\text{Co}) \cdot 0,99 \quad [1.5.5]$$

con una incertidumbre (k=1) para el factor numérico de 1%<sup>48</sup>.

### 1.5.2. Condiciones de medida de TKRA

A diferencia de lo que ocurre en Teleterapia, en la que por las condiciones de medida la incertidumbre en la posición del detector es pequeña, en BT las medidas son extremadamente sensibles a las incertidumbres de la posición; esto se agrava además por el hecho de que las cámaras no pueden ser tratadas como puntuales. Por ello, son necesarios mecanismos que fijen de manera precisa la posición de la cámara, que deben reunir el compromiso entre rigidez mecánica y mínima producción de radiación dispersa; suelen construirse de material plástico de baja densidad<sup>13,29,51</sup>.

La geometría de medida debe ser tal que el eje longitudinal de la cámara cilíndrica debe colocarse perpendicularmente a la dimensión mayor de la fuente. La fuente y cámara deben colocarse en el centro de una sala suficientemente grande y a bastante distancia del suelo, como para minimizar la contribución de la radiación dispersa en las paredes. Cómo mínimo a 1 m de paredes y suelo<sup>24</sup>.

En la Figura 1.5.1 se muestran las distintas componentes de radiación que alcanzan al detector<sup>29</sup>.

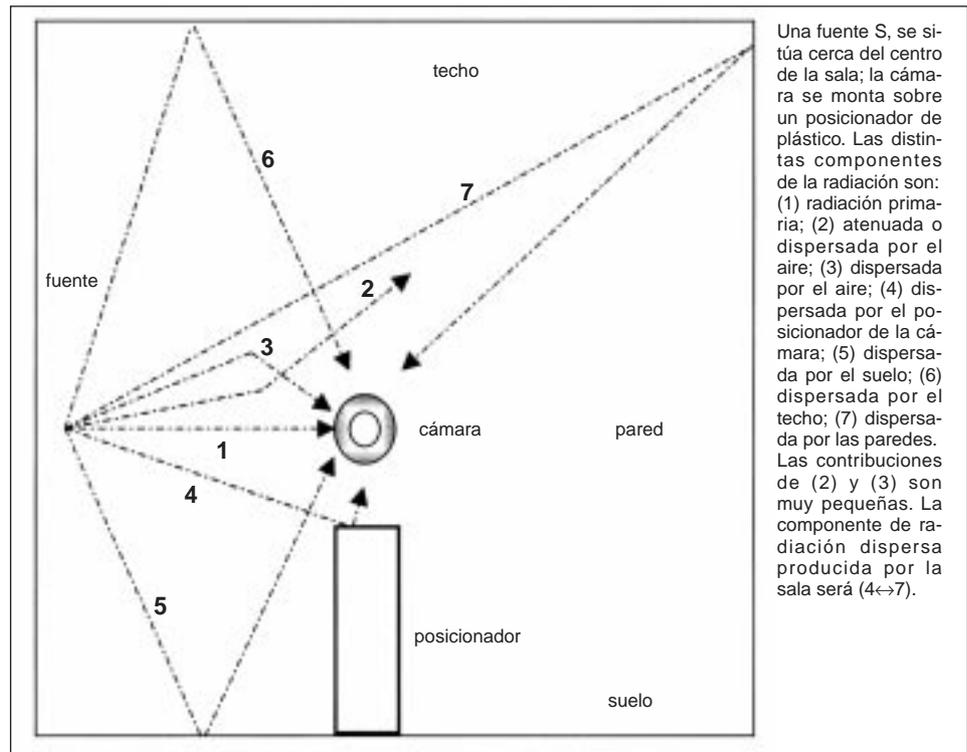


Figura 1.5.1. Distintas componentes de la radiación. Tomada de TG4 de AAPM<sup>29</sup>.

Para la elección de la distancia fuente cámara (DFC) se debe tener en cuenta el comportamiento de los cuatro efectos que contribuyen a la incertidumbre de la calibración y que son función de esta distancia; éstos son<sup>24</sup>:

- Efecto del tamaño de la cámara que disminuye al aumentar DFC.
- Contribución relativa de la radiación dispersa que aumenta al aumentar DFC.
- Incertidumbre de la posición, que sigue la ley del inverso del cuadrado de la distancia (LICD), decreciendo al aumentar DFC.
- Contribución relativa de las fugas, que aumenta al aumentar DFC.

La distancia elegida debe ser tal que minimice globalmente estos efectos. DeWerd *et al*<sup>52</sup> muestran las distintas contribuciones al factor de corrección total deduciendo que hay un rango de DFC óptimo (Figura 1.5.2), relativamente ancho, en torno a los 16 cm, para el que el porcentaje de corrección ronda el 1%.

Como se indica en el documento de la OIEA<sup>24</sup>, un factor de corrección a aplicar a las medidas supone geometría puntual, al igual que el uso de LICD, por lo que la distancia elegida de medida debe ser tal que la fuente pueda considerarse como un punto. Por ello se recomienda que la distancia de medida sea  $d \geq 10 \cdot L_{act}$ , siendo  $L_{act}$  la longitud activa de la fuente<sup>24</sup>.

La OIEA<sup>24</sup> recomienda que las medidas se realicen a múltiples distancias, permitiendo redundancia en la obtención del valor de la TKRA con lo que se pueden poner de manifiesto errores en las condiciones experimentales. El rango recomendado está comprendido entre 10 y 40 cm.

En otras recomendaciones, como en el documento de la Comisión Holandesa de Dosimetría<sup>13</sup>, se indica una distancia fija (10 cm) estableciendo las condiciones de medida con la ayuda de un sistema de posicionamiento determinado<sup>53</sup> proponiendo factores de corrección parti-

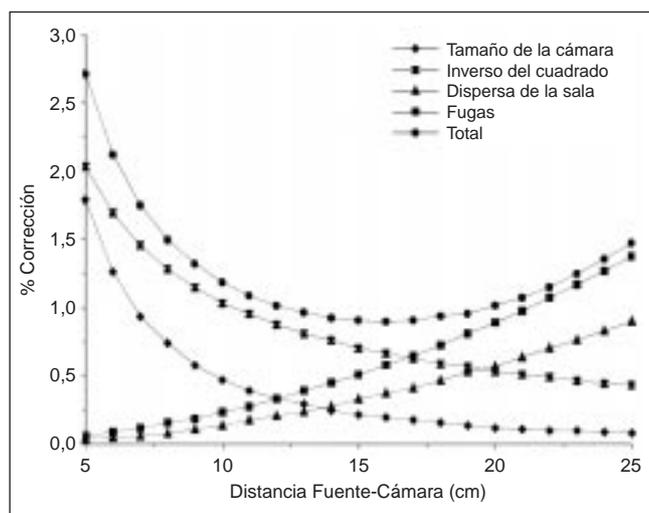


Figura 1.5.2 Contribuciones al factor correctivo total. Tomada de DeWerd *et al*<sup>52</sup>.

cularizados. En este tipo de dispositivos fijos hay varios alojamientos para la fuente y cámara manteniendo la situación relativa con objeto de minimizar los errores de posicionamiento.

En general, se recomienda emplear cables de bajo ruido y reducidos en longitud en lo más posible para evitar exposiciones de éstos a la radiación. Los cables contienen materiales aislantes y pueden presentar en principio los mismos tipos de corrientes de fugas que los que presentan los materiales aislantes de las cámaras<sup>54</sup>.

Por otro lado, y buscando siempre una menor incertidumbre, no es recomendable realizar las medidas en el modo corriente. Ello es debido a que la mayoría de los electrómetros miden la corriente indirectamente a través de la caída de potencial entre los extremos de una resistencia de alto valor por la que circula la corriente de ionización procedente de la cámara. Estas resistencias presentan una variación en su impedancia que es función de la temperatura, tensión, envejecimiento y humedad. En el protocolo holandés<sup>13</sup> se recomienda un tiempo concreto de medida de 600 s.

Se recomienda medir la fuente al menos dos veces, en la aceptación y después de su uso, de esta manera se tiene un control adicional de la estabilidad del equipo de medida<sup>13</sup>.

Un aspecto importante es el valor de  $T_{1/2}$  que va a intervenir en cálculos, medidas y controles de estabilidad; frente al valor tradicional de 74,02 días<sup>55</sup> se recomienda el valor actualizado de 73,83 días<sup>13</sup>.

### 1.5.3. Formalismo y factores de corrección en la obtención de TKRA

La TKRA,  $\dot{K}_R$  se establece a la distancia de 1 m, corrigiendo por atenuación y dispersión en aire. Esto no obliga a que las medidas se hagan a esta distancia pues en situaciones prácticas puede ocurrir que las señales a 1 m sean pequeñas y cercanas en demasía a las debidas a fugas del sistema de medida.  $\dot{K}_R$  se puede determinar a partir de la ecuación<sup>24</sup>:

$$\dot{K}_R = N_K \cdot (M_u/t) \cdot k_{air} \cdot k_{scat} \cdot k_n \cdot (d/d_{ref})^2 \quad [1.5.6]$$

donde:

$N_K$  es el factor de calibración en unidades de kerma en aire para el <sup>192</sup>Ir, del conjunto cámara-electrómetro, establecido a 101,32 kPa (1013,2 mbar; 760 mm Hg) y 20° C.

$M_u$  es la carga recogida durante el tiempo  $t$  y corregida por presión y temperatura, corrientes de fugas, pérdidas por recombinación, efecto de tránsito y efecto de polaridad.

$$M_u = (M - M_{fuga}) \cdot k_{PT} \cdot k_{SAT} \cdot k_{TRA} \cdot k_{POL} \quad [1.5.7]$$

$k_{air}$  es la corrección por la atenuación en aire de los fotones primarios entre la fuente y la cámara.

$k_{scatt}$  es la corrección por la radiación dispersa de las paredes, suelo, dispositivo posicionador, aire, etc.

$k_n$  es la corrección por la no uniformidad de fluencia sobre la cámara.

$d$  es la distancia entre los centros de la cámara y de la fuente.

$d_{ref}$  es la distancia de referencia de 1 m.

1.5.3.1. Determinación de los factores de corrección para obtener  $M_u$

El **factor de corrección por presión y temperatura**,  $k_{PT}$ , se determina de la forma usual a partir de la expresión:

$$k_{PT} = \frac{T + 273,2}{T_0 + 273,2} \cdot \frac{P_0}{P} \quad [1.5.8]$$

siendo  $P_0 = 1013,2$  mbar ó 760 mm Hg y  $T_0 = 20^\circ$  C.

La componente de **fugas**,  $M_{fuga}$  debe ser cuantificada, tanto antes como después de la adquisición de la medida. Generalmente, si esta componente está por debajo del 0,1% del valor de la señal,  $M$ , no se considera<sup>24</sup>.

El **factor de corrección por recombinación de iones**,  $k_{SAT}$ , puede ser evaluado a partir del método de las dos tensiones. Toda 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 tasa de producción de carga. Es necesario aplicar a la carga recogida un factor de corrección superior a la unidad. Se puede determinar<sup>35,56</sup> para el caso de radiación continua, a partir de la expresión:

$$k_{SAT} = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \left(\frac{M_1}{M_2}\right)} \quad [1.5.9]$$

siendo  $M_1$  y  $M_2$  las lecturas correspondientes a las polarizaciones  $V_1$  y  $V_2$  con  $V_1 > V_2$ . Se recomiendan valores de  $V_1 > 2V_2$ .

El **factor de corrección por el efecto de tránsito**,  $k_{TRA}$  corrige la lectura final debido a la irradiación de la cámara durante el transporte de la fuente a la posición programada. Es una magnitud fuertemente dependiente de la distancia fuente-cámara y significativa a las distancias de calibración. Se pueden usar varias técnicas para cuantificar este factor, como usar un temporizador externo al sistema que recoja carga durante un intervalo de tiempo después de que la fuente se haya posicionado ( $k_{TRA} = 1,000$ ), o bien sustraer dos lecturas tomadas durante intervalos de tiempo diferentes para eliminar la carga de tránsito, suponiendo que la exposición en tránsito es común a ambas lecturas. Otra posibilidad consiste en

representar lecturas para diferentes intervalos de tiempos de irradiación frente a esos tiempos de irradiación y a partir de la recta, extrapolar para  $t = 0$ ,  $M_{t0}$ , y usar la siguiente expresión<sup>13</sup>:

$$k_{TRA} = 1 - \frac{M_{t0}(d, t = 0)}{M_0(d, t = t_{exp})} \quad [1.5.10]$$

donde  $M_0$  es la lectura para el tiempo de exposición para el cual se calcula  $K_R$ .

El **factor de corrección por el efecto de polaridad**  $k_{POL}$  se introduce debido al hecho de que, ante un nivel constante de radiación, la inversión de polaridad de la tensión de colección aplicada a la cámara puede producir lecturas  $M_+$  y  $M_-$  que difieran significativamente. Ello es debido a la geometría y construcción de la cámara y adicionalmente y en el presente contexto, al efecto de irradiación del cable<sup>20,56</sup>. El efecto depende del tipo de radiación y para haces colimados de fotones resulta despreciable y por lo tanto,  $k_{POL}$ , muy próximo a 1.000. Para el presente proceso de calibración, se recomienda<sup>20</sup> medir con ambas polaridades en una distancia. Si la diferencia entre  $M_+$  y  $M_-$  fuera superior al 0,5% se recomienda aplicar el mismo factor de corrección para todas las distancias. Este factor de corrección a aplicar sería:

$$k_{POL} = \frac{1 + \left|\frac{M_+}{M_-}\right|}{2} \quad \text{o} \quad k_{POL} = \frac{1 + \left|\frac{M_-}{M_+}\right|}{2} \quad [1.5.11]$$

dependiendo si  $M$  en la ecuación 1.5.7 se hubiera determinado con polaridad negativa o positiva respectivamente.

1.5.3.2. Determinación del factor de corrección por atenuación de radiación primaria en aire,  $k_{air}$

Es un factor que depende tanto de la distancia entre fuente y cámara como de la energía de la radiación. La tabla 1.5.1<sup>24</sup> recoge los valores de  $k_{air}$  para el  $^{192}\text{Ir}$  en función de la distancia. Rossiter *et al*<sup>50</sup> emplea un factor de corrección constante de 0,2% por metro.

Tabla 1.5.1.

Valores de los factores de atenuación en aire de la radiación primaria,  $k_{air}$  para fuentes de  $^{192}\text{Ir}$ <sup>24</sup>.

Distancia (cm)	$^{192}\text{Ir}$
10	1,001
20	1,002
30	1,004
40	1,005
50	1,006
60	1,007
70	1,009
80	1,010
90	1,011
100	1,012

### 1.5.3.3. Determinación del factor de corrección por dispersión, $k_{scatt}$

Para minimizar la contribución de la radiación dispersa, la fuente y la cámara se sitúan en el centro de una sala lejos de suelo, paredes y techo (distancia mayor de 1 m). Existen dos métodos para cuantificar este factor.

Uno de ellos desarrollado por Buffa *et al*<sup>57</sup>, emplea un bloque de plomo en forma de cono para apantallar la componente primaria de la radiación y evitar que llegue a la cámara. La razón de la corriente obtenida con y sin el bloque permite calcular el factor de corrección por este efecto. Sin embargo, hay que tener en cuenta que en distancias cortas la cámara puede detectar radiación dispersa significativa procedente del mismo bloque, por lo que en general se recomienda este método para distancias iguales o superiores a 1 m.

Un segundo método debido a Goestch *et al*<sup>26,58</sup>, y denominado de la distancia múltiple, permite adicionalmente cuantificar el error en el posicionamiento. Este método se recomienda para distancias cortas como pueden ser las habituales en el proceso de calibración de fuentes de <sup>192</sup>Ir de HDR y PDR con cámaras de volúmenes típicos en terapia (desde 10 a 40 cm aproximadamente). Las lecturas a diferentes distancias reflejan la ley del cuadrado de la distancia y el método supone una contribución constante de la radiación dispersa. Esto supone una aproximación razonable para la zona de medidas descrita. Es esencial, como señalan los autores, que los cambios en distancia sean correctos y precisos para poder derivar el error en el posicionamiento. Si denominamos  $\delta x$  a este error y a  $d$  como la distancia medida y  $d'$  a la distancia que ya tiene en cuenta el error  $\delta x$ , tendremos que:

$$d' = d + \delta x \quad [1.5.12]$$

donde obviamente,  $\delta x$  puede ser positivo o negativo. Denominando  $\dot{K}_p$  y  $\dot{K}_s$  las contribuciones de la radiación primaria y de la radiación dispersa a la tasa de kerma en aire medida,  $\dot{K}$ , se puede establecer para cualquier distancia:

$$\dot{K}_p(d') \cdot d^2 = (\dot{K}(d') - \dot{K}_s) \cdot (d + \delta x)^2 \quad [1.5.13]$$

Tabla 1.5.2.

Recogida del protocolo de calibración holandés<sup>13</sup>, donde se pone de manifiesto la dependencia de  $k_{scatt}$  con la distancia entre fuente y cámara.

D (mm)	(Goestch 1991)	(Ezzell 1989)	(Venselaar 1994)
50	-	1,000	-
100	0,9985	0,999	0,9987
150	0,9965	0,997	-
200	0,9937	0,994	-
250	0,9901	-	-
300	0,9858	0,988	-
350	0,9807	-	-
400	0,9753	-	-
500	-	0,966	-

donde se expresa la variación de la tasa de kerma en aire de la radiación primaria con la ley del inverso cuadrado de la distancia. Si se efectúan medidas de  $\dot{K}_p(d')$  al menos en tres distancias, se pueden deducir los valores de  $\dot{K}_p(d')$ ,  $\dot{K}_s$  y  $\delta x$ . Por redundancia es preferible realizar de 5 a 7 medidas en diferentes distancias y para las fuentes objeto de este apartado, se pueden emplear las distancias de 10, 15, 20, 25, 30, 35 y 40 cm<sup>24,26</sup>. El factor de corrección  $k_{scatt}$  se expresa finalmente como:

$$k_{scatt} = 1 - \frac{\dot{K}_s}{\dot{K}(d')} = 1 - \frac{\dot{K}_s}{\left(N_K \cdot \frac{M_u}{t} \cdot k_n\right)} \quad [1.5.14]$$

El valor de  $\delta x$  no debería superar los 2 mm; si no fuera este el caso, habría que revisar las medidas y repetir de nuevo el proceso<sup>24</sup>.

Una tercera posibilidad para determinar el factor de dispersión consistiría en tomar un valor determinado de la literatura manteniendo las distancias de seguridad a paredes y suelo (ver tabla 1.5.2).

### 1.5.3.4. Determinación del factor de corrección por la no uniformidad de fluencia, $k_n$

A lo largo del volumen de la cámara, debido a la geometría no colimada y a la gran divergencia de los fotones incidentes, existe un marcado gradiente en cuanto a la fluencia de fotones. Por ello, los electrones que entran en la cavidad de aire de la cámara, que se generan fundamentalmente en la pared interna de ésta, sufren también esta falta de uniformidad. Para asignar la lectura de la cámara al punto de medida se introduce un factor que depende de la forma y dimensiones de la cámara, de la distancia de medida y geometría de la fuente, del material de la pared interna de la cámara y de la energía de los fotones incidentes<sup>24,59</sup>.

Los factores de corrección más utilizados han sido los de Kondo y Randolph<sup>60</sup>. En su teoría, se asume una fluencia isótropa de electrones; posteriormente Biela-jew<sup>59</sup> consideró una distribución angular más real de la situación que modelaba la anisotropía como función del material de la pared interna de la cámara y de la energía de los fotones. Relacionando las dos teorías se llega a<sup>24</sup>:

$$A_{pn}(d) = A_{pn}^{KR}(d) + \omega \cdot A'_{pn}(d) \quad [1.5.15]$$

donde  $1/A_{pn}^{KR}(d)$  representa el factor de no uniformidad isótropo de Kondo y Randolph, y  $1/A'_{pn}(d)$  el de no uniformidad anisótropo de Biela-jew.

Se recomienda<sup>24</sup> determinar  $k_n$  como la inversa de la ecuación [1.5.15], es decir,  $k_n = 1/A_{pn}(d)$ . Para los materiales de las cámaras más usuales los valores del fac-

tor de anisotropía  $\omega$  para el  $^{192}\text{Ir}$  se pueden obtener de la tabla 1.5.3:

Tabla 1.5.3.  
Dependencia de  $\omega$  con el material de la cámara para  $^{192}\text{Ir}$ <sup>24</sup>.

Material de la pared interna	$\omega$
A-150	1,066
PMMA	1,014
Grafito	0,992

Tabla 1.5.4.  
Valores de los factores  $A_{pn}^{KR}(d)$  para cámaras cilíndricas.  $R_C$  y  $L_C$  son el radio interno y la semilongitud de la cámara<sup>24</sup>.

Factor distancia $\alpha=R_C/d$	Factor de forma $\sigma=R_C/L_C$								
	0,05	0,10	0,25	0,50	0,70	0,80	1,00	2,00	4,00
0,000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000
0,005	0,9967	0,9992	0,9999	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000
0,010	0,9869	0,9967	0,9995	0,9999	1,0000	1,0000	1,0000	1,0001	1,0001
0,050	0,7854	0,9273	0,9878	0,9980	0,9998	1,0003	1,0008	1,0015	1,0015
0,100	0,5546	0,7863	0,9541	0,9921	0,9992	1,0010	1,0031	1,0059	1,0061
0,200	0,3349	0,5586	0,8524	0,9694	0,9963	1,0035	1,0123	1,0238	1,0250
0,300	0,2401	0,4263	0,7476	0,9359	0,9908	1,0067	1,0268	1,0551	1,0586
0,400	0,1892	0,3468	0,6615	0,8980	0,9831	1,0099	1,0460	1,1019	1,1103
0,500	0,1584	0,2960	0,5966	0,8629	0,9755	1,0142	1,0698	1,1676	1,1864
0,600	0,1388	0,2628	0,5508	0,8370	0,9732	1,0235	1,1002	1,2576	1,2985
0,700	0,1266	0,2421	0,5226	0,8263	0,9842	1,0457	1,1443	1,3809	1,4681
0,800	0,1206	0,2326	0,5146	0,8416	1,0233	1,0971	1,2200	1,5592	1,7406
0,900	0,1235	0,2398	0,5429	0,9166	1,1364	1,2284	1,3864	1,8736	2,2432

Tabla 1.5.5.  
Valores de los factores  $A_{pn}^{\prime}(d)$  para cámaras cilíndricas.  $R_C$  y  $L_C$  son el radio interno y la semilongitud de la cámara<sup>24</sup>.

Factor distancia $\alpha=R_C/d$	Factor de forma $\sigma=R_C/L_C$								
	0,05	0,10	0,25	0,50	0,70	0,80	1,00	2,00	4,00
0,000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000	0,0000
0,005	-0,0014	-0,0012	-0,0009	-0,0005	-0,0003	-0,0002	-0,0001	0,0002	0,0004
0,010	-0,0027	-0,0024	-0,0017	-0,0009	-0,0005	-0,0004	-0,0001	0,0005	0,0007
0,050	-0,0056	-0,0093	-0,0083	-0,0047	-0,0027	-0,0019	-0,0007	0,0024	0,0036
0,100	-0,0032	-0,0103	-0,0148	-0,0093	-0,0055	-0,0039	-0,0014	0,0047	0,0072
0,200	-0,0011	-0,0062	-0,0203	-0,0179	-0,0115	-0,0086	-0,0036	0,0093	0,0147
0,300	-0,0006	-0,0036	-0,0190	-0,0242	-0,0180	-0,0143	-0,0071	0,0136	0,0229
0,400	-0,0003	-0,0023	-0,0159	-0,0274	-0,0241	-0,0205	-0,0122	0,0173	0,0323
0,500	-0,0002	-0,0016	-0,0130	-0,0279	-0,0285	-0,0261	-0,0186	0,0194	0,0433
0,600	-0,0002	-0,0012	-0,0106	-0,0267	-0,0309	-0,0302	-0,0250	0,0188	0,0563
0,700	-0,0001	-0,0009	-0,0088	-0,0247	-0,0314	-0,0324	-0,0303	0,0138	0,0712
0,800	-0,0001	-0,0007	-0,0073	-0,0224	-0,0306	-0,0328	-0,0338	0,0036	0,0851
0,900	-0,0001	-0,0006	-0,0062	-0,0202	-0,0290	-0,0321	-0,0354	-0,0100	0,0869

Hay que decir que el factor de corrección por no uniformidad para las cámaras cilíndricas y materiales normalmente empleados en las paredes, es bastante insensible a los valores de  $\omega$ <sup>61</sup>. Para aquellos materiales que no aparecen en la tabla 1.5.3, una buena aproximación consiste en emplear el valor de  $\omega$  para un material similar en propiedades dosimétricas.

Los valores de los parámetros  $A_{pn}^{KR}(d)$  y  $A_{pn}^{\prime}(d)$  para cámaras cilíndricas se dan en las tablas 1.5.4 y 1.5.5 tomadas del documento de la OIEA<sup>24</sup> en función del factor de forma de la cámara,  $\sigma = R_C/L_C$  y del factor distancia

$\alpha = R_C/d$ , siendo  $R_C$  el radio interno,  $L_C$  la semilongitud interna de la cámara y  $d$  la distancia de medida.

En la Tabla 1.5.6 se muestran valores de los factores de corrección,  $K_n$ , para diferentes distancias y para cámara tipo Farmer<sup>24</sup> de dimensiones  $R_C = 3,15$  mm y  $2L_C = 24,1$  mm. Los valores son ligeramente diferentes de los que se hayan podido derivar empleando las Tablas anteriores 1.5.4 y 1.5.5. La razón es que se ha tenido en cuenta el pequeño dedal o cono que diferencia una cámara Farmer de la geometría cilíndrica.

Tabla 1.5.6.  
Factor de corrección de no uniformidad para una cámara de ionización tipo Farmer típica (radio interno 3,15 mm, longitud 24,1 mm)<sup>24</sup>.

Distancia(mm)	$k_n$
100	1,009
150	1,005
200	1,004
250	1,003
300	1,002
400	1,002
500	1,001

## 1.6. Homogeneidad en hilos de $^{192}\text{Ir}$

Además de la verificación de la TKRA total, en los hilos de  $^{192}\text{Ir}$  es necesario verificar la homogeneidad de ésta, es decir, la TKRA lineal; ya que estas fuentes, dadas sus condiciones de construcción y activación, pueden presentar desviaciones significativas en esta magnitud. De hecho, un valor típico de tolerancia en la uniformidad de las casas suministradoras de los hilos es  $\pm 8\%$ <sup>62</sup>. Por otro lado, si aplicamos las recomendaciones de la ICRU58<sup>14</sup> y del TG56 de AAPM<sup>1</sup> para la dispersión en conjunto de fuentes nominalmente idénticas, este valor debería ser  $\pm 5\%$ .

Para esta verificación existen esencialmente tres grupos de métodos que se describen brevemente a continuación.

- El primero de ellos es el que utiliza un sistema de colimación que permite aislar la contribución de la lectura del elemento de longitud del hilo muestreado<sup>63</sup> de la del resto del hilo.

Para maximizar el nivel de señal se utilizan un conjunto de detectores Geiger<sup>63,64</sup> o un fotodiodo conectado a un centelleador<sup>65</sup>. Ling *et al*<sup>66</sup> describen un sencillo dispositivo de colimación para la verificación de uniformidad en semillas equiespaciadas de  $^{192}\text{Ir}$ , posiblemente también aplicable a los hilos, aunque utiliza como detector un cristal de centelleo.

En este tipo de sistemas, la cantidad de blindaje para reducir de manera adecuada la contribución del resto de la fuente a la medida de un elemento determinado reduce el nivel de señal en el detector comprometiendo la precisión de la medida<sup>67</sup>.

- Otro método consiste en la utilización de autorradiografías de los hilos. El método descrito por Cuyper *et al*<sup>68</sup> se basa en la irradiación de dos películas que envuelven al hilo.

Mediante el análisis de la suma de la densidad óptica en ambas se intenta evitar el problema de que el hilo no esté íntimamente en contacto con una de ellas.

Este método presenta ciertos problemas en la práctica; uno de ellos es la limitación en la resolución del sistema de lectura dado el alto gradiente en las proximidades del hilo; por ello, las películas se suelen situar a cierta distancia de la fuente. Esta distancia no debe ser excesiva dado que se ocultarían posibles zonas no homogéneas.

- El tercer método se basa en el uso de un detector pozo de características descritas en el apartado 1.3 con un inserto especial plomado con geometría cilíndrica, en el que existe un orificio cilíndrico central plástico.

Thomadsen *et al*<sup>67</sup> describen un sistema de este tipo para la medida de semillas de  $^{192}\text{Ir}$  equiespaciadas en un catéter mediante desplazamientos con un sistema mecánico externo. Utiliza un espesor de plomo de 11 mm con una apertura de 3,9 mm. Con este sistema se evitan las incertidumbres indicadas en 1.4.2 por las diferencias en TKRA de las semillas equiespaciadas en el cateter.

A esta técnica se han realizado dos modificaciones que permiten mejorar las dificultades planteadas en los dispositivos de sistemas de colimación anteriores: por un lado, el aumento de señal procedente del elemento alineado con el colimador y por otro, el que se contemplen las contribuciones de los elementos apantallados en la medida.

Existen sistemas similares para su aplicación a los hilos continuos de  $^{192}\text{Ir}$  en los que la altura del cilindro de apertura es 1 cm<sup>69</sup>. Su principio es el siguiente: con una fuente de 1 cm se obtienen las contribuciones a la lectura de cada posible posición en el hilo; para un hilo dado se realizan medidas desplazando el mismo de manera que se obtenga un conjunto de medidas igual al número de cm del hilo. De ese sistema de ecuaciones es posible obtener la TKRA relativa de cada cm.

Dada la precisión requerida en el posicionamiento, existe un dispositivo externo que lo facilita, dispositivo que también se puede utilizar para la asignación de factores de calibración a hilos de distinta longitud situados en un inserto con cateter central a partir de una fuente patrón de 1 cm<sup>69</sup>.

## 2. Dosimetría clínica: sistemas de planificación y matrices de dosis

En este segundo apartado se tratan las características fundamentales y las limitaciones de los SP en BT, junto con una revisión de la literatura para facilitar las matrices base de tasa de dosis a utilizar directamente en el SP o para verificar el mismo.

### 2.1. Sistemas de planificación en braquiterapia

A continuación se comentarán brevemente las características fundamentales de los SP para BT así como las limitaciones a tener en cuenta en lo referente, exclusivamente, al cálculo básico de dosis.

#### 2.1.1. Sistemas de planificación en Braquiterapia

La mayoría de los SP calculan la dosis en los distintos puntos del espacio, partiendo de matrices de tasa de dosis en un cuadrante, para las fuentes ya calculadas y archivadas. Estas matrices base representan el cálculo en todo el volumen, ya que existe simetría cilíndrica. El cálculo de la dosis en un punto dado se realiza por interpolación en estos datos base. Este procedimiento se justifica por la rapidez en el cálculo.

Dependiendo del SP específico estas matrices base son más o menos accesibles, desde SP que ni la muestran hasta los que permiten al usuario editarla e introducirla<sup>21,70,71</sup>. Como se pondrá de manifiesto posteriormente, es deseable que esta matriz sea totalmente accesible para que el usuario pueda introducir los valores más actuales y adecuados, evitando así las limitaciones de los algorit-

mos proporcionados por la mayoría de los SP. Las últimas versiones y Sistemas van en esta línea, sobre todo para fuentes de BT intersticial, incluso adaptándose al nuevo formalismo del TG43<sup>72</sup>.

La estructura de la mayoría de los SP utilizados en BT se puede dividir en dos partes: por un lado, se encuentra la matriz base con las utilidades, opcionales o no, para generar la misma; por otro, el cálculo para implantes concretos de las dosis en cualquier punto del espacio debidas a un conjunto de estas fuentes, colocadas de una forma determinada.

En el caso de la generación de las matrices base de dosis, los SP utilizan distintos algoritmos que comentaremos en el apartado 2.1.2. Así, el usuario introduce las características geométricas y físicas de sus fuentes y un conjunto de parámetros-funciones necesarios para el cálculo. De la fuente se toman sus longitudes y diámetros activos y totales. Además, se indican los coeficientes de autoabsorción y filtración, función de atenuación y dispersión en tejido, y razón de coeficientes másicos de absorción de energía. Calculada la matriz base, se almacenan estos valores normalizados a la TKRA unidad de la fuente. Como quiera que los datos de esta matriz se interpolan linealmente para el cálculo de la dosis en una condición particular, se suele eliminar de estos valores su dependencia con la distancia, operando con los factores geométricos de forma que el error en la interpolación sea mínimo. Dada la simetría cilíndrica y entre extremos de la mayoría de fuentes, esta matriz suele reducirse a un cuadrante de la fuente.

Los factores geométricos normalmente utilizados son el de geometría puntual, ya visto en el apartado 1.1 (expresión [1.1.8]), y el de geometría lineal:

$$G = \frac{\theta_2 - \theta_1}{Lr \sin \theta} \quad [2.1.1]$$

siendo  $\theta_2 - \theta_1$  el ángulo subtendido por la fuente desde el punto,  $L$  la longitud activa de la fuente y  $(r, \theta)$  las coordenadas polares del punto respecto a la fuente, cuyo origen de radios es su centro y el de ángulos es su eje longitudinal (Fig A.1).

Para el cálculo de la dosis se realiza primero la reconstrucción de la geometría del implante que, dependiendo del SP en concreto, puede realizarse por varios métodos: coordenadas reales, radiografías ortogonales, estereo-radiografías, TAC y ultrasonidos.

Para el cálculo de la dosis en un punto, se suman las contribuciones de las distintas fuentes. El cálculo de la dosis de cada fuente en un punto se realiza refiriendo las coordenadas del punto y de la fuente al sistema de coordenadas de la matriz base de tasa de dosis, mediante la utilización del producto escalar del vector definido desde el centro de la fuente al punto en cuestión y el vector definido a lo largo de la fuente. Posteriormente, se realiza la interpolación lineal en la matriz base, se opera con el factor geométrico del punto en concreto y se multiplica por la TKRA declarada de la fuente.

En el caso de PDR y HDR los SP disponen de completas utilidades de optimización para posiciones y tiempos de la fuente.

## 2.1.2. Algoritmos de cálculo

Lo habitual en un SP es que la utilidad para generar la dosis alrededor de una fuente sea un algoritmo derivado del de Sievert<sup>73,74</sup>. Fundamentalmente, consiste en la descomposición de la zona activa de la fuente cilíndrica en fuentes elementales que se tratan como puntuales. En una versión del mismo, adaptada de Cassell<sup>75</sup> utilizando el formalismo basado en  $\dot{K}_R$ , la dosis absorbida en agua en un punto P, expresado en cGyh<sup>-1</sup>, se obtiene por la expresión:

$$\dot{D}(\mathbf{r}) = \left[ \dot{K}_R \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{aire}^{agua} \right] e^{(\mu_s e_s + \mu_f e_f)} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N e^{(-\mu_s r_{sj} - \mu_f r_{fj})} \frac{\varphi(r_{ij})}{r_j^2} \quad [2.1.2]$$

donde  $\left[ \frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{aire}^{agua}$  es la razón de coeficientes másicos de absorción de energía promediados sobre los espectros existentes en agua y aire;  $\dot{K}_R$  es la tasa de Kerma de Referencia en aire expresada en  $\mu\text{Gyh}^{-1}$  a 1m;  $e_s$  y  $e_f$  son el radio interno de la fuente y el espesor de filtro, respectivamente;  $N$  es el número de fuentes elementales o casillas en las que se ha dividido el volumen activo de la fuente;  $\mu_s$  y  $\mu_f$  son los coeficientes lineales de autoabsorción y atenuación del filtro, respectivamente;  $r_j$  es la distancia entre el punto emisor  $j$  y el punto de cálculo P;  $r_{sj}$  y  $r_{fj}$  son las distancias para ese rayo que interceptan el volumen activo y el filtro respectivamente;  $r_{ij}$  es la distancia de ese rayo que intercepta tejido y es sobre la que actúa la función que tiene en cuenta la corrección por atenuación y dispersión en tejido  $\varphi(r)$ , cumpliéndose que:

$$r_j = r_{sj} + r_{fj} + r_{ij} \quad [2.1.3]$$

En la expresión del cálculo se observa el reparto de  $\dot{K}_R$  entre los  $N$  emisores corrigiendo con el término exponencial para tener en cuenta la absorción de la fuente y filtro en la medida de  $\dot{K}_R$  supuesta la geometría puntual, que está justificada como se ha comentado en 1.1.3.

Para  $\left[ \frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{aire}^{agua}$  los valores típicos<sup>76</sup> están en el rango 1.10-1.11 para <sup>137</sup>Cs e <sup>192</sup>Ir y 1.01 para <sup>125</sup>I. Como función de atenuación y dispersión en el tejido se utilizan varios modelos. Uno de ellos es la función de Van Kleffens y Star<sup>77</sup>:

$$\varphi(r) = \frac{1 + ar^2}{1 + br^2} \quad [2.1.4]$$

siendo la más extendida la de Meisberger<sup>22</sup>:

$$\varphi(r) = A + Br + Cr^2 + Dr^3 \quad [2.1.5]$$

con distintos valores de los coeficientes para cada isótopo.

Algunos sistemas, generalmente los más antiguos, utilizan el formalismo basado en la exposición. En ellos se sustituiría  $\dot{K}_R \left[ \frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{aire}^{agua}$  por  $f \Gamma_{\delta} A$  en la expresión del cálculo,

donde  $f$  es el factor de conversión rad/Roentgen,  $A$  es la actividad en mCi de la fuente y  $\Gamma_{\delta}$  es la constante de tasa de exposición.

En la versión más extendida de la denominada integral de Sievert<sup>78</sup> se realiza la simplificación de suponer al material activo situado en el eje de la fuente, reduciendo la integral sobre el volumen al eje y facilitando la resolución de la misma mediante los ángulos subtendidos desde el punto. Se divide el espacio en cuatro zonas según que los rayos elementales puedan atravesar límites laterales o superiores del volumen activo y total de la fuente cilíndrica.

Otro algoritmo tradicional incorporado en algún SP es el denominado "Método de los intervalos"<sup>79</sup>, en el que se mantiene la simplificación de que los puntos emisores están en el eje de la fuente, dividiendo la longitud activa en un conjunto discreto de fuentes puntuales. Utiliza además valores efectivos de espesores del filtro.

En el algoritmo de Cassell<sup>75</sup> se descompone en celdas todo el volumen activo gracias a que permite relaciones sencillas de los espesores atravesados.

Estos modelos analíticos derivados de Sievert se basan en hipótesis y aproximaciones que comprometen su validez<sup>80</sup>: La dosis absorbida en agua en un punto se obtiene a partir del kerma en agua en el seno de aire por la función  $\phi(r)$  que sólo depende de  $r$ ; el kerma en agua en el seno de aire de una fuente elemental se supone que depende solamente del espesor de la fuente y del filtro atravesado por el segmento hacia el punto, considerándose independiente de la distancia del punto y de la sección eficaz subtendida desde el mismo.

Como se indica en el TG43<sup>72</sup> estos modelos analíticos no permiten cálculos precisos. Se recomienda utilizar valores de los coeficientes de atenuación que resulten del ajuste, independientemente de su sentido físico, para minimizar las desviaciones entre este modelo analítico y los valores obtenidos por otros métodos más adecuados, como pueden ser experimentales o por Monte Carlo. Estos coeficientes ajustados dependen fuertemente de la geometría de la fuente y su uso en otras circunstancias ha de ser cuidadoso.

Para fuentes de  $^{137}\text{Cs}$  e  $^{192}\text{Ir}$ , pueden limitarse de esta forma las discrepancias entre Sievert y Monte Carlo, aunque en la zona próxima al eje longitudinal de la fuente en muchos casos no es posible. Ejemplos de estos ajustes se citan en el apartado 2.2.

Sin embargo, para bajas energías donde las hipótesis del modelo son más críticas, el ajuste no es posible. Así, para una fuente de  $^{125}\text{I}$  el mejor ajuste conduce a discrepancias en determinados puntos del 25%<sup>72</sup>.

En el caso de fuentes cuyo volumen activo está dividido en compartimentos, como ocurre con la CSM3, se utilizan longitudes efectivas<sup>80</sup>.

Además de las limitaciones del propio algoritmo, los SP realizan a su vez simplificaciones del mismo que afectan sobre todo a la zona próxima al eje longitudinal de la fuente. Pueden encontrarse dispersiones de algunas decenas % entre distintos equipos<sup>21</sup>.

Como conclusión, queda claro que lo ideal es poder introducir en el SP una matriz obtenida por un método apropiado y contrastada en la literatura, ya sea en coordenadas rectangulares, polares o en el formalismo del TG43. Si esto no es posible, deben ajustarse los valores de los coeficientes de atenuación para minimizar las diferencias, teniendo en cuenta las limitaciones finales en su uso clínico<sup>4,72</sup>.

Existe algún SP<sup>81</sup> que utiliza un algoritmo derivado de Monte Carlo, desarrollado por Russell *et al*<sup>82</sup>. Del cálculo con Monte Carlo obtiene la distribución de dosis primaria y dispersa por separado para la fuente en distintos medios que el sistema parametriza y almacena para el uso en los cálculos. Aunque no en la versión actual, este algoritmo permitiría tener en cuenta la corrección por heterogeneidades tisulares y blindajes<sup>81,82</sup>.

### 2.1.3. Caracterización de las fuentes para el cálculo

Un aspecto interesante a considerar es cómo declarar o caracterizar una fuente para el cálculo en el SP, teniendo en cuenta su forma, tamaño y uso en la práctica. Fundamentalmente es la consideración de comportamiento isotrópico o no, lo que justifica que la fuente pueda caracterizarse como puntual o lineal. En el primer caso se localizará por un punto y en el segundo por dos y será necesaria una matriz bidimensional.

Una fuente puede considerarse puntual de acuerdo a su construcción, como por ejemplo, las fuentes esféricas del Selectron; o por no poder distinguir en un implante la orientación de la fuente debido a su pequeño tamaño; o por existir en el implante un gran número de fuentes iguales orientadas al azar. En estos casos se debe hacer uso del factor de anisotropía o constante de anisotropía para "promediar" la no isotropía de la fuente<sup>4,72</sup>, que trataremos en el Apéndice.

Cuando una fuente se utiliza en un portafuente o en un aplicador metálico sería deseable que se tuviese en cuenta el mismo en la matriz base para considerar el efecto de filtración oblicua, que no se tiene en cuenta al aplicar exclusivamente un factor de reducción de la TKRA.

Requieren especial atención los conjuntos o trenes de fuentes en aplicadores, ya sean fijas o programables. Este es el caso del Selectron o de las pequeñas fuentes CSM1 en el Curietron. En ambos casos, se debe tener en cuenta el rango angular de su validez, es decir, aquel en el que no afectan las fuentes y esferas inactivas colindantes con la misma. Si el tren de fuentes se trata como un conjunto uniforme, por ejemplo de TKRA lineal constante, se pueden producir desviaciones importantes<sup>21</sup>.

Algunas fuentes pueden utilizarse de cualquier longitud, como son los hilos de  $^{192}\text{Ir}$ . Además, al ser flexibles y

adoptar formas curvas en el proceso de reconstrucción puede descomponerse en pequeñas fuentes rectilíneas. Unos SP resuelven este problema descomponiendo el hilo en fuentes puntuales<sup>70</sup>. Otros utilizan una sola matriz para todas las longitudes de hilos en coordenadas reducidas, lo que consiste en expresar las distancias en la matriz base como múltiplos de la longitud activa de la fuente generada<sup>83</sup>. Se debe tener especial precaución en los cálculos basados en este algoritmo, ya que cuanto más difiera la longitud de la fuente calculada de la generada mayores serán los errores que se cometan en el cálculo conforme el punto se aproxima a los extremos de la fuente.

#### 2.1.4. Limitaciones de los sistemas de planificación

La mayoría de SP actuales no contemplan en el cálculo los factores modificadores de la dosis debidos a heterogeneidades tisulares, efecto de apantallamiento entre fuentes, atenuación de los aplicadores y efecto de los blindajes de geometría compleja. En determinadas circunstancias, estos efectos pueden perturbar la distribución de dosis considerablemente<sup>84</sup>.

El efecto de apantallamiento entre las fuentes varía mucho con cada situación concreta; por ejemplo, se ha documentado que, en casos de implantes típicos de gran número de semillas de <sup>125</sup>I, este efecto se traduce en reducciones del 6% de la dosis periférica<sup>1</sup>.

Se supone un medio homogéneo e ilimitado, por lo que siempre existen condiciones de difusión completa. Esta suposición puede ser crítica en determinados casos dependiendo de la energía del isótopo. Según muestra Serago *et al*<sup>85</sup> se alcanzan disminuciones del orden del 8% en la zona limitante con aire en el caso de <sup>192</sup>Ir. También es el caso de la reducción de la radiación dispersa debido al apantallamiento de cierto volumen de tejido por blindajes<sup>86</sup>.

Tradicionalmente, los tejidos sobre los que se ha aplicado la BT tenían un comportamiento similar para las energías relativamente altas utilizadas. Actualmente la BT intersticial puede aplicarse en regiones donde la heterogeneidad tisular es considerable, por ejemplo en implantes próximos a estructuras óseas y pulmonares. Añadido a esto, se utilizan isótopos de menor energía (<sup>125</sup>I) lo que incrementa el efecto dosimétrico de la heterogeneidad debido al aumento de probabilidad del efecto fotoeléctrico que depende fuertemente del número atómico.

Existen modelos de cálculo para tener en cuenta las heterogeneidades de manera "unidimensional", es decir, sin considerar el tamaño ni la posición de la misma. Se basan en escalar la profundidad a espesores equivalentes de agua<sup>87</sup> o utilizando funciones de atenuación de tejido conjuntas formadas por las de los distintos tejidos atravesados<sup>88</sup>. Utilizando estos modelos en un implante típico de <sup>125</sup>I en pulmón se obtienen variaciones del 9-20% respecto al cálculo supuesto agua<sup>89</sup>.

Otros algoritmos, como el comentado de Russell *et al*<sup>82</sup> y el de Daskalov *et al*<sup>90</sup>, modelan y separan las componentes primaria y dispersa para tener en cuenta las dimensiones laterales y la situación de la heterogeneidad ya sea tisular o de blindajes en los aplicadores. Estas correcciones no están disponibles en la mayoría de los SP actuales.

Los aplicadores metálicos afectan dosimétricamente en dos aspectos: por una parte está el hecho de que su estructura metálica rodee homogéneamente las fuentes, manteniendo generalmente la simetría cilíndrica; por otro lado, están los blindajes de protección de geometrías especiales. El primer problema se suele resolver considerando la capa del aplicador como parte de la fuente, si es posible incluyendo la filtración oblicua, reduciendo su TKRA en un factor de atenuación correspondiente. El segundo problema es más complejo, y la única corrección que se realiza en la práctica (por ejemplo en los colpostatos con blindajes de protección vesical y rectal)<sup>91</sup>, es modificar la contribución de dosis a esos puntos procedentes de las cargas en los colpostatos por un factor de atenuación promedio.

Varios investigadores han medido, con distintos detectores y métodos, la dosis alrededor de los aplicadores. Esas medidas demuestran que la presencia de blindajes modifica significativamente la distribución de dosis; se llega a valores de entre 25%-50% de la dosis procedente de las fuentes en los colpostatos, y si se considera el tándem o sonda uterina en una aplicación típica, la dosis rectal y vesical se sobrestima entre 10%-20%<sup>92</sup>.

Ling *et al*<sup>93</sup> han realizado medidas alrededor de los colpostatos de Fletcher-Suit-Delclos<sup>91</sup> con el resultado de una atenuación media vesical y rectal de 15%-20% para los "minis" y de 20%-25% para los complementados de 2 cm de diámetro o mayores. Los autores han medido también la atenuación de las paredes del colpostato que resulta ser del 6%.

En la mayoría de los SP no se tiene en cuenta este efecto detallado de los blindajes de Aplicadores. En alguno de ellos se han incorporado algoritmos que suponen que los fotones primarios y dispersos se atenúan exponencialmente por el espesor del blindaje que intersecta el rayo definido desde la fuente elemental hasta el punto de interés<sup>45,94</sup>. Utilizan un coeficiente de atenuación efectivo ajustado para reproducir los resultados experimentales<sup>45,94</sup> siendo éste independiente de la distancia al blindaje y del área apantallada.

#### 2.2. Matrices de dosis alrededor de las fuentes

En este apartado se procede a una revisión de la literatura para las distintas fuentes con el fin de su uso para la confección o verificación de las matrices base o cálculos por los SP.

Se describen las dimensiones y códigos de las fuentes en uso, recogiendo asimismo la tabla de valores de tasa

de dosis en agua para las fuentes de uso más extendido. En estas tablas el origen de coordenadas está tomado en el centro de la fuente, que contiene el eje Z, siendo el Y perpendicular a la misma (Fig. A.1). En el caso de fuentes para uso intersticial, el TG43 de la AAPM<sup>72</sup> ha recomendado un nuevo formalismo del que se recoge un resumen en el Apéndice.

### 2.2.1. Matrices de dosis para fuentes de <sup>137</sup>Cs

La variedad en los tipos de fuentes de <sup>137</sup>Cs es considerable: las hay de pequeño tamaño utilizadas en sistemas de carga diferida; las utilizadas en los aplicadores vaginales tipo *dome*, también de pequeño tamaño; fuentes lineales de unos 2 cm de longitud encapsuladas en acero inoxidable y fuentes lineales encapsuladas en platino. A continuación se describen sus dimensiones y códigos junto con las referencias correspondientes de la literatura.

- Fuentes lineales de 20 mm de longitud total (LT), 13,5 mm de longitud activa (LA), filtradas con 0,5 mm de Pt, con diámetros activos ( $\varnothing_A$ ) de 3,05 mm (CDC.G) y 2,05 mm (CDC.H) de Amersham.

- Breitman<sup>79</sup> presenta tablas de dosis calculadas para estas fuentes encapsuladas en platino. El cálculo se basa en un algoritmo que emplea el método del intervalo, derivado del generalizado de Sievert, y utiliza como coeficiente para el filtro de Pt el de absorción de energía de valor  $1,25 \text{ cm}^{-1}$ . Al comparar sus cálculos con las medidas realizadas por Klevenhagen<sup>96</sup>, las discrepancias comienzan en las proximidades del eje longitudinal. En las tablas que se presentan en este trabajo, las tasas de dosis vienen normalizadas para  $1 \text{ mgRa}_{\text{eq}}$ .

- Fuentes CSM11 de CIS encapsuladas en acero inoxidable, utilizadas en los aplicadores tipo *dome*<sup>91</sup>, para homogeneizar la dosis en su cúpula, con uno de sus extremos redondeado. Sus dimensiones son  $LT = 5,2 \text{ mm}$ ,  $LA = 3,2 \text{ mm}$ , diámetro total ( $\varnothing_T$ ) =  $1,65 \text{ mm}$  y  $\varnothing_A = 0,85 \text{ mm}$ .

- Ballester et al<sup>97</sup> presenta tablas de dosis calculadas por Monte Carlo para esta fuente normalizadas a  $1 \mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$ , así como los parámetros y funciones dosimétricas según el formalismo TG43. En este trabajo se calculan los coeficientes de atenuación que permiten minimizar las diferencias con la generación de la matriz base por los SP mediante los algoritmos convencionales derivados de Sievert, resultando valores para el filtro y para la zona activa de  $\mu_f = 0,65 \text{ cm}^{-1}$  y  $\mu_s = 0,17 \text{ cm}^{-1}$ .

- Fuentes CSM3 de CIS, de uso muy extendido, cuya parte activa está segmentada en tres zonas de 3,6 mm de longitud y  $\varnothing_A = 0,8 \text{ mm}$ , separadas entre ellas 2,4 mm. Sus dimensiones externas son  $LT = 20,3 \text{ mm}$  y  $\varnothing_T = 2,65 \text{ mm}$ . Uno de sus extremos es puntiagudo con un orificio.

- Williamson<sup>74</sup> presenta tablas de dosis para este tipo de fuentes calculadas por Monte Carlo, normalizadas a  $1 \mu\text{Gyh}^{-1}\text{m}^2$  que se reproducen en la Tabla 2.2.1. Dado que no considera la asimetría de la fuente en la simulación, los datos se reducen a un cuadrante. Para el caso de generación de la matriz por el algoritmo de Sievert proporciona los siguientes valores efectivos con los que se consiguen diferencias menores del 2% respecto de los cálculos realizados con Monte Carlo:  $LA = 18 \text{ mm}$ ,  $LT = 25 \text{ mm}$ ,  $\mu_f = 0,039 \text{ mm}^{-1}$  y  $\mu_s = 0,015 \text{ mm}^{-1}$ .

- Existe un tipo especial de CSM3 que se utiliza en la zona de la cúpula en los aplicadores tipo *dome* en las que, para potenciar su comportamiento "puntual", la semilla del extremo puntiagudo es inactiva.

- Para esta fuente, Ballester et al<sup>98</sup> han obtenido la tabla de dosis a partir de cálculos con Monte Carlo.

- Fuentes denominadas tipo Walstam de Amersham con códigos CDC 1010 a CDC 2200. Son pequeñas fuentes cilíndricas con los extremos en forma de semiesferas encapsuladas en acero inoxidable. Se utilizan tanto para sistemas de carga diferida como en los aplicadores tipo *dome*. Sus dimensiones son  $LT = 8 \text{ mm}$  y  $\varnothing_T = 3,2 \text{ mm}$ . Su parte activa está formada por una o dos esferas de 2 mm de diámetro.

Tabla 2.2.1.

Tasa de dosis (cGy/h) en agua por unidad de TKRA ( $\mu\text{Gyh}^{-1}$  a 1 m) alrededor de la fuente CSM3. El origen se ha tomado en el centro de la fuente. Tomada de Williamson<sup>74</sup>.

z (cm)	y (cm)										
	0,00	0,25	0,50	0,75	1,00	1,50	2,00	2,50	3,00	4,00	5,00
<b>5,00</b>	0,0364	0,0350	0,0341	0,0352	0,0359	0,0356	0,0342	0,0321	0,0297	0,0246	0,0200
<b>4,00</b>	0,0592	0,0564	0,0561	0,0578	0,0580	0,0559	0,0517	0,0466	0,0415	0,0321	0,0248
<b>3,00</b>	0,1118	0,1052	0,1076	0,1083	0,1060	0,0958	0,0827	0,0700	0,0588	0,0417	0,0302
<b>2,50</b>	0,1696	0,1590	0,1630	0,1606	0,1529	0,1300	0,1064	0,0862	0,0699	0,0470	0,0330
<b>2,00</b>	0,2931	0,2714	0,2735	0,2577	0,2329	0,1803	0,1374	0,1055	0,0822	0,0525	0,0356
<b>1,50</b>	0,6365	0,5861	0,5408	0,4557	0,3734	0,2511	0,1749	0,1266	0,0948	0,0575	0,0380
<b>1,00</b>	-	2,1698	1,3030	0,8475	0,5946	0,3370	0,2143	0,1468	0,1061	0,0617	0,0399
<b>0,75</b>	-	4,9800	1,9296	1,0916	0,7157	0,3780	0,2317	0,1553	0,1105	0,0634	0,0406
<b>0,50</b>	-	6,1825	2,3508	1,2849	0,8156	0,4115	0,2455	0,1618	0,1141	0,0646	0,0411
<b>0,25</b>	-	5,6782	2,5239	1,3971	0,8788	0,4333	0,2543	0,1659	0,1162	0,0653	0,0414
<b>0,00</b>	-	6,8607	2,6243	1,4358	0,9004	0,4409	0,2574	0,1673	0,1170	0,0655	0,0415

– Para esta fuente, Casal *et al*<sup>99</sup> han obtenido la tabla de dosis a partir de cálculos con Monte Carlo para una y dos bolas activas. También se recogen los datos dosimétricos según el formalismo recomendado por TG43.

Tabla 2.2.2.

Tasa de dosis (cGyh<sup>-1</sup>) en agua por unidad de TKRA (μGyh<sup>-1</sup> a 1m) alrededor de la fuente CDCS-J. Las z negativas son hacia el extremo de la fuente con orificio. Tomada de Williamson<sup>74</sup>.

z (cm)	y (cm)													
	0,00	0,25	0,50	0,75	1,00	1,50	2,00	2,50	3,00	3,50	4,00	5,00	6,00	7,00
7,0	0,0186	0,0186	0,0183	0,0182	0,0183	0,0183	0,0180	0,0175	0,0167	0,0159	0,0149	0,0130	0,0111	0,00945
6,0	0,0259	0,0258	0,0254	0,0254	0,0255	0,0254	0,0247	0,0236	0,0222	0,0207	0,0192	0,0161	0,0134	0,0111
5,0	0,0380	0,0379	0,0372	0,0374	0,0376	0,0370	0,0352	0,0329	0,0302	0,0275	0,0249	0,0201	0,0162	0,0130
4,0	0,0608	0,0604	0,0595	0,0602	0,0600	0,0573	0,0527	0,0474	0,0420	0,0370	0,0325	0,0249	0,0193	0,0151
3,5	0,0806	0,0798	0,0791	0,0798	0,0789	0,0735	0,0658	0,0577	0,0499	0,0430	0,0370	0,0276	0,0209	0,0161
3,0	0,112	0,110	0,110	0,110	0,107	0,0966	0,0834	0,0707	0,0594	0,0499	0,0421	0,0304	0,0225	0,0171
2,5	0,165	0,162	0,163	0,161	0,153	0,130	0,107	0,0868	0,0705	0,0576	0,0475	0,0332	0,0241	0,0181
2,0	0,271	0,264	0,266	0,252	0,229	0,180	0,138	0,106	0,0829	0,0657	0,0530	0,0359	0,0256	0,0189
1,5	0,539	0,522	0,500	0,434	0,363	0,250	0,176	0,128	0,0958	0,0737	0,0581	0,0383	0,0268	0,0196
1,0	-	1,589	1,141	0,805	0,585	0,341	0,218	0,149	0,108	0,0807	0,0625	0,0403	0,0278	0,0201
0,5	-	6,577	2,484	1,350	0,854	0,426	0,252	0,165	0,116	0,0854	0,0654	0,0415	0,0284	0,0205
0,0	-	8,084	3,087	1,612	0,979	0,463	0,266	0,171	0,119	0,0872	0,0664	0,0419	0,0286	0,0206
-0,5	-	6,577	2,484	1,350	0,854	0,426	0,252	0,165	0,116	0,0854	0,0654	0,0415	0,0284	0,0205
-1,0	-	1,589	1,141	0,805	0,585	0,341	0,218	0,149	0,108	0,0807	0,0625	0,0403	0,0278	0,0201
-1,5	0,539	0,522	0,500	0,434	0,363	0,250	0,176	0,128	0,0958	0,0737	0,0581	0,0383	0,0268	0,0196
-2,0	0,271	0,264	0,266	0,252	0,229	0,180	0,138	0,106	0,0829	0,0657	0,0530	0,0359	0,0256	0,0189
-2,5	0,165	0,162	0,163	0,161	0,153	0,130	0,107	0,0868	0,0705	0,0576	0,0475	0,0332	0,0241	0,0181
-3,0	0,112	0,110	0,110	0,110	0,107	0,0966	0,0834	0,0707	0,0594	0,0499	0,0421	0,0304	0,0225	0,0171
-3,5	0,0806	0,0798	0,0791	0,0798	0,0789	0,0735	0,0658	0,0577	0,0499	0,0430	0,0370	0,0276	0,0209	0,0161
-4,0	0,0608	0,0604	0,0595	0,0602	0,0600	0,0573	0,0527	0,0474	0,0420	0,0370	0,0325	0,0249	0,0193	0,0151
-5,0	0,0380	0,0379	0,0372	0,0374	0,0376	0,0370	0,0352	0,0329	0,0302	0,0275	0,0249	0,0201	0,0162	0,0130
-6,0	0,0259	0,0258	0,0254	0,0254	0,0255	0,0254	0,0247	0,0236	0,0222	0,0207	0,0192	0,0161	0,0134	0,0111
-7,0	0,0186	0,0186	0,0183	0,0182	0,0183	0,0183	0,0180	0,0175	0,0167	0,0159	0,0149	0,0130	0,0111	0,00945

Tabla 2.2.3.

Tasa de dosis (cGyh<sup>-1</sup>) en agua por unidad de TKRA (μGyh<sup>-1</sup> a 1 m) alrededor de la fuente CDCS-M. Las z negativas son hacia el extremo de la fuente con orificio. Tomada de Casal *et al*<sup>104</sup>.

z (cm)	y (cm)													
	0,00	0,15	0,30	0,50	0,75	1,00	2,00	2,50	3,00	4,00	5,00	6,00	8,00	10,00
10,00	0,00850	0,00851	0,00845	0,00850	0,00844	0,00849	0,00851	0,00843	0,00828	0,00786	0,00730	0,00667	0,00539	0,00428
8,00	0,0137	0,0137	0,0136	0,0137	0,0138	0,0138	0,0137	0,0135	0,0131	0,0120	0,0108	0,00949	0,00721	0,00542
6,00	0,0250	0,0251	0,0248	0,0247	0,0250	0,0255	0,0247	0,0236	0,0223	0,0193	0,0163	0,0136	0,00953	0,00675
5,00	0,0368	0,0368	0,0363	0,0365	0,0373	0,0375	0,0351	0,0328	0,0302	0,0249	0,0202	0,0164	0,0109	0,00744
4,00	0,0593	0,0588	0,0581	0,0585	0,0598	0,0596	0,0526	0,0473	0,0419	0,0324	0,0250	0,0194	0,0122	0,00811
3,00	0,110	0,108	0,107	0,109	0,110	0,107	0,0832	0,0704	0,0591	0,0418	0,0304	0,0227	0,0135	0,00869
2,50	0,165	0,159	0,158	0,163	0,161	0,153	0,106	0,0862	0,0700	0,0473	0,0332	0,0242	0,0141	0,00894
2,00	0,275	0,262	0,266	0,267	0,255	0,230	0,136	0,105	0,0823	0,0528	0,0359	0,0256	0,0146	0,00917
1,50	0,565	0,539	0,542	0,507	0,438	0,363	0,174	0,127	0,0949	0,0578	0,0382	0,0269	0,0150	0,00935
1,00	-	1,99	1,63	1,18	0,810	0,582	0,215	0,147	0,106	0,0621	0,0402	0,0278	0,0153	0,00948
0,75	-	6,99	3,30	1,81	1,07	0,714	0,233	0,156	0,111	0,0637	0,0408	0,0282	0,0155	0,00953
0,50	-	12,27	5,00	2,42	1,32	0,834	0,248	0,163	0,115	0,0649	0,0413	0,0284	0,0156	0,00957
0,25	-	13,59	5,70	2,80	1,49	0,917	0,257	0,167	0,117	0,0656	0,0417	0,0286	0,0156	0,00958
0,00	-	13,59	5,88	2,91	1,54	0,946	0,261	0,169	0,117	0,0659	0,0418	0,0287	0,0156	0,00959
-0,25	-	13,61	5,73	2,80	1,49	0,920	0,258	0,167	0,117	0,0657	0,0417	0,0286	0,0156	0,00961
-0,50	-	12,67	5,07	2,46	1,34	0,842	0,249	0,163	0,115	0,0651	0,0415	0,0285	0,0155	0,00956
-0,75	-	7,62	3,45	1,86	1,10	0,725	0,234	0,157	0,111	0,0638	0,0409	0,0282	0,0155	0,00953
-1,00	-	2,26	1,73	1,21	0,831	0,595	0,217	0,148	0,107	0,0622	0,0402	0,0279	0,0154	0,00950
-1,50	0,620	0,579	0,568	0,519	0,448	0,371	0,176	0,128	0,0953	0,0580	0,0384	0,0270	0,0151	0,00937
-2,00	0,294	0,282	0,278	0,274	0,258	0,234	0,138	0,106	0,0828	0,0530	0,0361	0,0258	0,0146	0,00915
-2,50	0,175	0,169	0,168	0,168	0,164	0,155	0,107	0,0871	0,0707	0,0477	0,0334	0,0244	0,0141	0,00898
-3,00	0,117	0,113	0,111	0,112	0,112	0,109	0,0843	0,0712	0,0597	0,0422	0,0306	0,0228	0,0136	0,00874
-4,00	0,0622	0,0611	0,0597	0,0605	0,0612	0,0607	0,0533	0,0479	0,0424	0,0327	0,0252	0,0196	0,0123	0,00816
-5,00	0,0384	0,0383	0,0374	0,0376	0,0381	0,0381	0,0359	0,0334	0,0307	0,0253	0,0205	0,0165	0,0110	0,00750
-6,00	0,0264	0,0261	0,0256	0,0256	0,0258	0,0259	0,0251	0,0239	0,0224	0,0194	0,0164	0,0137	0,00957	0,00677
-8,00	0,0142	0,0142	0,0141	0,0140	0,0139	0,0140	0,0139	0,0136	0,0132	0,0121	0,0108	0,00951	0,00725	0,00547
-10,00	0,00867	0,00880	0,00875	0,00870	0,00860	0,00862	0,00870	0,00858	0,00839	0,00792	0,00734	0,00670	0,00541	0,00429

- Fuentes con códigos de CDC 12015 a CDC 12035 de *Amersham* utilizadas en sistemas de carga diferida. Su encapsulado es en acero inoxidable y sus dimensiones son  $LT = 5$  mm y  $\varnothing_T = 1,8$  mm. Su parte activa está formada por una o tres bolas de diámetro 1,1 mm.

- Para esta fuente Ballester *et al*<sup>100</sup> y Pérez *et al*<sup>101</sup> presentan cálculos con Monte Carlo para una y tres bolas activas. También se recogen los datos dosimétricos según el formalismo recomendado por TG43.

- Fuentes CSM1 de CIS, utilizadas en trenes o conjuntos de fuentes por el Curietron. Tienen forma cilíndrica terminadas en semiesfera y están filtradas en acero inoxidable. Sus dimensiones son  $LT = 3,5$  mm,  $LA = 1,6$  mm,  $\varnothing_T = 1,75$  mm y  $\varnothing_A = 0,8$  mm.

- Para esta fuente Ballester *et al*<sup>102</sup> han realizado cálculos con Monte Carlo.

- Fuentes esféricas utilizadas por el Selectrón<sup>103</sup>. Están filtradas en acero inoxidable, sus dimensiones son  $\varnothing_T = 2,5$  mm y  $\varnothing_A = 1,5$  mm.

- Para esta fuente Ballester *et al*<sup>102</sup> han realizado cálculos con Monte Carlo.

- Fuentes CDCS-J de *Amersham*, de uso muy extendido, son fuentes encapsuladas en acero inoxidable cuyas dimensiones son  $LT = 20$  mm,  $LA = 13,5$  mm,  $\varnothing_T = 2,65$  mm y  $\varnothing_A = 1,65$  mm. Sus extremos son planos, uno de ellos con orificio.

- Para esta fuente, Williamson<sup>74</sup> presenta cálculos con Monte Carlo que se recogen en la tabla 2.2.2, obteniendo como coeficientes óptimos para su uso en el algoritmo de Sievert:  $\mu_f = 0,037$  mm<sup>-1</sup> y  $\mu_s = 0,046$  mm<sup>-1</sup>.

- También de uso muy extendido es la fuente CDCS-M de *Amersham*, filtrada en acero inoxidable, cuyas dimensiones son  $LT = 21$  mm,  $LA = 15$  mm,  $\varnothing_T = 2,3$  mm y  $\varnothing_A = 1,3$  mm. Sus extremos son planos, uno de ellos con orificio.

- Para esta fuente Casal *et al*<sup>104</sup> presentan cálculos con Monte Carlo que se recogen en la tabla 2.2.3, obteniendo

como coeficientes óptimos para su uso en el algoritmo de Sievert:  $\mu_f = 0,037$  mm<sup>-1</sup> y  $\mu_s = 0,007$  mm<sup>-1</sup>.

- Referencias para otros tipos de fuentes no utilizadas en España o prácticamente abandonado su uso son: Williamson<sup>74</sup> y Waggener *et al*<sup>105</sup> para fuentes de la casa *3M* y Breitman<sup>79</sup> para las fuentes CDC.A de *Amersham*.

## 2.2.2. Matrices de dosis para fuentes de <sup>192</sup>Ir

### LDR

- Hilos flexibles de 0,3 mm diámetro total y 0,1 mm de filtro de platino. Suelen suministrarse en longitudes de 14 cm (IRF.1 de CIS) ó 50 cm (ICW 1030-ICW 11000 de *Amersham*). A partir de estas longitudes iniciales se realizan los cortes oportunos para adaptarse a las necesidades concretas del implante.

- Ballester *et al*<sup>106</sup> presentan tablas completas calculadas con Monte Carlo, para dos longitudes diferentes (5 y 1 cm) tablas 2.2.4 y 2.2.5. También en este trabajo se calculan los coeficientes de atenuación que deben utilizarse en el algoritmo de Sievert ( $\mu = 0,445$  mm<sup>-1</sup> para fuente y filtro), así como la zona de validez.

- Otras fuentes de <sup>192</sup>Ir son las horquillas simples o dobles que, manteniendo el filtro de 0,1 mm de Pt, tienen diámetros diferentes. *Amersham* suministra fuentes de  $\varnothing_T = 0,6$  mm en forma de horquillas simples de 73 mm de longitud (modelos desde ICW.4040 a ICW.4300) o dobles de 131 mm de longitud (modelos desde ICW.3040 a ICW.3300). CIS suministra fuentes con  $\varnothing_T = 0,5$  mm en forma de hilos (IRF-2 de 140 mm longitud), horquillas simples (modelos IREC.1, de 30 mm longitud, y IREL.1, de 50 mm longitud) o en forma de horquillas dobles (modelos IERC.1, de 72 mm longitud, e IREL.1, de 112 mm longitud).

Tabla 2.2.4.

Tasa de dosis (cGy/h) en agua por unidad de TKRA ( $\mu\text{Gy} \cdot \text{h}^{-1}$  a 1 m) para el hilo de <sup>192</sup>Ir de 5 cm longitud y 0,3 mm diámetro. Tomada de Ballester *et al*<sup>106</sup>.

y (cm)	z (cm)													
	0	0,25	0,50	0,75	1,00	1,50	2,00	2,50	3,00	4,00	5,00	6,00	8,00	10
<b>0,025</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	0,382	0,142	0,088	0,063	0,037	0,023
<b>0,15</b>	4,31	4,27	4,31	4,30	4,28	4,21	4,03	2,17	0,312	0,091	0,046	0,030	0,017	0,011
<b>0,30</b>	2,08	2,06	2,08	2,07	2,05	1,99	1,82	1,07	0,322	0,092	0,048	0,031	0,015	0,0097
<b>0,40</b>	1,53	1,51	1,52	1,51	1,49	1,44	1,29	0,794	0,302	0,093	0,048	0,031	0,016	0,0099
<b>0,50</b>	1,19	1,18	1,19	1,18	1,16	1,11	0,974	0,629	0,282	0,093	0,049	0,031	0,016	0,011
<b>0,75</b>	0,745	0,741	0,740	0,731	0,718	0,673	0,580	0,409	0,235	0,092	0,049	0,031	0,017	0,010
<b>1,00</b>	0,523	0,521	0,518	0,511	0,500	0,464	0,398	0,299	0,197	0,088	0,049	0,031	0,016	0,010
<b>1,50</b>	0,305	0,304	0,301	0,296	0,289	0,266	0,232	0,188	0,143	0,079	0,047	0,031	0,016	0,010
<b>2,00</b>	0,201	0,200	0,198	0,194	0,190	0,175	0,156	0,132	0,108	0,068	0,044	0,030	0,016	0,0099
<b>2,50</b>	0,141	0,141	0,139	0,137	0,134	0,125	0,113	0,099	0,084	0,058	0,040	0,028	0,015	0,0098
<b>3,00</b>	0,104	0,104	0,103	0,101	0,100	0,093	0,086	0,077	0,067	0,049	0,036	0,026	0,015	0,0095
<b>4,00</b>	0,063	0,063	0,062	0,062	0,061	0,058	0,054	0,050	0,045	0,036	0,028	0,022	0,014	0,0090
<b>5,00</b>	0,042	0,042	0,041	0,041	0,040	0,039	0,037	0,035	0,033	0,028	0,023	0,019	0,012	0,0083
<b>6,00</b>	0,029	0,029	0,029	0,029	0,029	0,028	0,027	0,026	0,024	0,021	0,018	0,015	0,011	0,0075
<b>8,00</b>	0,017	0,017	0,017	0,016	0,016	0,016	0,016	0,015	0,014	0,013	0,012	0,011	0,0080	0,0060
<b>10,0</b>	0,010	0,010	0,010	0,010	0,010	0,010	0,010	0,0097	0,0095	0,0089	0,0082	0,0075	0,0060	0,0048

Tabla 2.2.5.

Tasa de dosis (cGy/h) en agua por unidad de TKRA ( $\mu\text{Gy}^{-1}$  a 1 m) alrededor de un hilo de  $^{192}\text{Ir}$  de 1 cm longitud y 0,3 mm diámetro. Tomada de Ballester *et al*<sup>106</sup>.

y (cm)	z (cm)													
	0,0	0,25	0,5	0,75	1,0	1,50	2,0	2,5	3,0	4,0	5,0	6,0	8,0	10
<b>0,025</b>	-	-	-	3,25	1,54	0,774	0,504	0,372	0,290	0,195	0,142	0,108	0,068	0,046
<b>0,15</b>	18,7	17,5	10,3	2,78	1,17	0,431	0,234	0,155	0,107	0,065	0,044	0,032	0,021	0,013
<b>0,30</b>	7,54	6,88	4,67	2,28	1,15	0,446	0,232	0,149	0,103	0,058	0,039	0,028	0,016	0,011
<b>0,40</b>	4,93	4,50	3,26	1,93	1,07	0,452	0,240	0,152	0,104	0,058	0,038	0,028	0,016	0,011
<b>0,50</b>	3,46	3,18	2,43	1,61	0,974	0,441	0,245	0,152	0,105	0,058	0,038	0,028	0,016	0,010
<b>0,75</b>	1,74	1,63	1,37	1,03	0,746	0,396	0,234	0,150	0,105	0,059	0,038	0,027	0,015	0,010
<b>1,00</b>	1,03	0,985	0,871	0,717	0,565	0,343	0,217	0,145	0,104	0,059	0,038	0,027	0,015	0,010
<b>1,50</b>	0,479	0,468	0,437	0,392	0,342	0,248	0,177	0,128	0,096	0,057	0,038	0,027	0,015	0,010
<b>2,00</b>	0,275	0,271	0,260	0,243	0,222	0,179	0,139	0,108	0,084	0,054	0,036	0,027	0,015	0,0094
<b>2,50</b>	0,177	0,176	0,171	0,163	0,154	0,132	0,109	0,089	0,073	0,049	0,034	0,025	0,015	0,0093
<b>3,00</b>	0,124	0,123	0,121	0,117	0,112	0,099	0,088	0,073	0,062	0,044	0,032	0,024	0,014	0,0092
<b>4,00</b>	0,070	0,070	0,069	0,068	0,066	0,061	0,057	0,050	0,044	0,034	0,026	0,021	0,013	0,0086
<b>5,00</b>	0,045	0,045	0,044	0,044	0,043	0,041	0,039	0,036	0,033	0,027	0,022	0,018	0,012	0,0080
<b>6,00</b>	0,031	0,031	0,031	0,031	0,031	0,029	0,028	0,027	0,025	0,021	0,018	0,015	0,010	0,0074
<b>8,00</b>	0,017	0,017	0,017	0,017	0,017	0,017	0,016	0,016	0,015	0,014	0,012	0,010	0,0080	0,0059
<b>10</b>	0,011	0,011	0,011	0,011	0,011	0,010	0,010	0,010	0,010	0,0090	0,0082	0,0075	0,0060	0,0048

– En Pérez *et al*<sup>107</sup> se presentan tablas completas calculadas con Monte Carlo, para dos longitudes (1 y 5 cm) y diámetros (0,5 y 0,6 mm) de este tipo de fuentes. También en este trabajo se calculan los coeficientes de atenuación ( $\mu = 0,445 \text{ mm}^{-1}$  para fuente y filtro) que se utilizarán en el algoritmo de Sievert, así como su zona de validez.

• Semilla de  $^{192}\text{Ir}$  de 3 mm longitud encapsulada en acero inoxidable. Es el Iridio utilizado en BT intersticial en USA que consiste en estas semillas dispuestas con un espaciado regular en guías plásticas flexibles.

– En el documento del TG43 de la AAPM<sup>72</sup> aparece toda la información dosimétrica necesaria en el nuevo formalismo de ICWG<sup>108</sup>. En él se contempla el doble enfoque, tanto como fuente lineal o mediante la aproximación puntual con la corrección por anisotropía.

A continuación se revisarán los datos dosimétricos existentes en la literatura relativos a las fuentes de Ir-192 utilizadas en los equipos de HDR y PDR. En ellos, la fuente queda ligada al extremo del cable de transferencia que avanza a través de los catéteres con tiempos de permanencia y situaciones programadas.

### HDR

• Fuente utilizada en el microSelectron de HDR, encapsulada en acero inoxidable. Sus dimensiones son LA = 3,5 mm,  $\varnothing_T = 1,1 \text{ mm}$  y  $\varnothing_A = 0,6 \text{ mm}$  y la distancia desde el extremo activo al final de la fuente es de 0,35 mm. La suministra *Mallinckrodt Diagnostica*. Una fuente utilizada en el equipo GammaMed 12I de Alta tasa es de diseño y dimensiones prácticamente idénticas, aunque la distancia desde el extremo activo de la fuente a su final es de 0,5 mm.

– La referencia más interesante es la de Williamson *et al*<sup>109</sup> en la que, además de la tabla de dosis (tabla 2.2.6), presenta todas las constantes y funciones dosimétricas

necesarias según el formalismo TG43. En sus cálculos se tiene en cuenta el efecto del cable de la fuente. Karaiskos *et al*<sup>110</sup> confirman experimentalmente y mediante otro código de Monte Carlo los datos de Williamson *et al*. También Dries<sup>111</sup> confirma estos datos con otro código de Monte Carlo. Según Williamson *et al*, las distribuciones de dosis resultantes para la fuente de HDR del MicroSelectron se pueden utilizar también para la fuente de alta tasa de GammaMed 12I cuyo diseño es similar pese a las diferencias en distancia desde el extremo activo al final de la fuente, ya que la anisotropía de la fuente está dominada por la alta densidad del material activo<sup>109</sup>.

• Se ha incorporado un nuevo modelo de fuente utilizada en el microSelectron de HDR. Sus dimensiones son LA = 3,6 mm,  $\varnothing_T = 0,9 \text{ mm}$  y  $\varnothing_A = 0,65 \text{ mm}$  y la distancia desde el extremo activo al final de la fuente es de 0,2 mm.

– La referencia más interesante es la de Daskalov *et al*<sup>112</sup> en la que, además de la tabla de dosis (tabla 2.2.7), presenta todas las constantes y funciones dosimétricas necesarias según el formalismo TG43. En sus cálculos se tiene en cuenta el efecto del cable de la fuente.

• Fuente utilizada en el equipo Varisource, encapsulada en Ni-Ti y con dimensiones LA = 10 mm,  $\varnothing_A = 0,35 \text{ mm}$ ,  $\varnothing_T = 0,61 \text{ mm}$ . La distancia desde el extremo activo al final de la fuente es de 1mm.

– Wang *et al*<sup>113</sup> proporciona una tabla de dosis para esta fuente calculada por Monte Carlo (tabla 2.2.8), así como datos dosimétricos en el formalismo de TG43. También para esta fuente, Meigooni *et al*<sup>114</sup> presenta datos experimentales obtenidos con TLD.

• Fuente utilizada por el Equipo de HDR Buchler, encapsulada en acero inoxidable. Sus dimensiones son: LA = 1,3 mm,  $\varnothing_A = 1 \text{ mm}$ ,  $\varnothing_T = 1,6 \text{ mm}$ . La distancia desde el extremo activo al final de la fuente es de 1 mm.

– Ballester *et al*<sup>102</sup> han realizado calculos de Monte Carlo para esta fuente.

Tabla 2.2.6.

Tasa de dosis (cGy/h) en agua por unidad de intensidad de TKRA ( $\mu\text{Gy h}^{-1}$  a 1 m) alrededor de la fuente del microSelectron HDR de NUCLETRON. Las  $z$  positivas son hacia el extremo de la fuente ligado al cable. Tomada de Williamson *et al*<sup>109</sup>.

z (cm)	y (cm)													
	0,00	0,10	0,25	0,50	0,75	1,00	1,50	2,00	2,50	3,00	4,00	5,00	6,00	7,00
-7,00	0,0155	0,0156	0,0157	0,0160	0,0163	0,0165	0,0169	0,0169	0,0167	0,0162	0,0148	0,0130	0,0113	0,0097
-6,00	0,0215	0,0217	0,0219	0,0224	0,0228	0,0232	0,0235	0,0234	0,0227	0,0217	0,0192	0,0164	0,0139	0,0116
-5,00	0,0313	0,0317	0,0321	0,0329	0,0336	0,0341	0,0344	0,0335	0,0319	0,0298	0,0251	0,0208	0,0169	0,0137
-4,00	0,0481	0,0487	0,0498	0,0515	0,0529	0,0537	0,0532	0,0504	0,0463	0,0418	0,0333	0,0260	0,0203	0,0160
-3,00	0,0834	0,0849	0,0878	0,0920	0,0948	0,0950	0,0898	0,0804	0,0698	0,0600	0,0436	0,0319	0,0238	0,0182
-2,50	0,1188	0,1213	0,1265	0,1338	0,1367	0,1348	0,1218	0,1037	0,0865	0,0718	0,0494	0,0350	0,0256	0,0192
-2,00	0,1839	0,1888	0,1995	0,2122	0,2123	0,2025	0,1695	0,1354	0,1073	0,0851	0,0554	0,0379	0,0272	0,0202
-1,50	0,3260	0,3370	0,3619	0,3783	0,3598	0,3227	0,2415	0,1766	0,1310	0,0991	0,0610	0,0406	0,0286	0,0209
-1,00	0,7401	0,7805	0,8485	0,8124	0,6792	0,5427	0,3412	0,2234	0,1543	0,1119	0,0658	0,0427	0,0296	0,0215
-0,75	1,3825	1,4618	1,5506	1,3046	0,9661	0,7058	0,3968	0,2458	0,1646	0,1172	0,0676	0,0434	0,0299	0,0217
-0,50	3,4333	3,6550	3,4355	2,2035	1,3624	0,8904	0,4482	0,2648	0,1729	0,1214	0,0690	0,0440	0,0302	0,0218
-0,25	27,182	19,893	9,2815	3,5287	1,7728	1,0504	0,4853	0,2772	0,1783	0,1242	0,0698	0,0443	0,0304	0,0219
-0,10	-	57,514	14,260	4,1681	1,9294	1,1037	0,4967	0,2810	0,1799	0,1250	0,0701	0,0444	0,0304	0,0220
0,00	-	66,289	15,586	4,3189	1,9638	1,1150	0,4991	0,2818	0,1803	0,1253	0,0702	0,0445	0,0304	0,0220
0,10	-	57,396	14,246	4,1680	1,9289	1,1033	0,4967	0,2811	0,1799	0,1250	0,0701	0,0444	0,0304	0,0220
0,25	29,109	19,857	9,2742	3,5304	1,7717	1,0495	0,4853	0,2774	0,1782	0,1241	0,0698	0,0443	0,0304	0,0219
0,50	3,0956	3,5251	3,4217	2,2048	1,3608	0,8888	0,4480	0,2650	0,1728	0,1213	0,0689	0,0439	0,0302	0,0218
0,75	1,2219	1,3215	1,5300	1,3021	0,9658	0,7044	0,3962	0,2456	0,1644	0,1170	0,0675	0,0434	0,0299	0,0217
1,00	0,6402	0,6816	0,8218	0,8074	0,6778	0,5418	0,3403	0,2229	0,1538	0,1116	0,0656	0,0426	0,0295	0,0215
1,50	0,2864	0,2964	0,3372	0,3713	0,3568	0,3211	0,2405	0,1758	0,1301	0,0986	0,0608	0,0405	0,0285	0,0209
2,00	0,1640	0,1681	0,1821	0,2052	0,2088	0,2004	0,1685	0,1349	0,1067	0,0846	0,0551	0,0378	0,0271	0,0201
2,50	0,1064	0,1084	0,1143	0,1278	0,1335	0,1329	0,1206	0,1032	0,0863	0,0714	0,0492	0,0348	0,0255	0,0191
3,00	0,0750	0,0761	0,0791	0,0869	0,0919	0,0933	0,0890	0,0800	0,0696	0,0598	0,0434	0,0318	0,0238	0,0181
4,00	0,0437	0,0442	0,0452	0,0479	0,0508	0,0524	0,0527	0,0502	0,0463	0,0419	0,0332	0,0258	0,0202	0,0159
5,00	0,0288	0,0291	0,0294	0,0306	0,0320	0,0331	0,0339	0,0333	0,0318	0,0298	0,0251	0,0207	0,0168	0,0136
6,00	0,0197	0,0199	0,0201	0,0206	0,0214	0,0222	0,0230	0,0231	0,0226	0,0217	0,0192	0,0164	0,0138	0,0115
7,00	0,0142	0,0143	0,0144	0,0148	0,0152	0,0157	0,0164	0,0167	0,0166	0,0161	0,0148	0,0131	0,0113	0,0097

Tabla 2.2.7.

Tasa de dosis (cGy/h) en agua por unidad de intensidad de TKRA ( $\mu\text{Gy h}^{-1}$  a 1 m) alrededor de la nueva fuente del microSelectron HDR de NUCLETRON. Las  $z$  negativas son hacia el extremo de la fuente ligado al cable. Tomada de Daskalov *et al*<sup>112</sup>.

z (cm)	y (cm)													
	0,00	0,10	0,15	0,25	0,35	0,50	0,75	1,00	1,50	2,00	2,50	3,00	5,00	7,00
7,00	0,0164	0,0163	0,0163	0,0164	0,0165	0,0167	0,0170	0,0169	0,0173	0,0172	0,0169	0,0164	0,0132	0,0097
6,00	0,0223	0,0222	0,0223	0,0225	0,0226	0,0230	0,0234	0,0233	0,0238	0,0236	0,0228	0,0219	0,0165	0,0116
5,00	0,0318	0,0319	0,0320	0,0324	0,0326	0,0333	0,0340	0,0341	0,0345	0,0336	0,0319	0,0299	0,0208	0,0137
4,00	0,0483	0,0486	0,0488	0,0496	0,0502	0,0524	0,0530	0,0538	0,0533	0,0504	0,0463	0,0419	0,0259	0,0159
3,00	0,0840	0,0852	0,0859	0,0879	0,0897	0,0926	0,0952	0,0950	0,0899	0,0803	0,0698	0,0598	0,0319	0,0182
2,50	0,119	0,122	0,122	0,127	0,130	0,134	0,137	0,134	0,122	0,104	0,0864	0,0713	0,0349	0,0192
2,00	0,183	0,190	0,190	0,198	0,206	0,212	0,212	0,201	0,169	0,135	0,107	0,0846	0,0379	0,0201
1,50	0,324	0,334	0,343	0,360	0,372	0,377	0,358	0,320	0,239	0,176	0,130	0,0985	0,0406	0,0209
1,00	0,745	0,781	0,809	0,849	0,854	0,810	0,677	0,540	0,339	0,223	0,154	0,112	0,0427	0,0215
0,75	1,357	1,440	1,500	1,539	1,479	1,301	0,693	0,701	0,394	0,246	0,165	0,117	0,0435	0,0217
0,50	3,405	3,631	3,691	3,408	2,907	2,185	1,351	0,884	0,446	0,265	0,173	0,121	0,0441	0,0219
0,25	-	19,71	15,12	9,177	5,968	3,507	1,760	1,042	0,483	0,278	0,178	0,124	0,0445	0,0219
0,10	-	58,79	32,18	14,19	7,944	4,154	1,917	1,096	0,495	0,282	0,180	0,125	0,0446	0,0220
0,00	-	66,36	36,36	15,52	8,434	4,299	1,950	1,108	0,497	0,282	0,180	0,125	0,0446	0,0220
-0,10	-	58,79	32,23	14,20	7,952	4,151	1,918	1,097	0,495	0,282	0,180	0,125	0,0446	0,0220
-0,25	-	19,68	15,14	9,182	5,976	3,501	1,761	1,042	0,483	0,278	0,178	0,124	0,0445	0,0219
-0,50	3,127	3,559	3,655	3,402	2,909	2,179	1,350	0,883	0,446	0,265	0,173	0,121	0,0441	0,0219
-0,75	1,242	1,379	1,467	1,527	1,476	1,298	0,963	0,701	0,394	0,246	0,165	0,117	0,0435	0,0217
-1,00	0,668	0,739	0,783	0,837	0,848	0,806	0,677	0,539	0,339	0,223	0,154	0,112	0,0427	0,0215
-1,50	0,301	0,314	0,327	0,350	0,366	0,373	0,357	0,321	0,240	0,176	0,130	0,0987	0,0406	0,0209
-2,00	0,170	0,179	0,180	0,190	0,202	0,210	0,211	0,200	0,169	0,135	0,107	0,0847	0,0379	0,0201
-2,50	0,112	0,115	0,115	0,122	0,127	0,132	0,136	0,134	0,121	0,104	0,0861	0,0714	0,0349	0,0192
-3,00	0,0790	0,0803	0,0814	0,0840	0,0869	0,0904	0,0940	0,0943	0,0896	0,0802	0,0695	0,0597	0,0319	0,0182
-4,00	0,0455	0,0470	0,0466	0,0473	0,0494	0,0509	0,0528	0,0532	0,0529	0,0502	0,0461	0,0418	0,0259	0,0159
-5,00	0,0303	0,0305	0,0307	0,0311	0,0316	0,0322	0,0333	0,0334	0,0342	0,0344	0,0318	0,0298	0,0207	0,0137
-6,00	0,0212	0,0213	0,0214	0,0216	0,0219	0,0222	0,0228	0,0229	0,0236	0,0234	0,0228	0,0217	0,0165	0,0116
-7,00	0,0156	0,0156	0,0157	0,0158	0,0160	0,0162	0,0165	0,0166	0,0171	0,0171	0,0168	0,0163	0,0132	0,0097

Tabla 2.2.8.

Tasa de dosis (cGy/h) en agua por unidad de intensidad de TKRA ( $\mu\text{Gy h}^{-1}$  a 1 m) alrededor de la fuente para VariSource HDR. Tomada de Wang *et al*<sup>113</sup>.

z (cm)	y (cm)														
	0,00	0,10	0,25	0,50	0,75	1,00	1,50	2,00	2,50	3,00	4,00	5,00	6,00	7,00	10,00
-10,00	0,0057	0,0065	0,0066	0,0071	0,0074	0,0077	0,0080	0,0082	0,0082	0,0081	0,0077	0,0071	0,0065	0,0058	0,0038
-7,00	0,0129	0,0136	0,0142	0,0155	0,0166	0,0173	0,0180	0,0181	0,0177	0,0172	0,0155	0,0136	0,0116	0,0101	0,0059
-6,00	0,0175	0,0180	0,0193	0,0217	0,0234	0,0243	0,0250	0,0248	0,0240	0,0228	0,0199	0,0170	0,0142	0,0118	0,0067
-5,00	0,0241	0,0253	0,0282	0,0320	0,0343	0,0358	0,0364	0,0353	0,0334	0,0310	0,0260	0,0212	0,0172	0,0139	0,0075
-4,00	0,0347	0,0372	0,0440	0,0522	0,0557	0,0570	0,0563	0,0528	0,0482	0,0433	0,0340	0,0264	0,0206	0,0162	0,0083
-3,00	0,0558	0,0647	0,0825	0,0967	0,1018	0,1021	0,0949	0,0837	0,0720	0,0614	0,0441	0,0323	0,0241	0,0184	0,0089
-2,50	0,0780	0,0969	0,1237	0,1444	0,1489	0,1452	0,1280	0,1076	0,0888	0,0730	0,0499	0,0354	0,0258	0,0194	0,0092
-2,00	0,1238	0,1614	0,2073	0,2340	0,2321	0,2175	0,1770	0,1393	0,1091	0,0860	0,0559	0,0383	0,0274	0,0203	0,0095
-1,50	0,2292	0,3173	0,4144	0,4337	0,3976	0,3463	0,2495	0,1794	0,1319	0,0998	0,0614	0,0409	0,0287	0,0211	0,0097
-1,00	0,6676	0,9841	1,1420	0,9742	0,7502	0,5706	0,3449	0,2239	0,1547	0,1123	0,0661	0,0429	0,0298	0,0217	0,0098
-0,75	1,8060	2,5951	2,3897	1,5627	1,0378	0,7225	0,3962	0,2449	0,1646	0,1175	0,0679	0,0437	0,0302	0,0219	0,0099
-0,50	-	15,435	5,7097	2,4301	1,3746	0,8779	0,4418	0,2622	0,1724	0,1216	0,0692	0,0443	0,0304	0,0220	0,0099
-0,25	-	28,207	8,9179	3,2147	1,6503	0,9981	0,4733	0,2735	0,1774	0,1242	0,0701	0,0446	0,0306	0,0222	0,0099
-0,10	-	29,225	9,5971	3,4506	1,7406	1,0347	0,4827	0,2768	0,1787	0,1251	0,0700	0,0448	0,0307	0,0221	0,0100
0,00	-	29,418	9,7037	3,4958	1,7563	1,0432	0,4842	0,2777	0,1793	0,1247	0,0705	0,0447	0,0307	0,0221	0,0100
0,10	-	29,268	9,5966	3,4502	1,7394	1,0342	0,4833	0,2768	0,1788	0,1245	0,0701	0,0448	0,0307	0,0222	0,0100
0,25	-	28,252	8,9090	3,2076	1,6511	0,9978	0,4725	0,2734	0,1770	0,1239	0,0701	0,0445	0,0306	0,0220	0,0099
0,50	-	15,424	5,7044	2,4362	1,3730	0,8778	0,4411	0,2619	0,1721	0,1214	0,0692	0,0443	0,0304	0,0220	0,0099
0,75	-	2,6069	2,3937	1,5630	1,0377	0,7228	0,3960	0,2446	0,1644	0,1175	0,0677	0,0437	0,0302	0,0219	0,0099
1,00	0,6072	0,9784	1,1398	0,9753	0,7501	0,5711	0,3452	0,2240	0,1549	0,1124	0,0660	0,0429	0,0300	0,0217	0,0098
1,50	0,2218	0,3094	0,4123	0,4345	0,3979	0,3458	0,2494	0,1794	0,1320	0,0998	0,0614	0,0407	0,0288	0,0211	0,0097
2,00	0,1227	0,1524	0,2059	0,2346	0,2321	0,2176	0,1774	0,1394	0,1091	0,0861	0,0559	0,0382	0,0274	0,0203	0,0095
2,50	0,0789	0,0926	0,1232	0,1442	0,1487	0,1450	0,1281	0,1077	0,0889	0,0730	0,0500	0,0353	0,0258	0,0194	0,0092
3,00	0,0570	0,0633	0,0815	0,0969	0,1021	0,1021	0,0950	0,0838	0,0721	0,0614	0,0443	0,0323	0,0241	0,0184	0,0089
4,00	0,0338	0,0349	0,0434	0,0514	0,0554	0,0569	0,0563	0,0529	0,0482	0,0433	0,0340	0,0264	0,0206	0,0162	0,0083
5,00	0,0239	0,0245	0,0274	0,0317	0,0343	0,0357	0,0364	0,0353	0,0334	0,0311	0,0259	0,0212	0,0172	0,0139	0,0075
6,00	0,0162	0,0172	0,0192	0,0215	0,0231	0,0242	0,0250	0,0247	0,0239	0,0228	0,0200	0,0169	0,0142	0,0118	0,0067
7,00	0,0130	0,0129	0,0138	0,0154	0,0165	0,0173	0,0180	0,0180	0,0178	0,0172	0,0155	0,0136	0,0117	0,0100	0,0059
10,00	0,0061	0,0063	0,0066	0,0071	0,0074	0,0076	0,0080	0,0081	0,0081	0,0081	0,0077	0,0071	0,0065	0,0058	0,0038

Tabla 2.2.9.

Tasa de dosis (cGy/h) en agua por unidad de intensidad de TKRA ( $\mu\text{Gy h}^{-1}$  a 1 m) alrededor de la fuente del microSelectron PDR de NUCLETRON. Las z positivas son hacia el extremo de la fuente ligado al cable. Tomada de Williamson *et al*<sup>109</sup>.

z (cm)	y (cm)													
	0,00	0,10	0,25	0,50	0,75	1,00	1,50	2,00	2,50	3,00	4,00	5,00	6,00	7,00
-7,00	0,0217	0,0217	0,0217	0,0216	0,0215	0,0213	0,0207	0,0200	0,0192	0,0183	0,0162	0,0140	0,0119	0,0101
-6,00	0,0300	0,0300	0,0300	0,0299	0,0296	0,0292	0,0283	0,0271	0,0256	0,0241	0,0207	0,0174	0,0144	0,0120
-5,00	0,0438	0,0438	0,0438	0,0435	0,0429	0,0422	0,0403	0,0380	0,0353	0,0324	0,0266	0,0216	0,0174	0,0141
-4,00	0,0690	0,0690	0,0689	0,0681	0,0669	0,0652	0,0610	0,0558	0,0502	0,0446	0,0345	0,0267	0,0208	0,0163
-3,00	0,1229	0,1230	0,1225	0,1202	0,1165	0,1117	0,0997	0,0865	0,0738	0,0624	0,0448	0,0326	0,0243	0,0185
-2,50	0,1764	0,1765	0,1754	0,1707	0,1634	0,1540	0,1321	0,1100	0,0902	0,0740	0,0505	0,0357	0,0260	0,0195
-2,00	0,2750	0,2749	0,2719	0,2609	0,2436	0,2232	0,1798	0,1412	0,1103	0,0869	0,0564	0,0386	0,0276	0,0205
-1,50	0,4873	0,4865	0,4764	0,4430	0,3958	0,3439	0,2501	0,1808	0,1331	0,1005	0,0619	0,0412	0,0289	0,0212
-1,00	1,0930	1,0867	1,0347	0,8889	0,7145	0,5604	0,3476	0,2265	0,1562	0,1132	0,0666	0,0432	0,0299	0,0218
-0,75	1,9403	1,9134	1,7621	1,3701	0,9940	0,7191	0,4021	0,2485	0,1663	0,1185	0,0683	0,0440	0,0303	0,0220
-0,50	4,3590	4,2047	3,5403	2,2318	1,3810	0,9014	0,4529	0,2670	0,1744	0,1226	0,0696	0,0445	0,0305	0,0221
-0,25	17,513	15,158	8,9081	3,5887	1,8022	1,0638	0,4895	0,2791	0,1796	0,1252	0,0704	0,0448	0,0307	0,0222
-0,10	110,78	56,163	15,450	4,3226	1,9680	1,1177	0,5004	0,2826	0,1811	0,1260	0,0707	0,0449	0,0307	0,0222
0	-	113,74	17,980	4,4985	2,0023	1,1280	0,5024	0,2832	0,1814	0,1261	0,0707	0,0449	0,0307	0,0222
0,10	-	53,842	15,347	4,3127	1,9640	1,1156	0,4997	0,2823	0,1811	0,1260	0,0707	0,0449	0,0307	0,0222
0,25	13,683	12,717	8,5435	3,5490	1,7903	1,0588	0,4878	0,2784	0,1795	0,1253	0,0705	0,0448	0,0307	0,0222
0,50	2,9015	3,1072	3,1057	2,1445	1,3533	0,8892	0,4493	0,2657	0,1743	0,1228	0,0697	0,0445	0,0305	0,0221
0,75	1,2985	1,3263	1,4481	1,2559	0,9569	0,7015	0,3966	0,2464	0,1660	0,1188	0,0683	0,0439	0,0303	0,0219
1,00	0,7355	0,7469	0,8140	0,7824	0,6660	0,5395	0,3405	0,2237	0,1553	0,1132	0,0666	0,0432	0,0299	0,0217
1,50	0,3343	0,3375	0,3532	0,3689	0,3509	0,3176	0,2408	0,1765	0,1312	0,0996	0,0616	0,0411	0,0289	0,0212
2,00	0,1923	0,1938	0,1977	0,2094	0,2085	0,1990	0,1683	0,1358	0,1075	0,0853	0,0558	0,0383	0,0275	0,0204
2,50	0,1252	0,1262	0,1275	0,1339	0,1361	0,1337	0,1209	0,1036	0,0869	0,0719	0,0497	0,0353	0,0258	0,0194
3,00	0,0884	0,0892	0,0896	0,0930	0,0954	0,0951	0,0894	0,0801	0,0699	0,0601	0,0438	0,0322	0,0241	0,0184
4,00	0,0510	0,0513	0,0515	0,0523	0,0535	0,0541	0,0531	0,0502	0,0463	0,0420	0,0333	0,0260	0,0204	0,0161
5,00	0,0333	0,0335	0,0336	0,0337	0,0342	0,0345	0,0345	0,0335	0,0318	0,0298	0,0252	0,0208	0,0169	0,0138
6,00	0,0228	0,0229	0,0230	0,0230	0,0232	0,0235	0,0237	0,0234	0,0227	0,0217	0,0192	0,0165	0,0139	0,0116
7,00	0,0165	0,0165	0,0166	0,0166	0,0167	0,0168	0,0171	0,0170	0,0167	0,0162	0,0148	0,0131	0,0114	0,0097

## PDR

- Fuente utilizada en el MicroSelectron de PDR, encapsulada en acero inoxidable. Sus dimensiones son  $LA = 0,6$  mm,  $\varnothing_T = 1,1$  mm y  $\varnothing_A = 0,6$  mm y la distancia desde el extremo activo al final de la fuente es de 0,55 mm.

– La referencia más interesante es la de Williamson *et al*<sup>109</sup> en la que, además de la tabla de dosis (Tabla 2.2.9), presenta todas las constantes y funciones dosimétricas necesarias según el formalismo TG43. En sus cálculos se tiene en cuenta el efecto del cable de la fuente.

### 2.2.3. Matrices de dosis para fuentes de <sup>125</sup>I

- Modelos 6711 y 6702 fabricados por *Nycomed Amersham*. Ambas semillas tienen una longitud total de 4,5 mm, diámetro total de 0,8 mm y una pared de titanio de 0,05 mm, siendo diferentes tanto la geometría como la composición de sus partes activas.

– La referencia más interesante sobre estas fuentes es el documento del TG43 de la AAPM<sup>72</sup>. En él aparece toda la información dosimétrica necesaria en el nuevo formalismo de ICWG<sup>108</sup>, contemplando su enfoque tanto como fuente lineal o mediante la aproximación puntual con la corrección por anisotropía. Estas recomendaciones han ayudado a aclarar la tremenda diversidad de datos calculados y medidos de estas fuentes en la literatura. Este documento no recoge, probablemente por obsoleto, el modelo 6701, que aparece en la literatura antigua, ni otras fuentes de reciente aparición.

- Modelo 2300 suministrada por *Best Industries*. En ella, el <sup>125</sup>I aparece absorbido en un hilo de tungsteno y está doblemente encapsulado con titanio. Sus dimensiones externas son de 5 mm de longitud y 0,8 mm de diámetro. Como características principales se pueden citar el ofrecer una distribución más isotrópa que las anteriores, un mayor rango de actividades disponibles, mayor facilidad de localización y un riesgo menor de fuga del material radiactivo. Ambas semillas tienen una longitud total de 4,5 mm, diámetro total de 0,8 mm y una pared de titanio de 0,05 mm, siendo diferentes tanto la geometría como composición de sus partes activas.

– Nath *et al*<sup>116</sup> describen las características dosimétricas de esta fuente.

- Modelo 3631-A/S, de *Nort American Scientific, Inc*. Sus características externas son como las de 6702 o 6711. Internamente recuerda al modelo 6702, con cuatro bolas de 0,5 mm de resina donde va embebido el <sup>125</sup>I pero con dos marcadores radio-opacos de cobre-oro. Recientemente, ha aparecido una modificación del modelo anterior denominado 3631-A/M. Se diferencia de su predecesor en que los marcadores radio-opacos están centrados en la fuente en lugar de estar separados.

– Wallace *et al*<sup>117</sup> y Wierzbicki *et al*<sup>118</sup> presentan medidas y cálculos realizados con Monte Carlo de los paráme-

tros dosimétricos del modelo 3631-A/S. Para el nuevo modelo 3631-A/M, Wallace *et al*<sup>119</sup> presentan sus características dosimétricas obtenidas con medidas de TLD, mostrando una función radial de dosis similar que fuentes anteriores, pero con mejores características de isotropía.

### 2.2.4. Recientes modificaciones para la dosimetría con <sup>125</sup>I

Recientemente, se han producido dos cambios en la dosimetría del <sup>125</sup>I que pueden afectar a la dosis suministrada<sup>120</sup>: la propuesta de parámetros dosimétricos del TG 43<sup>72</sup> y la adopción por el NIST<sup>121</sup> de un nuevo patrón. Ambas requieren cambios en la constante de tasa de dosis y pueden requerir modificaciones en la prescripción de dosis, para estimar de forma más precisa la dosis suministrada. De aquí se desprende la necesidad de realizar las adaptaciones a estos dos hechos de la forma más rigurosa posible. De hecho, si no se realiza ninguna modificación, se puede cometer un error de hasta un 10%, mientras que si se hace de forma incorrecta el error puede llegar a un 20 ó 30%<sup>122</sup>.

Con la mejora, tanto del conocimiento de las propiedades del <sup>125</sup>I como de los medios y métodos de medida, se ha procedido a la revisión paulatina con menores incertidumbres de sus factores dosimétricos. Así, en 1995, el TG43 recomienda valores de parámetros dosimétricos que difieren entre un 10 y un 18% de los utilizados previamente, para los modelos de fuente 6711 y 6702.

Por otro lado, desde el 1 Enero 1999 el NIST ha establecido su nuevo patrón para <sup>125</sup>I. En el patrón anterior las medidas venían afectadas por los rayos X característicos del Ti, que no alcanzan más allá de 1 mm en agua. El nuevo patrón se basa en medidas con una cámara de gran ángulo de paredes de aire de Loevinger<sup>121</sup>, que elimina los rayos X característicos y otras contaminaciones mediante filtros de aluminio. Las diferencias entre ambos patrones se aproxima al 10%<sup>122</sup>.

Lógicamente, la adaptación de estos cambios debe conocerla el oncólogo radioterápico para que se adecue la fidelidad en el cálculo y dosis prescrita a los efectos y experiencia clínica existentes.

Para simplificar la implementación clínica de estos cambios, la AAPM<sup>122</sup> recomienda que se realicen en dos etapas, primero los cambios derivados del TG43 y a continuación los del NIST.

El TG43 predice dosis menores en un 10-18% respecto de las que se venían calculando. Esta reducción la provocan fundamentalmente los cambios en la constante de tasa de dosis  $\Lambda$  y la constante de anisotropía  $\overline{\Phi}_{an}$ . Se deben comparar los cálculos con los cambios y sin ellos y reducir la dosis prescrita en la misma cantidad. Por ejemplo Bice *et al*<sup>123</sup> muestra que en un implante de próstata con semillas 6711, esta adaptación conduce a cambios de dosis prescrita desde el valor típico de 160 Gy a 144 Gy. Debe tenerse en cuenta que el factor de reducción de la dosis prescrita depende en concreto del procedimiento de

cálculo utilizado y se debe establecer en cada caso particular. Con este ajuste no se cambia la dosis real administrada a los pacientes, lo que se hace es eliminar las diferencias entre la dosis calculada y la real.

Para implementar el cambio de patrón del NIST de 1 Enero 1999 en fuentes especificadas a partir del mismo, se recomienda modificar la constante de tasa de dosis  $\Lambda$ , incrementándola en un factor inverso al de reducción de TKRA de la fuente. De esta forma la dosis administrada permanece invariable y no es necesaria una revisión de la prescripción<sup>120,122</sup>. Esta modificación no cambia la dosis administrada al paciente ya que la TKRA de la fuente sufre una reducción igual al aumento del valor de la constante de tasa de dosis.

En los sistemas de medida para verificación de la TKRA trazados al patrón antiguo, de forma provisional se deben modificar los factores de calibración multiplicando por el factor correctivo, resultando un factor menor. Sin embargo, se debe disponer de una nueva calibración, trazable completamente al nuevo estándar, con la mayor brevedad<sup>120</sup>. Lógicamente, se deben revisar y asegurar estos cambios, ya que un procedimiento inadecuado introduciría errores sistemáticos muy importantes.

### 3. Control de calidad en fuentes, aplicadores y equipos

Al igual que en Teleterapia, debe existir un Programa de Garantía de la Calidad para que el tratamiento cumpla con sus objetivos de administrarse de manera tan exacta y segura como sea prácticamente posible, características que deben gobernar tanto los procedimientos como los sistemas involucrados en el tratamiento. En este Apartado 3 nos referiremos al Control de Calidad en Fuentes, Aplicadores y Equipos en BT.

Por aplicadores se entienden las guías que contienen a las fuentes (plásticos y metálicos) como sondas, colposcotos, catéteres etc. Por equipos se entienden los que permiten carga diferida automática, incluyendo sus tres variedades: trenes fijos de fuentes (LDR), trenes programables de fuentes (LDR) y equipos de una sola fuente con posiciones y tiempos programados (HDR y PDR). Dadas las características específicas de estos últimos se consideran en apartados diferentes.

Se tratan los aspectos que deben estar contemplados en un Programa de Control de Calidad, que han sido recogidos de recomendaciones internacionales y de la literatura. De cada referencia se ha tratado de reflejar lo esencial, aunque en algunos casos es difícil el compromiso entre breve y completo, por lo que los detalles pueden requerir la lectura de la propia referencia.

El contenido se ha organizado en verificaciones o pruebas y establecimiento de las distintas características. Lógicamente su realización por primera vez coincidirá con el establecimiento del Estado de Referencia Inicial

(ERI) indicado explícitamente de esta manera o por Inicialmente (I) en la periodicidad.

El contenido de los controles, en cuanto a niveles y elementos de un conjunto, se debe adaptar a la periodicidad, estableciéndose rotaciones e intercalado de procedimientos de verificación que conjuguen el tiempo de realización con los objetivos del Programa de Control de Calidad. En algunos puntos se ha intentado ser explícito en esta circunstancia pero ha resultado difícil en otros que, en casos concretos, puede requerir la ampliación de detalles contenidos en las referencias.

Para uniformizar y sistematizar los contenidos de este apartado se ha realizado en cada verificación la subdivisión siguiente: *Enunciado y Justificación, Realización y Procedimiento, Tolerancia y Periodicidad*.

También, e inicialmente se describen brevemente los distintos equipos de carga diferida automática existentes en España.

En los distintos puntos se reseña lo recogido por el Anexo II del RD<sup>5</sup>.

#### 3.1. Descripción de los equipos con carga diferida automática

##### 3.1.1. Selectron LDR/MDR <sup>137</sup>Cs

Unidad suministrada por *Nucletron Engineering BV*<sup>124</sup>, que utiliza fuentes de <sup>137</sup>Cs de baja y media tasa de dosis. Se usa para BT intracavitaria, disponiendo de más de 60 aplicadores distintos. Las fuentes son unas pequeñas esferas, o cuentas, encapsuladas en acero inoxidable con un diámetro externo de 2,5 mm y un diámetro activo de 1,5 mm. Con actividades nominales por esfera de 10, 20, 30 ó 40 mCi puede contener hasta 48 fuentes radioactivas iguales.

Las esferas se disponen en trenes de fuentes de longitud variable intercalando espaciadores entre las cuentas radiactivas. El Selectron LDR/MDR tiene 3 ó 6 canales en los que se programan las posiciones de las bolas radiactivas. La Unidad automáticamente intercala espaciadores entre las bolas radiactivas, construyendo los trenes de fuentes en una posición intermedia de seguridad (dentro de la Unidad) desde la que son impulsados neumáticamente al aplicador.

Por tratarse de trenes de fuentes de longitud variable, puede optimizarse la distribución de dosis modificando la longitud de los trenes, así como la distribución de esferas radiactivas en el tren y el tiempo de tratamiento. La planificación de la distribución de dosis no requiere un SP específico.

##### 3.1.2. Curietron

El primer equipo Curietron<sup>125</sup>, basado en fuentes de <sup>137</sup>Cs, se construyó en 1969 y se han comercializado varios modelos desde entonces. Este equipo dispone de 4

canales por los que discurren las fuentes unidas al equipo mediante cables flexibles. El equipo se controla mediante una consola exterior que puede ser comandada mediante ordenador.

El Equipo dispone de un contenedor de fuentes o "Curie-stock", con posibilidad de alojar 20 fuentes, sean del tipo Delouche o del tipo Fletcher.

Las fuentes utilizadas por estos equipos son de los tipos CSM-11, CSM-3 o CSM-40, según la técnica utilizada. Las CSM-40 tienen la misma geometría que la CSM-3 pero la zona activa es continua en vez de segmentada. Para el método Delouche son conjuntos de CSM-11 con espacios inactivos para conseguir la configuración deseada. En la técnica de Fletcher las fuentes son distintas, según sean uterinas o vaginales, y están formadas por CSM-3. Las fuentes uterinas, son un conjunto de CSM-3 y espaciadores inactivos dentro del cable en espiral que termina en un gancho para unirlo al cable impulsor. Las vaginales están unidas a la espiral por un sistema que las permite seguir la trayectoria marcada por el colpostato.

El equipo Telegyne ( fabricado por ARPLAY) muestra las mismas características.

### 3.1.3. microSelectron HDR <sup>192</sup>Ir

El microSelectron HDR<sup>126</sup> es una Unidad de alta tasa de dosis para BT intersticial, intracavitaria, intraluminal e intraoperatoria, suministrada por *Nucletron Engineering BV*. Usa una fuente de <sup>192</sup>Ir del tipo ya descrito soldada a un cable de acero que la empuja de atrás hacia delante, recorriendo unas posiciones de parada programadas dentro de los aplicadores en función de la distribución de dosis. La actividad de la fuente puede ser de 2 a 12 Ci.

La fuente se mueve conducida por un motor eléctrico de pasos controlado por un microprocesador. Los aplicadores se pueden conectar a los 18 canales de la Unidad. Cada canal tiene 48 posiciones de parada accesibles. La distancia entre posiciones de parada puede ser de 2,5 ó 5,0 mm, de forma que la longitud máxima activada puede ser de 12 cm o de 24 cm para pasos de 2,5 ó 5,0 mm respectivamente. En cada posición de parada la fuente puede permanecer desde 0,1 a 999,9 s. Mediante la programación de tiempos y posiciones es posible realizar una optimización de la distribución de dosis, la cual se realiza en un SP específico.

El microSelectron HDR (V 2) es la versión avanzada del microSelectron HDR. La principal ventaja de este nuevo sistema es el tamaño reducido de la fuente, ya descrita en 2.2, que lo hacen práctico para BT vascular, permitiendo que los diámetros de los aplicadores se hayan reducido oscilando entre 1,3 y 1,9 mm.

### 3.1.4. microSelectron PDR <sup>192</sup>Ir

Unidad de carga diferida automática suministrada por *Nucletron Engineering BV*<sup>126</sup>, que opera según el prin-

cipio de la BT con tasa de dosis pulsada. Se usa para BT intersticial, intracavitaria, intraluminal, superficial e intraoperatoria. Utiliza una fuente, ya descrita en 2.2, de <sup>192</sup>Ir encerrada en una cápsula de 1,1 mm de diámetro y 2,5 mm de longitud. La actividad de la fuente es de 0,5 a 1 Ci.

Tiene 18 canales a los que conectar aplicadores. Dentro de cada aplicador la fuente puede efectuar un máximo de 48 pasos, que pueden ser de 2,5 ó 5,0 mm; esto permite una longitud activa de 12 cm en pasos de 2,5 mm o de 24 cm en pasos de 5,0 mm. En cada posición de reposo la fuente puede permanecer entre 0.1 y 999.9 s.

La Unidad se programa asignando tiempos a cada posición de reposo dentro de cada aplicador, que se imparten a intervalos regulares de tiempo (pulsos). La duración de un pulso depende de la aplicación que se realice y del estado de la fuente de <sup>192</sup>Ir.

La fuente se mueve a través de los aplicadores guiada por un cable de acero e impulsada por un motor eléctrico a pasos. De la misma forma que en el microSelectron HDR, la distribución de dosis puede optimizarse con la ayuda de un SP específico.

### 3.1.5. Varisource

Varisource<sup>127</sup> es una unidad de HDR, suministrada por Varian, que se emplea para BT intracavitaria, intersticial, intraluminal, intraoperatoria y vascular. Utiliza una fuente de 10 Ci de <sup>192</sup>Ir, ya descrita en 2.2. Debido a su pequeño diámetro el cable puede moverse por curvas de pequeño diámetro.

Consta de 20 canales y la fuente se mueve impulsada por un motor paso a paso controlado por ordenador. En tratamiento, la fuente se conduce hasta su posición distal y después se retrae para tratar posiciones subsecuentes.

Los pasos más finos entre posiciones son iguales a la longitud de la fuente a fin de minimizar el rizado que ocurre en la distribución de dosis en las cercanías de la fuente. Los pasos pueden hacerse mayores a costa de introducir espaciados entre paso y paso. Con el paso más fino la longitud activa es como máximo de 20 cm.

Los aplicadores que usa Varisource son más finos gracias al pequeño diámetro de la fuente.

Según el principio de las fuentes que se mueven paso a paso, la distribución de dosis se optimiza mediante el algoritmo matemático incorporado a un SP específico.

### 3.1.6. Buchler-HDR

Se trata de una unidad de carga diferida automática de HDR, suministrada por *Buchler*<sup>128</sup> y diseñada para tratamientos intracavitarios, intersticiales, intraluminales e intraoperatorios. Utiliza una fuente de <sup>192</sup>Ir, ya descrita, de 10 Ci.

Consta de 20 canales e incorpora un dosímetro para la estimación de dosis en recto y vejiga.

La programación de la Unidad consiste en la selección de uno de los 51 movimientos que tiene programados. La optimización de la dosis no es automática y debe ajustarse manualmente modificando los pesos de los catéteres o definiendo nuevos movimientos para la fuente que, posteriormente, se guardan en la librería de movimientos.

### 3.1.7. Gammamed (HDR)

Este es un equipo de HDR con carga diferida fabricado por *Isotopen-Technik Dr. Sauerwein*<sup>129</sup> y comercializado en España por CIS. Como el resto de unidades de HDR, utiliza fuentes de <sup>192</sup>Ir, que son fabricadas por *Malinckrodt Medical*.

Permite el tratamiento a lo largo de 24 canales, con 40 puntos de parada en cada uno. El paso de la fuente se puede programar entre 1 y 10 mm. El movimiento de la fuente va desde la posición distal hasta la proximal.

Al igual que el resto de Unidades de PDR y HDR, posee una fuente activa y una fuente maniquí idénticas, para comprobar que en cada canal programado de tratamiento no existen obstrucciones y que la longitud del conjunto aplicador tubo guía es la establecida (1300 mm). Dispone de dos detectores Geiger-Müller: uno para comprobar la ausencia de radiación cuando la fuente está teóricamente en posición de seguridad y otro adicional para evitar posibles errores en la elección de fuentes HDR o PDR.

Una nueva versión de este sistema es el *Gammamed Plus* en el que se han disminuido las dimensiones de la fuente y, por tanto, de los aplicadores.

## 3.2. Control de calidad de las fuentes

En este apartado se recogen las recomendaciones internacionales más relevantes, respecto a la garantía de la calidad de las fuentes empleadas en BT.

En adelante entenderemos por:

*Autoradiografía*: la película irradiada exclusivamente por la fuente.

*Radiografía*: la película irradiada exclusivamente por un haz de radiación externo diferente de la fuente.

*Auto y radiografía*: la película irradiada por la fuente y por un haz externo.

### 3.2.1. Descripción de las fuentes

#### *Enunciado y justificación*

Se debe conocer y registrar: el radionucleido del que consta la fuente, su forma físico-química, su encapsulamiento, el modelo según la nomenclatura del suministrador y aceptada por la Instalación, la identificación con número de serie, sus dimensiones, el esquema de configuración, y distribución y uniformidad del radionucleido.

El radionucleido es la forma más básica de caracterizar una fuente de BT. Salvo variaciones, debidas a las características de construcción y sobre todo al encapsulamiento, va a proporcionar la energía de la fuente y las características dosimétricas a utilizar en la planificación del tratamiento.

Respecto a la forma físico-química, la atenuación del material donde va embebido el radionucleido puede alterar la distribución de dosis y el espectro<sup>130,131</sup>. El conocimiento de la forma química puede ayudar en caso de que la fuente sufra un incidente, y el de su forma física en la prevención de los mismos. Además, en caso de fuga de la fuente, su conocimiento puede ayudar desde el punto de vista de la radioprotección<sup>2</sup>. Por otra parte, la presencia de impurezas puede requerir un periodo de almacenamiento antes de su uso<sup>132</sup>.

El encapsulamiento influye en la calibración de la fuente, en la distribución de dosis, en su espectro energético y en su integridad física.

El modelo de fuente puede implicar diferentes encapsulamientos o niveles de impurezas, que a su vez pueden conllevar diferentes espectros de energía y distribuciones de dosis con evidente repercusión en la dosimetría clínica.

Es esencial poder distinguir entre fuentes del mismo fabricante y modelo de otras semejantes, con las que sólo se diferencian en el número de serie o poder diferenciar entre lotes de fuentes, si aquello no es posible. Es la manera de seleccionar la fuente para el tratamiento. En cada operación que se realice con una fuente se debe hacer constar su identificación y en el caso de lotes de fuentes, imposibles de identificar individualmente, se hará constar el lote al que pertenecen.

El conocimiento de las dimensiones es fundamental de cara a su compatibilidad con el aplicador a utilizar con la misma. El diseño y esquema de configuración, así como la distribución y uniformidad del material activo, es importante para caracterizar la fuente para el cálculo ya sea para generar una matriz base a partir de sus características, o para verificar la conveniencia en la aplicación de una matriz base del mismo modelo de fuente.

El material activo puede estar distribuido en forma continua o en celdas. Se debe determinar su distribución de acuerdo con la información del suministrador.

#### *Realización y procedimiento*

Al adquirir la fuente, la documentación del fabricante debe incluir certificados que recojan todos los aspectos comentados, haciendo constancia de los mismos en los registros y protocolos de aceptación de las fuentes.

Se debe verificar la identificación de la fuente mediante el número de serie grabado en la misma o en su portafuentes. Para identificaciones posteriores se suelen colorear las fuentes con distintos colores, retocándose cuando sea necesario<sup>2</sup>.

En ocasiones, puede ser útil utilizar un espectrómetro de germanio para identificar el isótopo, porque el espectro puede estar modificado por el encapsulamiento o la forma físico química de la fuente<sup>2,130</sup> aunque no es un sistema habitual en las Unidades de BT. Normalmente, se verifica indirectamente el isótopo mediante el cálculo de  $T_{1/2}$  a partir de las medidas periódicas de TKRA de la fuente.

El diseño y configuración de la fuente se verifica por medio de autorradiografías y radiografías de la misma, comparando con la documentación del suministrador.

La autorradiografía permite conocer la distribución, de forma homogénea o en granos, del radionucleido dentro de la fuente, permitiendo conocer *grosso modo* su uniformidad<sup>2</sup>. Se utilizan películas en las que su sensibilidad y tiempo de exposición se deben adaptar a la TKRA de la fuente y distancia a la misma. Puede ser útil un dispositivo que sirva de soporte, siendo fundamental mantener la presión uniforme a lo largo de toda la fuente<sup>133</sup>. En el caso de fuentes pequeñas en las que la zona activa no es continua, como ocurre en determinadas semillas de <sup>125</sup>I, estas autorradiografías de contacto no permiten su distinción. Alberti *et al*<sup>134</sup> utilizan un método con película de mamografía y cámara "pin-hole" para esta distinción pero implica un número de horas de exposición poco operativo. Kirov *et al*<sup>135</sup> aplican una modificación de esta misma técnica para fuentes de HDR y PDR.

La radiografía de la fuente, con un equipo de diagnóstico, permite comprobar su estructura interna. Es imprescindible comparar con la autorradiografía, superponiendo ambas. También pueden realizarse conjuntamente, por ejemplo sobre una película de verificación habitual. Para intentar evitar la dificultad en el detalle de fuentes pequeñas, Williamson *et al*<sup>109</sup> amplían la radiografía con un proyector de diapositivas.

La realidad es que es muy difícil la extensión de estas técnicas complejas en la práctica; de hecho, se describen en trabajos de dosimetría como verificación de las dimensiones del fabricante. Por tanto, en el criterio de decisión de la correspondencia del diseño y configuración de la fuente con la documentación del suministrador, deberá tenerse en cuenta las limitaciones de la metodología empleada, mayores cuanto de menor tamaño sean las fuentes.

#### *Periodicidad y tolerancia*

Las recomendaciones indican<sup>1,2</sup> que la evaluación del diseño y el esquema de configuración se realice inicialmente siendo la tolerancia la documentada. Respecto a la localización del radionucleido en la fuente se recomienda una tolerancia de  $\pm 1$  mm<sup>1,2,136</sup>.

El RD<sup>5</sup> señala que se debe registrar la descripción de las fuentes y la distribución y uniformidad del radionucleido en las mismas. Indica realizar la verificación de la localización y/o distribución del radionucleido con tole-

rancia de  $\pm 1$  mm. Cuando existen áreas activas diferenciadas, en fuentes o asociaciones de fuentes, establece que se localicen estas áreas con la tolerancia descrita. Cuando la distribución sea presuntamente uniforme, y la actividad suficientemente baja, indica que se compruebe su distribución.

Además de inicialmente, el RD<sup>5</sup> señala que la verificación de la localización y/o distribución del radionucleido se realice con periodicidad mensual, de manera rotatoria en el grupo de fuentes debiendo completarse la mitad de ellas en el semestre y la totalidad con periodicidad anual. Lógicamente, en el caso de fuentes que se utilicen durante ese tiempo.

### 3.2.2. Calibración y verificación de la TKRA

#### *Enunciado y justificación*

Determinar la TKRA de la fuente.

Esta es la característica más importante de la fuente. Función de ella, junto con la dosis prescrita, es el tiempo que la fuente permanece implantada en el paciente.

En el caso de hilos de <sup>192</sup>Ir se debe determinar, además, la TKRA lineal, como hemos comentado en 1.6. Igualmente, en el caso de semillas, generalmente <sup>125</sup>I, situadas en catéter se debe verificar además de la TKRA individual, la uniformidad mediante la TKRA por semilla o por unidad de longitud<sup>1</sup>.

La *Realización, procedimiento y tolerancias* se han tratado extensamente en el Apartado 1.

#### *Periodicidad*

El TG56 de la AAPM<sup>1</sup> recomienda que se determine la TKRA, en el caso de carga diferida manual, para fuentes de BT endocavitaria ( $T_{1/2}$  largo) inicialmente y con periodicidad anual. Para las fuentes de uso intersticial (semillas <sup>125</sup>I o <sup>192</sup>Ir en catéteres) recomienda que se realice en cada uso, generalizando al caso de fuentes con  $T_{1/2}$  corto.

La OIEA mantiene esa periodicidad para fuentes de  $T_{1/2}$  largo pero para las de  $T_{1/2}$  corto fija la determinación de la TKRA inicialmente y con periodicidad trimestral<sup>2</sup>.

El RD<sup>5</sup> recoge una verificación a realizar inicialmente y con periodicidad, cuando sea el caso, mensual rotatoria de manera que se completen la mitad de las fuentes semestralmente y la totalidad anualmente.

### 3.2.3. Distribución de dosis

#### *Enunciado y justificación*

Se dispondrá de una matriz de tasa de dosis alrededor de la fuente, elemento básico a aplicar en los cálculos, como ya se ha comentado en el Apartado 2.

### *Realización y procedimiento*

En la actualidad, como ya hemos comentado, dadas las dificultades de medida en BT, lo más adecuado es acudir a los datos publicados en la literatura, obtenidos bien experimentalmente, o bien calculados. A partir de aquí, el usuario puede obtener la matriz de dosis que luego vaya a utilizar o bien puede compararla con la utilizada con su planificador de tratamientos. Los datos de distribución de dosis sólo deben ser usados para el modelo específico de fuentes para el que han sido publicados, y no pueden ser aplicados para otras fuentes<sup>29</sup>.

En la literatura se describen distintos métodos para verificar la distribución de la dosis alrededor de la fuente (incluyendo el efecto de la anisotropía) con dosimetría de termoluminiscencia, analizador de haces mediante diodos o análisis de una autorradiografía. El método elegido dependerá del tipo de fuente y de las necesidades del usuario<sup>136</sup>. No obstante, como hemos comentado, dadas las dificultades e incertidumbres inherentes a la dosimetría de las fuentes de BT, es difícil realizar estas verificaciones con la precisión requerida en la práctica, además se recomienda que no se utilicen estos datos medidos por el usuario de forma exclusiva.

### *Periodicidad y tolerancia*

Lógicamente, esta información de distribución de dosis debe recabarse antes de empezar a utilizar una fuente para uso clínico. Las desviaciones de los cálculos respecto a estos valores de referencia de la literatura deben tenerse en cuenta en la dosimetría clínica.

En el RD<sup>5</sup> se hace referencia a este aspecto en el registro de curvas de isodosis.

#### 3.2.4. Hermeticidad

##### *Enunciado y justificación*

Verificación de que las fuentes están libres de fugas del material radiactivo del que estén fabricadas.

##### *Realización y procedimiento*

El suministrador debe acompañar un certificado de estanqueidad. En dicha documentación debe venir completamente especificada la metodología seguida y nivel de actividad medido o no superado.

Existen distintos métodos<sup>137</sup>, el más sencillo para realizar este control consiste en el frotis suave sobre la fuente (LDR) con una gasa empapada en alcohol o agua y la medida de la posible actividad residual.

Para la medida se debe utilizar un contador Geiger-Müller o, preferentemente, de centelleo debidamente calibrados y protegidos de la radiación de fondo, de manera que su nivel de detección sea inferior a 18,5 Bq<sup>2,137</sup> o 37 Bq<sup>29</sup>.

En los equipos de carga remota automática, para controlar la posible contaminación de las guías conductoras de las fuentes, se deben realizar un frotis en su interior, o medir directamente muestras de los líquidos o sustancias empleados en su limpieza, en cuyo caso es recomendable reducir en un orden el límite establecido para el control directo de las fuentes<sup>2,29,137</sup>. Si esto no fuera factible, se debe realizar un monitoreo radiológico externo de las guías y aplicadores, con vistas a detectar la presencia de contaminación. Para ello, se recomienda un dosímetro con sensibilidad adecuada (límite de detección inferior a 2 µGy/h)<sup>2</sup>.

Además, la OIEA recomienda monitoreos sistemáticos en los equipos con la fuente en posición "guardada", con vistas a evaluar la radiación de fuga de los contenedores y otras partes del mismo<sup>2</sup>.

### *Periodicidad y tolerancias*

Una fuente puede considerarse como no contaminada si se estima una contaminación inferior a 185 Bq (5 nCi)<sup>2</sup>. La OIEA recomienda control de fugas inicialmente y periodicidad anual<sup>2</sup>.

Aunque la NRC<sup>138</sup> fija la periodicidad de este control en semestral, las recomendaciones del TG56 de la AAPM<sup>1</sup> relajan considerablemente la misma cuando se dispone inicialmente del certificado de hermeticidad del suministrador, basándose en la forma no soluble ni volátil del material activo además de su fuerte encapsulamiento por ejemplo de los tubos de <sup>137</sup>Cs y fuentes de HDR, ligando la periodicidad de este control a la inspección física y al nivel de uso de la fuente. Sin embargo, para las fuentes de <sup>125</sup>I con material activo volátil y con encapsulado fino de titanio, indica la necesidad de tener gran cuidado en su manejo, recomendando se realice la verificación de fugas antes de su uso en un segundo paciente, si es el caso, o después de una manipulación intensiva<sup>1</sup>.

Jones<sup>133</sup> estima que debe hacerse al menos cada 2 años, y anualmente para las fuentes que se usen habitualmente. La misma periodicidad se aconseja para los tubos guía de los equipos de carga diferida.

Respecto al monitoreo alrededor del equipo, la OIEA recomienda que se realice trimestralmente<sup>2</sup>.

El RD<sup>5</sup> indica que se realice esta verificación inicialmente y, cuando sea el caso, con periodicidad mensual rotatoria, para completar la mitad de las fuentes semestralmente y la totalidad anualmente. Como tolerancia indica el valor especificado por la legislación vigente en materia de Protección Radiológica. En este mismo documento y en el apartado referido al registro de fuentes, se señala que los valores máximos de la contaminación deben estar documentados por el suministrador.

#### 3.3. Control de calidad de los aplicadores

Los aplicadores son las guías donde se sitúan las fuentes en el paciente; por tanto, los puntos de su programa

de garantía de calidad van encaminados a asegurar que las fuentes se coloquen en ellos de manera precisa y coincidente con la planificada.

Cada uno de estos apartados se compone de un conjunto de pruebas que deberán llevarse a cabo siguiendo un programa desarrollado y elaborado, teniendo en cuenta las instrucciones del suministrador.

Todas estas pruebas se realizan inicialmente en el establecimiento del ERI del equipo, que fijará los valores de referencia y que posteriormente se contrastarán en los controles periódicos.

### 3.3.1. Descripción, configuración y esquema completo

#### *Enunciado y justificación*

Deberá disponerse de una descripción completa de los aplicadores con su configuración, esto es, la forma como van ensambladas sus distintas piezas.

El uso de cada aplicador depende en buena parte de su diseño. La composición de sus partes debe ser conocida, tanto a efectos dosimétricos como para labores de limpieza esterilización, etc. Asimismo pueden ayudar para fijar el periodo de vida útil del aplicador, así como para saber si alguna parte es más sensible a los efectos de la radiación y debe ser sustituida con mayor frecuencia.

Ciertos tipos de aplicadores se componen de varias piezas, como es el caso de las placas oculares, que de situarse de forma incorrecta pueden provocar una pérdida de las fuentes. Ciertos aplicadores ginecológicos constan de blindajes de geometría especial para disminuir la dosis en vejiga y recto<sup>91</sup> de los que es necesario conocer el material y geometría del blindaje para evaluar su efecto en la distribución de dosis. Otros aplicadores ginecológicos constan de cilindros para homogeneizar la dosis en la mucosa vaginal, que deben estar correctamente engarzados.

Prácticamente ningún SP considera integralmente a los aplicadores en el cálculo, sin embargo, el detalle de su esquema es indispensable para cálculos de matrices base de dosis por otros métodos, siendo el más extendido el de Monte Carlo.

#### *Realización y procedimiento*

El fabricante debe acompañar una documentación con esquemas completos de los aplicadores además de instrucciones de mantenimiento y control. Esta información debe registrarse y acompañarse de una verificación del usuario a menudo realizada mediante radiografía convencional o con haces de alta energía<sup>136</sup>.

#### *Periodicidad y tolerancias*

El TG56 de la AAPM<sup>1</sup> recomienda realizar la verificación a la recepción de cada aplicador y anualmente, al

igual que OIEA<sup>2</sup>. La tolerancia a aplicar es la documentada por el fabricante.

El RD<sup>5</sup> recoge también, a realizar en el ERI, este registro de características del aplicador con su descripción, materiales, dimensiones, esquemas y blindajes.

### 3.3.2. Evaluación dosimétrica de los aplicadores

#### *Enunciado y justificación*

Obtener el efecto de los aplicadores sobre la distribución de dosis de la fuente.

Los efectos de los aplicadores sobre la distribución de dosis los hemos comentado en el apartado 2.1.

#### *Realización y procedimiento*

Lo más adecuado para evaluar la perturbación dosimétrica de los aplicadores es acudir a la literatura en la que se hayan evaluado estos efectos por métodos y sistemas de medida o cálculo adecuados. Como medida indicativa el usuario puede intentar reproducir los resultados de disminución de TKRA por las paredes del aplicador mediante una cámara de ionización a suficiente distancia para minimizar otros efectos. Para los efectos sobre la distribución de dosis, se han sugerido varios métodos entre los que se encuentran los TLD, diodos o cálculos de MonteCarlo<sup>11</sup>.

#### *Periodicidad y tolerancias*

Se debe realizar en la recepción de cada aplicador<sup>11</sup>.

La tolerancia es la documentada. En la dosimetría clínica y en el SP se deben tener en cuenta las limitaciones en la caracterización dosimétrica del aplicador.

### 3.3.3. Posición de la fuente

#### *Enunciado y justificación*

Establecer y comprobar la posición de la fuente dentro del aplicador.

Por efecto del movimiento de la fuente, sobre todo en los aplicadores utilizados con equipos de carga diferida, ésta puede no quedar posicionada de forma simétrica respecto del eje del cuerpo del colpostato u otro aplicador<sup>136</sup>. El establecimiento de las posibilidades de posicionamiento, o su variación si existe, debe ser conocido por el usuario para tenerlo en cuenta en la dosimetría clínica<sup>1,23</sup>.

#### *Realización y procedimiento*

Utilizando fuentes simuladas se localiza mediante radiografías ortogonales, convencionales o con energías altas, la posición de la fuente dentro de cada aplicador, pudiendo referenciarse respecto a estructuras del mismo<sup>11</sup>.

Algunos autores<sup>139</sup> proponen que si la fuente puede quedar apantallada por el aplicador, como en los colpostatos Fletcher, se realice un esquema de la posición de la fuente dentro del aplicador para luego superponer en la radiografía de simulación del implante. Dicho esquema puede hacerse con la ayuda de una autorradiografía de la fuente en el aplicador en la posición prevista<sup>2</sup>.

En el caso de equipos de carga diferida automática, que es el más extendido, lógicamente esta verificación va ligada al equipo, y la correcta posición de la fuente en el aplicador obliga también a que el sistema de tracción del equipo funcione adecuadamente. En el caso de HDR y PDR se tratará explícitamente (3.5.2).

#### *Periodicidad y tolerancias*

Debe realizarse inicialmente<sup>1,2</sup> y con periodicidad anual<sup>1,23</sup>. La tolerancia es la registrada<sup>2</sup>.

El RD<sup>5</sup> recoge esta verificación a realizar en el ERI cuya tolerancia debe ser la especificada por el fabricante y aceptada en las condiciones de compra. También el RD fija con periodicidad diaria (en cada uso) la verificación de la posición de la fuente en toda su trayectoria y aplicadores en los controles de equipos de carga diferida, con una tolerancia de  $\pm 1$  mm<sup>5</sup>.

#### 3.3.4. Integridad de los aplicadores. Posición de los blindajes

##### *Enunciado y justificación*

Verificar la integridad mecánica de los aplicadores y de los elementos auxiliares asociados a su utilización.

Los aplicadores pueden sufrir a lo largo de su vida útil rupturas, golpes y desplazamientos internos que los conviertan en inservibles para el uso clínico. Sus roscas pueden sufrir melladuras que provoquen que no se puedan unir correctamente al resto del equipo, convirtiéndolos en peligrosos. Los blindajes internos pueden sufrir desplazamientos o deteriorarse con lo que su efecto sobre la distribución de dosis deja de ser el previsto.

##### *Realización y procedimiento*

La forma más indicada de realizar esta prueba es mediante radiografías del aplicador desde diferentes ángulos de vista<sup>1,2</sup>, además de la inspección visual del mismo.

##### *Periodicidad y tolerancias*

Se debe realizar inicialmente y de forma anual<sup>1,35</sup>. Antes de cada inserción es conveniente comprobar que los aplicadores con blindajes no presentan partes sueltas<sup>2,23</sup>.

En cuanto a la tolerancia, el aplicador debe permanecer en la situación que conste en el registro<sup>2</sup>.

El RD<sup>5</sup> recoge esta verificación a realizar en el ERI con tolerancia funcional. Fija la periodicidad de esta prueba en diaria (o en cada uso).

#### 3.3.5. Coincidencia de la fuente activa y de simulación

##### *Enunciado y justificación*

Verificación de la coincidencia de la posición en el aplicador de la fuente activa y la de simulación, empleada en la planificación.

Diferencias de construcción o de funcionamiento o de preparación, pueden provocar su no coincidencia, con lo que el tratamiento planificado se desviará del realmente administrado<sup>2</sup>.

##### *Realización y procedimiento*

De nuevo, se puede realizar mediante la obtención de radiografías ortogonales o desde otros ángulos, combinadas con la autorradiografía con la fuente real dentro del aplicador<sup>2,23,139</sup>. En algunos casos, también es posible realizarlo con circuito cerrado de televisión y con el empleo de accesorios adecuados<sup>29</sup>.

En BT intersticial, en donde en la mayoría de los casos el aplicador es transparente, puede realizarse una inspección visual para contrastar que las fuentes simuladas representan adecuadamente la distribución de las fuentes reales<sup>2</sup>.

##### *Periodicidad y tolerancias*

Esta verificación se debe realizar inicialmente para aplicadores de intracavitaria y con periodicidad anual<sup>1</sup> para los mismos. Para los de intersticial se recomienda una inspección visual en cada uso<sup>2,23</sup>. La tolerancia es de  $\pm 1$  mm<sup>2,23,29</sup>.

El RD<sup>5</sup> recoge esta verificación a realizar en el ERI a la que le asigna una tolerancia de  $\pm 1$  mm. Fija la periodicidad en diaria (o en cada uso) aunque solo para intersticiales.

#### 3.4. Control de calidad en equipos de LDR

Estos equipos de carga diferida automática se basan en el movimiento de trenes o conjuntos de fuentes en disposición establecida para los que se programa un tiempo determinado de permanencia en el paciente, teniendo en cuenta en el mismo las interrupciones voluntarias lógicas que se realizan en los tiempos de irradiación relativamente largos de las aplicaciones con LDR. Por tanto, los puntos de su programa de garantía de calidad van encaminados a asegurar que el conjunto de fuentes se coloca de manera precisa en los aplicadores correctos, permaneciendo en ellos los tiempos preseleccionados<sup>1,139</sup>.

Cada uno de los apartados se compone de un conjunto de pruebas que deberán llevarse a cabo siguiendo un pro-

grama desarrollado y elaborado, particularizado para la Unidad en cuestión. Lógicamente, este programa comprenderá las instrucciones del suministrador en cuanto a procedimientos ligados a las particularidades técnicas del equipo.

Todas estas pruebas se realizan inicialmente en el establecimiento del ERI del equipo, que fijará los valores de referencia y que se contrastarán posteriormente en los controles periódicos.

#### 3.4.1. Seguridades, bloqueos y paradas de emergencia

##### *Enunciado y justificación*

Comprobación de que todos los indicadores, seguridades y sistemas de parada, en caso de fallo o emergencia en equipos de baja tasa, estén en funcionamiento.

##### *Realización y procedimiento*

Además de los procedimientos iniciales y funcionales indicados por el suministrador en el manual de operación del equipo, deberán realizarse una serie de verificaciones previas a la aplicación de los tratamientos que consistirán básicamente en:

- Verificación de los indicadores luminosos de las funciones de control de movimiento de la fuente, como son la salida y retroceso de la fuente tanto en el equipo como en la puerta de acceso.
- Verificación de la interrupción voluntaria.
- Verificación del bloqueo de la puerta.
- Verificación de la seguridad de compatibilidad entre aplicador y canal.
- Verificación del nivel de radiación ambiental en la sala de tratamiento.
- Verificar que un fallo de la corriente con las fuentes en posición de tratamiento provoca su retracción inmediata y que restaurada la corriente, lo son igualmente los parámetros programados y el tiempo de irradiación restante.
- Verificación del sistema impulsor y conexiones.

##### *Tolerancias y periodicidad*

Todas las recomendaciones<sup>1,3</sup> indican que este tipo de verificaciones deben realizarse en cada uso. La tolerancia será, lógicamente, funcional.

Para el desarrollo de las verificaciones comentadas en este apartado se realizan varias irradiaciones, por lo que se realizan ciclos completos de tratamiento como indican explícitamente las recomendaciones<sup>1,2,23,140</sup> y con lo que también se controla diariamente la "Verificación del recorrido libre de las fuentes en sus guías" indicado por el RD<sup>5</sup>. Este establece que diariamente o en cada uso se verificarán las seguridades y las condiciones de funcionamiento.

Además de la periodicidad diaria, El TG 56<sup>1</sup> propone una serie de verificaciones adicionales trimestrales y anuales<sup>1</sup>.

Diariamente se deben revisar mediante inspección visual las conexiones, tubos y aplicadores que conforman el dispositivo de tránsito<sup>1,23</sup>. Los tubos deben permanecer sin bucles y con uniones firmes, la longitud del cable impulsor se puede medir con dispositivos adaptados al efecto siendo su tolerancia de  $\pm 1$  mm<sup>29</sup>.

#### 3.4.2. Verificación del temporizador

##### *Enunciado y justificación*

Consiste en verificar que los tiempos programados de tratamiento para los conjuntos de fuentes, son los reales. Del temporizador hay que verificar:

- La exactitud.
- La linealidad.
- La reproductibilidad.
- La contribución de la dosis en tránsito al tratamiento.

El temporizador puede sufrir adelantos o retrasos. Algunos sistemas son mecánicos, con lo que alguno de los indicadores puede estar dañado. En algunos equipos los contadores de los canales de tratamiento empiezan a contar cuando la fuente sale de su posición de reposo, debiéndose evaluar el defecto de dosis suministrada por este motivo.

##### *Realización y procedimiento*

El correcto funcionamiento de los temporizadores debe ser comprobado por comparación con un reloj independiente. La verificación del tiempo efectivo de irradiación, linealidad y tiempo de tránsito del temporizador se puede realizar mediante cámara de ionización situada a una distancia cercana a la fuente y en posición fija. Se recogen valores de carga para varios tiempos nominales ajustando después estos valores a una recta. De su análisis se deduce el tiempo efectivo, linealidad, tiempo de tránsito y una idea de la contribución de la dosis de tránsito a la dosis total, como veremos en detalle en 3.5.3. Lógicamente la dosis de tránsito en equipos de LDR tiene una contribución muy pequeña.

##### *Periodicidad y tolerancias*

Para la exactitud se recomienda una tolerancia del 1%<sup>19,23,24,133</sup> y una periodicidad trimestral<sup>1,19,23,24,29</sup> y anual<sup>133,19,1</sup>. Para el tiempo de tránsito, Williamson<sup>19</sup> recomienda periodicidad trimestral y tolerancia la documentada. Respecto a la linealidad se recomienda una periodicidad trimestral<sup>29</sup> y anual<sup>1</sup>. TG40<sup>23</sup> recomienda que la contribución de la dosis de tránsito debe ser menor del 1% en las condiciones de calibración.

El RD<sup>5</sup> indica que la determinación del error del temporizador se realice con periodicidad mensual, que es la

que fija para el conjunto completo de pruebas en los equipos de carga diferida. En el mismo, no se hace referencia explícita a tolerancias sobre la linealidad y la reproducibilidad para el temporizador en BT.

### 3.4.3. Composición de fuentes

#### *Enunciado y justificación*

Verificación de que la longitud final de la fuente y la distribución de fuentes elementales se corresponde con lo programado en la planificación.

En algunos sistemas de LDR, las fuentes lineales están formadas por esferas radiactivas separadas por otras inactivas, de manera que se puede programar la longitud total necesaria. Después de formar la fuente es necesario verificar que se corresponde con la que se había planificado y que las fuentes elementales ocupan la posición correcta.

Esta prueba se puede llevar a cabo mediante autoradiografía de varias configuraciones estándar de las fuentes, o de la que se vaya a utilizar en cada tratamiento<sup>1,19</sup>.

#### *Periodicidad y tolerancias*

La OIEA<sup>2</sup> y TG56<sup>1</sup> recomiendan que esta verificación se realice en cada uso. Williamson verifica varias configuraciones estándar inicial y anualmente, y trimestralmente una composición con todas las fuentes activas<sup>19</sup>. Esta autoradiografía se puede aprovechar para la verificación de la posición de la fuente en toda su trayectoria y aplicadores en los controles de equipos de carga diferida, indicada por el RD<sup>5</sup>.

La tolerancia en cuanto a la longitud final resultante de la composición es de  $\pm 1$  mm<sup>1,2</sup>.

### 3.5. Control de la calidad en equipos de alta tasa y pulsada

Estos equipos de carga diferida automática de HDR y PDR se basan en el movimiento de una sola fuente para la que se programan posiciones y tiempos de permanencia. Por tanto, los puntos de su programa de garantía de calidad van encaminados a asegurar que la fuente se coloca de manera precisa en el aplicador correcto, en las posiciones programadas y que permanezca en ellas los tiempos preseleccionados<sup>1,23</sup>.

Cada uno de los apartados se compone de un conjunto de pruebas que deberán llevarse a cabo siguiendo un programa desarrollado y elaborado, particularizado para la Unidad en cuestión. Lógicamente, este programa comprenderá las instrucciones del suministrador en cuanto a procedimientos ligados a las particularidades técnicas del equipo.

Todas estas pruebas se realizan inicialmente en el establecimiento del ERI del equipo, que fijará los valores de referencia y que se contrastarán posteriormente en los controles periódicos.

A continuación se definen una serie de términos que van a ser empleados en este apartado. Así pues se entiende por:

*Aplicador*: Guía rígida o flexible, plástica o metálica, que se introduce en el paciente como soporte para el movimiento de la fuente.

*Catéter*: tubo de plástico, por el que se va a mover la fuente, que se introduce en el aplicador y se conecta al equipo.

*Tubo de transferencia*: dispositivo de conexión entre el aplicador y el equipo.

*Testigo de verificación*: cable de igual geometría que el que tracciona a la fuente que se desplaza a lo largo del catéter y/o aplicador previamente a la salida de la fuente, para comprobar que la conexión al equipo es correcta y que no existe ningún tipo de bloqueo a lo largo de la trayectoria.

*Marcador radiográfico*: dispositivo que comprende unos trazos radio-opacos alternando con unos espaciados libres variables que permiten la localización de posiciones seleccionadas para la programación del tratamiento.

### 3.5.1. Seguridad, bloqueos y paradas de emergencia

#### *Enunciado y justificación*

Comprobación de que todos los indicadores, seguridades y sistemas de parada, en caso de fallo o emergencia en equipo de HDR y/o de PDR, estén en funcionamiento.

#### *Realización y procedimiento*

Además de los procedimientos iniciales y funcionales indicados por el suministrador en el manual de operación del equipo, deberán realizarse una serie de verificaciones previas a la aplicación de los tratamientos que consistirán básicamente en:

- Verificación de los indicadores luminosos de las funciones de control de movimiento de la fuente, como son la salida y retroceso de la fuente, tanto en el equipo como en la puerta de acceso.
- Verificación de la interrupción voluntaria.
- Verificación del bloqueo de la puerta.
- Verificación de la seguridad de compatibilidad entre aplicador y canal.
- Verificación del nivel de radiación ambiental en la sala de tratamiento.
- Verificar que un fallo de la corriente con la fuente en posición de tratamiento provoca su retracción inmediata y que restaurada la corriente, lo son igualmente los parámetros programados y el tiempo de irradiación restante.

#### *Tolerancias y periodicidad*

Según las recomendaciones de la AAPM<sup>1,3</sup>, este tipo de chequeos debe realizarse diariamente, previo al co-

mienzo del primer tratamiento con pacientes y los días que estos tengan lugar. La tolerancia será, lógicamente, funcional.

Para la realización de las verificaciones comentadas en este apartado se realizan varias irradiaciones, con lo que también se controla diariamente la "Verificación del recorrido libre de las fuentes en sus guías" indicado por el RD<sup>5</sup>. Además el RD<sup>5</sup> establece que diariamente o en cada uso se verificarán las seguridades y las condiciones de funcionamiento.

### 3.5.2. Verificación del posicionamiento de la fuente

En la mayoría de los equipos se controla la posición de la fuente a partir de un sistema óptico que detecta el movimiento del cable donde va soldada la fuente. Algunos equipos realizan este control a partir de los giros del motor paso a paso que mueve el cable y comparan esta información con la suministrada por el sistema óptico. Otros equipos emplean ambos métodos de forma redundante.

El posicionamiento de la fuente viene determinado con respecto al sistema de referencia del indexado, que es una longitud en milímetros que va desde 725 mm hasta 995 mm en los equipos de la firma Nucletron<sup>126</sup>. En los equipos Gammamed<sup>129</sup> los catéteres suelen ser de una longitud fija y la posición cero de referencia es la correspondiente a la posición distal del catéter respecto al equipo. En los equipos Buchler<sup>128</sup> existen 2 tipos de catéteres de longitud fija y la posición cero es la distal.

Respecto a la verificación de la programación de la posición de la fuente tendremos en cuenta en este apartado dos aspectos diferenciales. Siguiendo la nomenclatura propuesta por Williamson *et al*<sup>139</sup>, estos serían la verificación posicional intrínseca (independientemente del conjunto aplicador-tubo de transferencia que vaya a ser utilizado) y la verificación posicional clínica (particularizando al conjunto aplicador-tubo de transferencia).

#### 3.5.2.1. Verificación posicional intrínseca

##### *Enunciado y justificación*

Comprobación de la exactitud posicional de la fuente, asegurando que el sistema de tracción sitúa la fuente en las posiciones programadas; todo ello independientemente del aplicador que vaya a ser utilizado.

##### *Realización y procedimiento*

Para ello se emplean básicamente dos métodos:

*Método autoradiográfico.*- El catéter conectado a la Unidad se coloca y sujeta sobre una película *ready-pack* de baja sensibilidad. Sobre la película, a lo largo de una línea, se pinchan con una aguja varias posiciones de tratamiento. A continuación se programa el equipo para que

la fuente repose un tiempo relativamente pequeño en cada una de esas posiciones de tratamiento. Tras el revelado se comprueba la coincidencia entre las posiciones irradiadas y las seleccionadas.

Si se emplean varios canales para programación del movimiento de la fuente se recomienda que se efectúe una autoradiografía para cada uno de ellos, se pueden disponer de forma escalonada de manera que, en una autoradiografía, se puedan apreciar las diferencias en la posición de la fuente radiactiva con respecto a la programación que se haya efectuado en cada uno<sup>139,141</sup>.

*Método del circuito cerrado de televisión (CCTV).* Consiste en visualizar mediante una cámara un dispositivo escalado y transparente de posiciones, que suele ser suministrado por los fabricantes, y que conectado a la Unidad a través de su tubo de transferencia, permite comprobar que la fuente radiactiva se detiene en las posiciones programadas. Es un método más preciso, rápido y flexible que el anterior<sup>139</sup>. No obstante, presenta el inconveniente de la falta de registro de la prueba, salvo que el dispositivo de imagen sea conectado a un ordenador, por ejemplo.

Estos dos métodos están sujetos a la inspección visual de un observador y, pese a que son suficientes para las tolerancias de la prueba, se han diseñado maniqués que permiten determinar la exactitud en el posicionamiento de la fuente basados en el principio de triangulación, relacionando la desviación con la razón de medidas de ionización<sup>142</sup>. Resulta un método más preciso aunque más largo y elaborado.

Para el control de la constancia en el posicionamiento, Williamson<sup>139</sup> propone un maniqué de metacrilato de dimensiones 25x25x2,5 cm<sup>3</sup> con dos alojamientos, uno en el centro para una cámara de ionización de 0,6 cm<sup>3</sup> y el otro paralelo a 1,5 cm. para introducir un catéter por el que se moverá la fuente. Las lecturas ionométricas se registran diariamente y se miden las desviaciones. Este mismo dispositivo sirve para verificar también la exactitud del temporizador y la constancia de la TKRA de la fuente. Lógicamente, serían igualmente válidos otros maniqués de similares características.

La resolución que se alcanza con este método es de  $\pm 3$  mm. Un desplazamiento de la posición de 1,5 mm conduce a un cambio de la lectura del 5%<sup>139</sup>.

DeWerd *et al*<sup>143</sup> describen un método para los controles en equipos de alta tasa de dosis de carga diferida, basados en el uso de un inserto de plomo especial para una cámara de ionización tipo pozo que permite un estudio de la exactitud en el posicionamiento, exactitud del temporizador y medidas de la constancia de la TKRA de la fuente. Todo ello consumiendo relativamente poco tiempo (aproximadamente 5 min).

El inserto consiste en un cilindro de plomo con una "rodaja" plástica de 4 mm de altura incrustada en una posición bien conocida que permite colimar la radiación en un plano estrecho del volumen sensible de la cámara. De

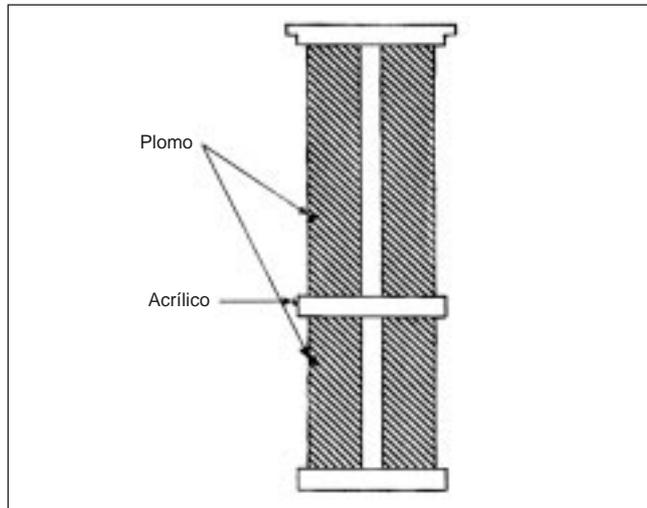


Figura 3.5.1. Inserto plomado con apertura para el control de HDR / PDR. Tomado de DeWerd *et al*<sup>143</sup>.

esta forma, cuando la fuente está contenida en ese plano, la cámara responde con una señal elevada (ver figura 3.5.1).

La respuesta típica de la cámara de pozo con el inserto de plomo de la figura 3.5.1 ante una fuente radiactiva puede verse en la figura 3.5.2, donde se representa la lectura de la cámara frente a la posición de la fuente para un mismo tiempo de exposición en todas las posiciones. El máximo con pequeña meseta representa la coincidencia de la fuente con la apertura plástica.

En cada control se obtienen lecturas en los puntos A y B' (véase figura 3.5.2). Los cambios de lectura en la zona de la meseta se deberán a diferencias en el tiempo de exposición, tiempo de tránsito o alguna anomalía en la TKRA de la fuente. Del mismo modo, cambios en la zona abrupta, sin modificación en la zona de meseta, serán debidos a imprecisiones en el posicionamiento de la fuente.

Mediante este sistema es posible resolver diferencias en el posicionado de hasta 0,4 mm, en la constancia del tiempo programado en el temporizador de hasta hasta el

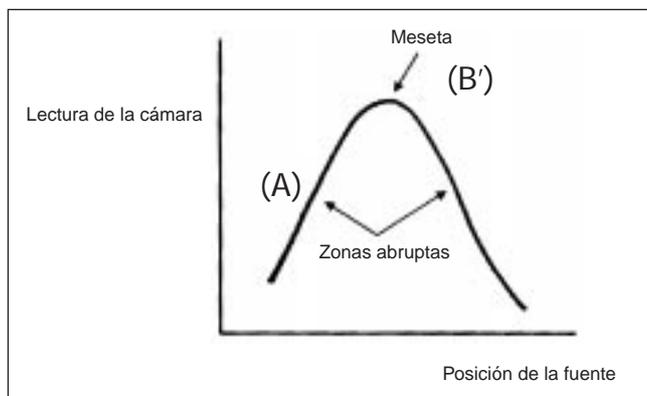


Figura 3.5.2. Lectura relativa de la cámara frente a la posición de la fuente.

2% de ese tiempo y en la constancia de la TKRA de hasta 0,3%<sup>143</sup>.

Para un acceso fácil y rápido se suele colocar la cámara en un compartimento pegado a la pared. Aunque esta situación es aceptable para los controles diarios, no lo es obviamente para la calibración debido a la componente dispersa de la pared, como se ha comentado en 1.3. Igualmente la reproducibilidad de la medida de la TKRA con el inserto plomado es menor que con el estándar, por lo que sólo se utilizará para verificar la constancia<sup>143</sup>.

### *Tolerancias y periodicidad*

El posicionamiento intrínseco de la fuente deberá verificarse con una tolerancia de  $\pm 1$  mm<sup>139,144</sup>. La periodicidad recomendada es la diaria<sup>3,139</sup>.

### 3.5.2.2. Verificación posicional clínica

#### *Enunciado y justificación*

Comprobación de la exactitud de la posición de la fuente, asegurando que el sistema de tracción sitúa la fuente en las posiciones programadas particularizando al conjunto aplicador-tubo de transferencia que vaya a ser utilizado.

Aunque la exactitud posicional intrínseca sea adecuada, existen una serie de factores que pueden comprometer la exactitud posicional dentro de cada aplicador implantado clínicamente. Tales factores pueden ser la anchura de los aplicadores, que haga que la trayectoria de la fuente no sea la adecuada por no estar ajustada al diámetro de la fuente, o que la longitud sea sensiblemente dependiente de la curvatura del tubo de transferencia. De igual manera, si los marcadores radio-opacos no se emplean adecuadamente, pueden conducir a errores en los posicionamientos finales.

#### *Realización y procedimiento*

Teniendo en cuenta los diferentes factores que intervienen, la evaluación de la exactitud del posicionamiento clínico comprendería los siguientes controles:

A. Verificar que la posición del centro de la fuente radiactiva, para una posición programada, es independiente del tipo de tubo de transferencia-aplicador usado, por ejemplo, intracavitario, intersticial o intraluminal. Se puede proceder colocando el aplicador sobre una película, eligiendo un punto a una distancia determinada del extremo distal del aplicador, pinchando sobre la película con una aguja y enviando la fuente a esa posición un tiempo adecuado para obtener una autoradiografía.

B. Verificar que la posición de la fuente no es excesivamente dependiente de la curvatura del tubo de transferencia. Se puede proceder igual que en el punto anterior curvando esta vez el catéter flexible.

C. Confirmación, visual o radiográfica de que, mediante el empleo de los marcadores radiográficos, la fuente se posiciona en el lugar seleccionado. La diferencia con el control A es que ahora se utiliza el tren de marcadores radio-opacos para posicionar posteriormente la fuente, tal y como se procede en la clínica. Interesa conocer si la información suministrada por los marcadores es adecuada. En este caso, si el aplicador es opaco hay que verificar mediante algún método de localización las posiciones de los marcadores del tren una vez introducido éste en el aplicador. Se procede de igual forma, en el caso de aplicadores que no pueden colocarse en contacto con las películas. Willianson<sup>139</sup> propone localizar un marcador mediante la medida de la distancia de su centro al extremo del tren y luego, una vez introducido el tren dentro del aplicador, usar la distancia medida para referenciar la posición del marcador respecto del punto distal del aplicador. Otro método de localización puede ser una simple radiografía del conjunto aplicador-tren de marcadores donde posteriormente se caracterizaría dimensionalmente cada uno de los marcadores del tren respecto del punto distal del aplicador.

D. Verificación de las longitudes de los tubos de transferencia cuando se empleen de longitudes variables<sup>145</sup>.

Los controles A y B tienen en cuenta el fenómeno de reacción del cable, por ejemplo si el diámetro interno del catéter excede al del testigo de verificación asumiendo un posible desplazamiento helicoidal y sobre todo dependiendo del radio de giro. Un método de visualización por un CCTV (si no se utilizan aplicadores metálicos) o autoradiográfico puede usarse para verificarlos.

Los controles C y D son altamente dependientes del diseño del aplicador, de la técnica de localización que se use con ayuda del tren de marcadores y del diseño de la máquina.

### *Tolerancias y periodicidad*

Desde el punto de vista clínico es difícil alcanzar la tolerancia de  $\pm 1$  mm y puede considerarse válida una tolerancia de  $\pm 2$  mm relativa al sistema de aplicadores que se empleen<sup>1,139</sup>.

Según el TG56 de la AAPM, la periodicidad para este tipo de prueba sería la cuatrimestral<sup>1</sup>, haciéndola coincidir con el cambio de fuente, siempre que se verifique diariamente la posición intrínseca.

La OIEA<sup>2</sup> indica como tolerancia entre la fuente simulada y la real el valor de  $\pm 1$  mm fijando el control con periodicidad trimestral. Además en estas recomendaciones se indica que se realice diariamente la autoradiografía de un catéter con la fuente en posiciones preestablecidas<sup>2</sup>, es decir la verificación posicional intrínseca.

La AAPM<sup>1</sup> indica que, aunque es deseable la realización de autoradiografías con las posiciones en todos los canales a utilizar en cada paciente, fija como mínimos el control diario de comprobación de una posición progra-

mada frente a la real, como por ejemplo con el inserto del detector pozo comentado.

El RD<sup>5</sup> fija con periodicidad diaria la "Verificación de la posición de la fuente en toda su trayectoria y Aplicadores" con una tolerancia de  $\pm 1$  mm. Parece entenderse que sería la verificación posicional clínica, cosa muy difícil en la práctica. Una solución podría ser el mantener diariamente la intrínseca y cíclicamente ir abordando la clínica con periodicidad mayor.

### 3.5.3. Verificación del temporizador

#### *Enunciado y justificación*

Consiste en verificar que el tiempo programado para la fuente en una posición determinada, es el tiempo que realmente la fuente está en posición de tratamiento. Del temporizador hay que verificar:

- La exactitud.
- La linealidad.
- La reproductibilidad.
- La contribución de la dosis en tránsito al tratamiento.

La exactitud, o más explícitamente la falta de exactitud del temporizador es menos crítica si la calibración de la fuente se ha realizado con el mismo temporizador con el que se trata al paciente, supuesto el temporizador lineal y reproducible. En el caso de una calibración "in situ" el error en la calibración se compensaría con el error en el tratamiento<sup>1,139</sup>. No es el caso si se emplea un medidor de tiempo independiente.

Es necesario verificar la linealidad y la reproducibilidad del temporizador y además la dosis debida al tránsito de la fuente.

#### *Realización y procedimiento*

Estos parámetros se pueden inferir de medidas ionométricas con ayuda del maniquí descrito en el apartado 3.5.2.1<sup>139</sup> que dispone de los dos alojamientos, uno para la cámara de ionización de  $0,6 \text{ cm}^3$  y el otro paralelo a  $1,5 \text{ cm}$ . para introducir el catéter con la fuente. La corta separación entre ambos orificios es para que la dosis en tránsito sea representativa de la práctica clínica y para que la corriente de ionización en la cámara sea adecuada. No obstante, como se citaba anteriormente, serían válidos otros maniqués de similares características.

Igualmente se puede utilizar el detector pozo con el inserto plomado comentado para los controles más frecuentes.

Se mide para distintos tiempos programados en el rango práctico ' $t_{\text{programado}}$ ', la carga integrada ' $Q_{\text{medido}}$ '. Representamos ' $Q_{\text{medido}}$ ' frente a ' $t_{\text{programado}}$ ' y se ajusta a una recta:

$$Q_{\text{medido}} = a \cdot t_{\text{programado}} + \delta Q \quad [3.5.1]$$

La desviación de las medidas respecto de una recta indica la falta de linealidad del temporizador de la Unidad y  $\delta Q$  sería proporcional a la dosis en tránsito para esa posición de la fuente. El cociente  $\delta Q / a \cdot t_{\text{programado}}$  indica la relación entre la dosis debida al tránsito de la fuente y la dosis estacionaria para ese tiempo y posición concretos.

Se puede modificar el método anterior para medir el tiempo de forma absoluta<sup>146</sup>. Para ello, se programa la fuente un tiempo muy grande (999 s). Situamos la fuente en una posición determinada y con ayuda de un temporizador externo se mide el tiempo 't' necesario para que la lectura del conjunto cámara-electrómetro pase de un valor 'Q<sub>1</sub>' a 'Q<sub>2</sub>' siendo 'Q<sub>2</sub>' > 'Q<sub>1</sub>' y 'Q<sub>1</sub>' la lectura cuando se pone en marcha el temporizador externo o la correspondiente a cualquier otra referencia temporal. Entonces a partir del cociente carga/tiempo se determina la corriente estacionaria 'I<sub>estacionaria</sub>' que ve la cámara:

$$I_{\text{estacionaria}} = \frac{Q_2 - Q_1}{t} \quad [3.5.2]$$

donde se excluye el efecto de la dosis en tránsito de la fuente, ya que cuando empezamos a medir con ayuda del temporizador externo, la fuente ya está posicionada. Una vez determinada la corriente estacionaria, medimos varias veces la carga, 'Q<sub>medida</sub>', para distintos tiempos programados, 't<sub>programado</sub>', por el temporizador de la Unidad. Esta lectura sí vendrá afectada por la dosis en tránsito. Se define un tiempo efectivo medido, 't<sub>efec\_med</sub>' dado por

$$t_{\text{efec\_med}} = \frac{Q_{\text{medida}}}{I_{\text{estacionaria}}} \text{ que es suma del tiempo estacionario real y un tiempo adicional necesario para dar una dosis igual a la dosis en tránsito. Este tiempo efectivo medido puede ajustarse linealmente al tiempo programado:}$$

$$t_{\text{efec\_med}} = b \cdot t_{\text{programado}} + \delta t_{\text{tránsito}} \quad [3.5.3]$$

La desviación de la pendiente respecto de la unidad indica la falta de exactitud del temporizador de la Unidad de tratamiento y el término independiente es el tiempo de tránsito de la fuente.

### Tolerancias y periodicidad

Para el estado referencial deberá verificarse la linealidad y la reproducibilidad del equipo<sup>1,139</sup>. Posteriormente la comprobación del temporizador (al menos exactitud y reproducibilidad) deberá ser diario usando un tipo de verificación rápida como puede ser empleando los maniqués propuestos anteriormente y haciendo una valoración del tiempo de llegada y de salida desde una posición dada para ver que se mantiene constante a lo largo del tiempo<sup>1,139</sup>. Anualmente deberá verificarse la exactitud, la linealidad y la reproducibilidad de forma más exhaustiva (para un rango de tiempos más amplio)<sup>1,139</sup>.

La OIEA<sup>2</sup> indica una tolerancia del 1% respecto al funcionamiento del temporizador (reproducibilidad y linealidad), fijando una periodicidad trimestral para este control; a su vez recomienda que diariamente se verifique que el temporizador es reproducible. Recomienda también con periodicidad anual que se verifique el efecto del tránsito de la fuente.

La AAPM<sup>1</sup> propone con periodicidad diaria que se realice control de la TKRA, posición y tiempo, con uno de los sistemas rápidos comentados.

El RD<sup>5</sup> indica que la determinación del error del temporizador se realice con periodicidad mensual, que es la que fija para el conjunto completo de pruebas en los equipos de carga diferida. En el mismo, no se hace referencia explícita a tolerancias en cuanto a linealidad y reproducibilidad para el temporizador en BT.

### 3.5.3.1. Evaluación de la dosis en tránsito

#### Enunciado y justificación

Es la dosis debida al tránsito de la fuente desde la posición estacionaria de no tratamiento a la posición de tratamiento. Se debe a la velocidad finita de movimiento, depende de la longitud del catéter, del espaciado programado para el movimiento de la fuente, de la actividad de la misma y de la velocidad del desplazamiento.

El problema general requiere determinar la velocidad de movimiento de la fuente en diferentes condiciones geométricas<sup>147</sup>. La dosis no es constante en el volumen del implante y se calcula a partir de la velocidad y de la actividad. La subestimación de la dosis es más significativa para prescripciones de dosis bajas, para actividades elevadas y velocidades bajas de desplazamiento de la fuente ya que la velocidad varía con el interespaciado<sup>147</sup>.

Desde el punto de vista clínico, en general, se considera que la dosis prescrita al paciente es la que se suministra en la posición estacionaria, no teniéndose en cuenta la dosis de tránsito en los SP. No obstante es adecuada su estimación.

#### Realización y procedimiento

En la literatura se describen varios métodos para su estimación. Meigooni *et al*<sup>146</sup> emplean una cámara de vídeo tanto para verificar los tiempos programados de posicionamiento de la fuente, como para medir la velocidad de tránsito y encuentran rangos de la misma entre 35 y 53 cm/s para distancias de recorrido de 5 cm a 40 cm sobre un equipo microSelectron HDR. Houdek *et al*<sup>147</sup> emplean un osciloscopio para contabilizar los pulsos del motor y de ahí obtener la velocidad. Bastin *et al*<sup>148</sup> emplean dosímetros de termoluminiscencia, y además desarrollan un algoritmo de cálculo para contabilizar la dosis en tránsito. Willianson<sup>139</sup> emplea una cámara de ionización esférica de 100 cm<sup>3</sup> posicionada a cierta distancia

de un catéter y en el punto medio de dos posiciones programadas.

Como vemos, estos métodos son complejos y laboriosos. En la práctica al menos se debe realizar una estimación de la dosis de tránsito mediante las medidas descritas en el apartado anterior donde se estudia la linealidad del temporizador pudiendo inferir, a partir de la ordenada en el origen del ajuste, el orden de contribución de la dosis en tránsito para unas condiciones representativas en la clínica.

#### *Tolerancias y periodicidad*

La periodicidad recomendada es anual<sup>3,139</sup>. La OIEA<sup>2</sup> indica que los parámetros de calibración debieran seleccionarse de forma tal que los efectos del desplazamiento de la fuente no contribuyan en más del 1% a la incertidumbre global de la dosis impartida.

#### **4. Equipamiento necesario**

A continuación se relaciona el instrumental necesario para realizar las pruebas y controles indicados en el Apartado 3, en una situación típica de fuentes de HDR o PDR, y LDR.

- Detectores apropiados para realizar el calibrado de las fuentes, tanto de sistemas de referencia como redundantes. Estos serían una cámara de pozo adecuada para todas las fuentes a medir, con sus insertos correspondientes, una cámara de 0,6 cm<sup>3</sup> para medidas en aire y los sistemas que permitan el control de estabilidad de las mismas.

- Electrómetros adecuados a las TKRA de las fuentes, con opción de medida en carga y corriente, variación de polarización y voltaje y temporizador independiente.

- Factores de calibración trazados a patrones para todas las fuentes en uso.

- Maniqués adecuados para medida con cámaras 0,6 cm<sup>3</sup> en HDR y PDR como sistema de confirmación.

- Maniqués para cámaras de 0,6 cm<sup>3</sup> para los controles de tiempos, posiciones y TKRA en HDR y PDR, que permitan una realización rápida.

- Insertos especiales para las cámaras de pozo que faciliten un control rápido y frecuente de posición, tiempo y TKRA en HDR y PDR.

- Maniqués adaptados para el caso de Equipos de LDR con conjuntos de fuentes.

- Facilidades y dispositivos para autoradiografías y radiografías y sistema de medida en ellas.

- Detectores o sistemas adecuados para la verificación de la TKRA lineal.

- Sistemas mecánicos de posicionamiento con incertidumbre adecuada para el posicionamiento de la fuente de 1 cm en las calibraciones de las cámaras de pozo para hilos de <sup>192</sup>Ir.

- Facilidades para la realización de toma de muestras para fugas y acceso a detectores adecuados para su valoración.

#### **5. Braquiterapia en el Real Decreto 1566/1998**

En este Apartado se comentan distintos aspectos, referidos a BT, recogidos en el Real Decreto 1566/1998, de 17 de Julio, por el que se establecen los Criterios de Calidad en Radioterapia<sup>5</sup>.

En la **disposición adicional tercera** se recoge la prohibición de la utilización clínica de las fuentes de <sup>226</sup>Ra.

En la **disposición adicional segunda** recoge la obligatoriedad de que los equipos de referencia deben estar calibrados en laboratorios de metrología reconocidos. En BT significará que para todas las fuentes de uso clínico deberá existir un calibrador con trazabilidad a un patrón. Según lo que hemos recogido en este documento, se deben adquirir calibradores adecuados, con factores de calibración del sistema para todos los modelos de fuentes operativos en el Servicio de Radioterapia.

A continuación se comentarán las tablas del Anexo que se refieren a BT, intentando recoger lo que se interpreta en el enunciado de la prueba y haciendo algunos comentarios sobre su realización.

#### *TABLA II.C. Pruebas para fijar el estado de referencia inicial en las fuentes y equipos de BT y sus tolerancias*

La primera parte del punto 2 se refiere a "Registro de las fuentes", y concretamente a Descripción, Calibración, Distribución del radionucleido y Curvas de isodosis.

Hay que entender registrar en el sentido de documentar y de este apartado se desprende que la parte fundamental de la misma debe proporcionarla el suministrador.

Es importante señalar que la caracterización de la distribución de dosis alrededor de una fuente mediante curvas de isodosis está desaconsejado debido al alto valor del gradiente, que puede dar lugar a errores. Es más conveniente disponer de una tabla de valores para una matriz de puntos alrededor de la fuente. Lógicamente el medio de referencia debe ser agua no aire.

El apartado siguiente recoge la "Verificación de la tasa de kerma de referencia en aire".

El tratamiento de los lotes de fuentes sigue las recomendaciones prácticas de la AAPM<sup>1</sup>, al igual que la tolerancia en la coincidencia con el valor de la TKRA dado en el certificado del suministrador:  $\pm 3\%$ . No obstante en las recomendaciones citadas además de establecer este límite, se recomienda que cuando se supere se debe investigar la discrepancia, y notificarlo al suministrador cuando se supere el  $\pm 5\%$ .

El problema surge cuando la incertidumbre o "límite de variación" que aparece en el certificado del suminis-

trador supera claramente este valor y esta es una situación bastante habitual. En este caso no queda clara la aplicación de la recomendación práctica del TG56 y RD como se ha comentado en 1.2.5.

Respecto al valor de referencia de TKRA para una fuente el RD no da tolerancias. Se entiende que caracterizada una fuente por un valor de referencia (referencia inicial) este debe coincidir con las sucesivas determinaciones aplicando el factor de decadencia y teniendo en cuenta la incertidumbre de la medida en esta calibración del radiofísico.

El contenido de "*Verificación, geometría e integridad de las fuentes*" podría ser el desarrollado en el apartado 3.2 de este trabajo.

Respecto al apartado "*Verificación de la localización y/o distribución del radionucleido*", la nota de la llamada "*Cuando la distribución sea presuntamente uniforme y la actividad suficientemente baja se comprobará su distribución*", no queda clara. No se da tolerancia a la no uniformidad de una distribución teóricamente uniforme, por ejemplo en los hilos de  $^{192}\text{Ir}$ . Como se ha comentado previamente en el Apartado 1.6, por semejanza en el tratamiento de lotes de fuentes, debería ser de  $\pm 5\%$ .

El punto "*Control de fugas y estanqueidad*" refiere los límites a la legislación en Protección Radiológica.

En el apartado de los "*Aplicadores*", la parte correspondiente a "Registro", análogamente al caso de las fuentes, se basa fundamentalmente en la información del suministrador.

Para la "*Determinación de la posición de la fuente en el aplicador*", asigna una tolerancia que debe ser especificada por el fabricante y aceptada en las condiciones de compra. En la práctica, para la mayoría de aplicadores en uso, sobre todo en LDR, el usuario no dispone de esta información.

En el apartado de "*Equipos de carga diferida*", recoge la determinación del error del temporizador y no la tolerancia sobre la exactitud del temporizador.

#### *TABLA II.D Programa de control de calidad de las fuentes y equipos de braquiterapia*

En los controles *Diarios (en cada uso)* incluye la coincidencia entre la fuente activa y la de simulación sólo en el caso de fuentes intersticiales. Aquí destaca el que concrete este control para aplicaciones intersticiales. En el caso de LDR, con hilos de  $^{192}\text{Ir}$  y semillas de  $^{125}\text{I}$  por ejemplo, se referirá lógicamente a la correspondencia entre fuente activa y simulada en cada implante. Para HDR sería la correspondencia entre las semillas del marcador radiográfico con la fuente.

Destaca el hecho de que, para equipos de carga diferida, se fije la verificación de la posición de la fuente en toda su trayectoria y aplicadores con periodicidad diaria y sin embargo no se recoja el tiempo programado en cada posición. Como se ha comentado previamente en los

apartados 3.4 y 3.5, ambos controles deben ir conjuntamente según las recomendaciones.

Esta periodicidad, diaria (en cada uso), también afecta a los equipos de baja tasa, con trenes de fuentes fijos o de composición programable. Una posibilidad sería realizar una autorradiografía en un aplicador estándar o mediante CCTV si el aplicador puede ser plástico.

Se indica periodicidad mensual (aunque se complete anualmente) para el "*control de fugas*", por lo que se supone disponibilidad total en medios y detectores apropiados para el mismo. También se fija con periodicidad mensual el control completo de los equipos de carga diferida.

Las pruebas para el conjunto de fuentes cuyo  $T_{1/2}$  y por tanto su periodo de uso clínico lo permitan, deben completarse anualmente (por ejemplo  $^{137}\text{Cs}$ ).

Un problema que se plantea en la práctica es el caso de Equipos de carga diferida automática de LDR en el que no se acceda a la manipulación de las fuentes para su calibración. Es el caso del Curietrón y Selectrón de LDR. La calibración de las fuentes por el usuario se debe realizar previamente a su introducción en el Equipo, y en ese momento relacionar la TKRA de las fuentes con medidas de conjuntos de las mismas, ya en sus guías o portafuentes, en condiciones determinadas que aseguren su constancia.

#### *TABLA II.E Pruebas para fijar el estado de referencia inicial en equipos de planificación.*

En el punto de "*Programación*", las pruebas de auto-comprobación podrían sustituirse por planes de referencia que se calculen periódicamente o mediante la visualización de la matriz de dosis que asegure su constancia, en el caso de que el SP no disponga de estas utilidades.

En cuanto al apartado "*Dosimetría*", la Verificación de la correspondencia de la posición de la fuente en el espacio y la calculada por el SP, puede realizarse:

1) Mediante reproducción analítica externa de la reconstrucción.

2) Utilizando un maniquí con fuentes en un sistema de referencia conocido cuyas coordenadas se comparan con las proporcionadas por el SP.

De nuevo, en lugar de "*Curvas de isodosis de fuentes únicas*" resulta más adecuado una matriz de dosis en puntos alrededor de la fuente para la verificación de los cálculos.

El punto de "*adición*" de campos y fuentes en tratamientos tipo, se entiende que, en el caso de BT consistiría en la reproducibilidad de un plan de un conjunto de fuentes y puntos de referencia.

El apartado de verificación experimental del cálculo de tiempos no es aplicable a BT ya que, por problemas prácticos conocidos, es muy difícil la medida. Se aplica pues el principio de superposición para el conjunto de fuentes a partir de una matriz base de referencia contrastada en la literatura.

*Tabla II.F Programa de control de calidad de los sistemas de planificación y cálculo.*

Al igual que para las fuentes y equipos, fija con periodicidad mensual todas las pruebas, completando anualmente el conjunto de fuentes.

Como conclusión respecto al Sistema de Planificación para BT, en la práctica se podría realizar:

- Verificar los cálculos del SP con una matriz de referencia obtenida de la literatura, intentando reproducirla en el grado máximo dependiendo de las facilidades del mismo. De esta comparación se deduce la fidelidad de los algoritmos y el nivel de error según la situación del punto respecto a la fuente.

- Confeccionar un plan de "referencia" para el que periódicamente se realice el proceso completo en el SP. Incluso se puede variar la situación absoluta de puntos y fuentes manteniendo la relativa entre ellos, para evitar errores sistemáticos<sup>21</sup>.

- Confeccionar un programa externo de verificación de los cálculos, en el que se realicen simplificaciones de los mismos y ello se traduzca en un margen de tolerancia adecuado. Todo cálculo debería revisarse de esta manera<sup>21</sup>.

## Apéndice

### Nuevo formalismo TG43

La AAPM constituyó el grupo de trabajo TG43<sup>72</sup> que ha revisado las publicaciones de dosimetría intersticial más recientes y recomendado un protocolo de dosimetría. Este protocolo incluye un nuevo formalismo, iniciado por ICWG<sup>108</sup>, y un conjunto de valores propuestos para los parámetros dosimétricos, formalismo que se ha extendido y en el que aparecen caracterizados las distribuciones de dosis alrededor de las fuentes en la literatura. Por este motivo se recoge a continuación una breve descripción del mismo.

El formalismo supone una fuente con simetría cilíndrica, sobre la que se define un sistema de coordenadas polares con origen en el centro de la fuente y origen de ángulos en el eje longitudinal de ésta, como se muestra en la Figura A.1. En él se establece que la dosis absorbida se debe expresar como:

$$D(r, \theta) = S_k \Lambda t \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta) \quad [A.1]$$

donde  $r$  es la distancia radial desde el centro de la fuente en el plano que contiene a su eje;  $\theta$  es el ángulo polar;  $S_k$  es el "air-kerma strength" que coincide numéricamente con el TKRA;  $\Lambda$  es la constante de tasa de dosis;  $t$  es el tiempo de exposición;  $G(r, \theta)$  es el factor geométrico que tiene en cuenta la distribución del material radiactivo;  $F(r, \theta)$  es la función de anisotropía que tiene en cuenta la

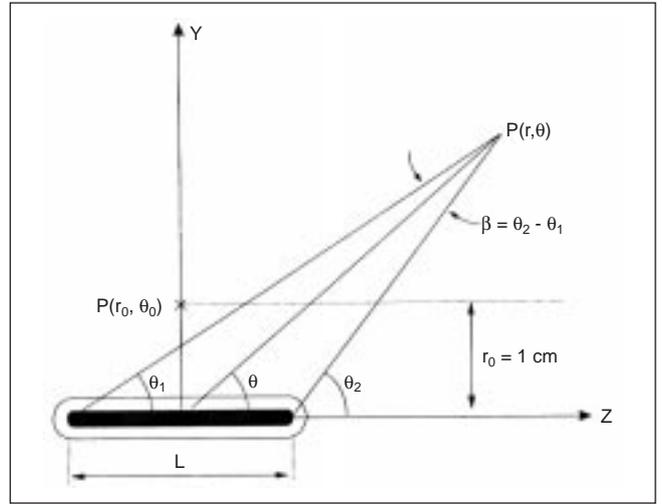


Figura A.1.- Definición de las coordenadas radiales y rectangulares respecto a la fuente.

dependencia angular de la absorción y dispersión de fotones; y  $g(r)$  es la función radial que incluye la dependencia radial de la absorción y dispersión de los fotones en el medio a lo largo del eje transversal ( $\theta = \pi/2$ ). El punto de referencia  $(r_0, \theta_0)$  es  $r_0 = 1$  cm y  $\theta_0 = \pi/2$ .

La Constante de tasa de dosis,  $\Lambda$ , se define como la tasa de dosis en agua a la distancia de 1 cm en el eje transversal de la fuente por unidad de  $S_k$ , siendo una magnitud absoluta.

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_k} \quad [A.2]$$

La Constante de tasa de dosis,  $\Lambda$ , se define para cada fuente en concreto; por tanto, incluye los efectos de la geometría, distribución espacial de radiactividad, encapsulado, autoabsorción y efecto del agua que rodea la fuente. Su relación con los términos tradicionales sería:

$$\Lambda = \left[ \frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{air}^m \varphi(r_0) G(r_0, \theta_0) \quad [A.3]$$

siendo  $\left[ \frac{\mu_{en}}{\rho} \right]_{air}^m$  la razón de los coeficientes másicos de absorción de energía promediados para los espectros existentes en el medio  $m$  y en el aire, y  $\varphi(r)$  la función que tienen en cuenta la atenuación de los fotones primarios y el efecto de los fotones dispersos en el medio<sup>149</sup>.

La función radial de dosis,  $g(r)$ , tiene en cuenta la absorción y dispersión en el medio a lo largo del eje transversal de la fuente. Se define como:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G(r, \theta_0)} \quad [A.4]$$

En ella se incluye lógicamente el efecto del filtrado y material de la fuente en concreto. Viene a ser la tradicio-

nal función de atenuación y dispersión en el tejido normalizada a 1 cm:

$$g(r) = \frac{\varphi(r)}{\varphi(r_0)} \quad [\text{A.5}]$$

La función de anisotropía,  $F(r, \theta)$ , es la que tiene en cuenta la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente. Proporciona la variación de dosis a cada distancia  $r$  debida a la autoabsorción, filtración oblicua, y la atenuación y dispersión de fotones en el medio:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)G(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0)G(r, \theta)} \quad [\text{A.6}]$$

Existen en Braquiterapia intersticial fuentes en las que no es viable el control de su orientación, ya sea por el número, tamaño o por dificultades técnicas tanto en el implante como en la reconstrucción. Por tanto, no es posible aplicar las distribuciones 2D correspondientes. En esos casos la contribución de cada semilla a la dosis en el tejido se puede aproximar mediante la dosis radial media integrando respecto al ángulo sólido alrededor de la fuente:

$$\dot{D}(r) = \frac{1}{4\pi} \int_0^{4\pi} \dot{D}(r, \theta) d\Omega \quad [\text{A.7}]$$

donde  $d\Omega = 2\pi \sin \theta d\theta$  para una distribución cilíndrica.

El factor de anisotropía,  $\Phi_{an}(r)$  se define como el cociente entre la dosis promediada respecto al ángulo sólido y la dosis en el eje transversal, para una distancia  $r$ :

$$\Phi_{an}(r) = \frac{\int_0^\pi \dot{D}(r, \theta) \sin \theta d\theta}{2 \dot{D}(r, \theta_0)} \quad [\text{A.8}]$$

Así, esta dosis radial media quedaría:

$$\dot{D}(r) = S_k \Lambda \left[ \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \right] g(r) \Phi_{an}(r) \quad [\text{A.9}]$$

El factor de anisotropía puede aproximarse por una constante independiente de la distancia denominada constante de anisotropía  $\bar{\Phi}_{an}$ . Mediante estas funciones las fuentes se aproximarían en el cálculo como fuentes puntuales isotrópicas.

## Agradecimientos

A A. Brosed por su exhaustiva revisión de este trabajo tanto en la terminología y comentarios como en los procedimientos.

A F. Ballester y su grupo por la colaboración cara a obtener datos de matrices base de las fuentes utilizadas en España.

A F. Lliso, V. Carmona y J.C. Ruiz por su revisión y ayuda en la confección del documento

A E. Millán, A. Hernandez, A. García, M.A. Peinado, F. García-Cases y B. Ballester por sus revisiones y sugerencias.

A J. Bonilla por su colaboración.

## Referencias bibliográficas

1. Nath R, Anderson L, Meli J, Olch A, Stit J, Williamson J. "Code of practice for brachitherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56". *Med Phys* 1997; 24: 1557-1598.
2. "Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia". Recomendaciones del panel de expertos en ARCALXXX. Coordinador: Pedro Andreo 1999 OIEA.
3. Kubo H, Coursey B, Hanson W, Kline R, Seltzer S, Shuping E, Williamson J. "Report of the Ad Hoc Committee of the AAPM Radiation Therapy Committee on I-125 Sealed Source Dosimetry". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998; 40: 697-702.
4. Fraas B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Van Dyke J. "American of Physicist in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality Assurance for clinical radiotherapy treatment planning". *Med Phys* 1998; 25: 1773-1829.
5. Real Decreto 1566/1998, de 17 de Julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Ministerio de Sanidad y Consumo. B.O.E. núm. 206 del 28-08-1998 29383-29394.
6. Nath R, Amols H, Coffey C, Duggan D, Jani S, Li Z, Schell M, Soares C, Whiting J, Cole P, Crocker I, Schwartz R. "Intravascular brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 60". *Med Phys* 1999; 26: 119-151.
7. Comité Français de Mesure des Rayonnements Ionisants "Recommandations pour la détermination des doses absorbées en curietherapie". Raport du Comité Francais *Mesure des Rayonnements Ionisants* No 1, Bureau National de Metrologie, Paris, 1983.
8. British Comitee on Radiation Units And Measurements "Specification of Brachytherapy Sources". *Br J Radiol* 1984; 57: 941-942.
9. International Commission on Radiological Units and Measurements "Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology". ICRU Report 38 (1985) Bethesda, ICRU.
10. AAPM Report 21 (1987) Monograph "Specification of Brachytherapy source strength". Report Task Group 32.
11. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, "Recommendations for Dosimetry and Quality Control of Radioactive Sources Used In Brachytherapy". Report No. 4. 1991.
12. British Institute of Radiology. "Recommendations for Brachytherapy Dosimetry ". Report of a joint working party of the BIR and the IPSM. (British Institute of Radiology, London) 1993.
13. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, "Recommendations for the calibration of Iridium-192 High Dose Rate Sources". Report No. 7. December 1994.
14. International Commission on Radiation Units and Measurements. "Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy". ICRU Report 58. Washington DC 1997.
15. Jayaraman S, Lanzl L, H. "An overview of errors in line source dosimetry for gamma-ray brachytherapy" *Med Phys* 1983; 10: 871-875.
16. Hanson W. "Brachytherapy Source Strength: Quantities, Units and Standards" en "Brachytherapy Physics". AAPM Summer School 1994; 71-86.
17. National Council on Radiation Protection and Measurements. "Specification of Gamma-Ray Brachytherapy Sources", NCRP Report No. 41. Bethesda, Maryland 1974.

18. Dutreix A and Wambersie A. "Specification of Gamma-ray Brachytherapy sources" *Br J Radiol* 1975; 48: 1034.
19. Williamson J. "Comparison of measured and calculated dose rates in water I-125 and Ir-192 seeds" *Med Phys* 1991; 18: 776-786.
20. Brosed A, Unidad de Metrología de Radiaciones Ionizantes. Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas. Comunicaciones Personales. Enero-Abril 2000.
21. Pérez-Calatayud J. "Planificación de Tratamientos en Braquiterapia: Desarrollo de un Sistema Automatizado, cálculo de dosis por Monte Carlo y reconstrucción por TAC". Tesis Doctoral Universidad de Zaragoza. 1998.
22. Meisberger L, Keller R, Shalek R. "The effective attenuation in water of the gamma rays of gold 198, iridium 192, cesium 137, radium 226, and cobalt 60". *Radiology* 1968; 90: 953-958.
23. Kutcher G, Coia L, Guillin M, Hanson W, Lubel S, Morton R, Palta J, Purdy J, Reinstein L, Svenson G, Weller M, Wingfield L. "Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40". *Med Phys* 1994; 21: 581-618.
24. International Atomic Energy Agency. "Calibration of Brachytherapy Sources". Recommendations on Standardized Procedures for the Calibration of Brachytherapy Sources at SSDs and Hospitals. OIEA-TECDOC-1979. Febraty 1999.
25. "SweetSpot" Re-entrant sealed ionization chamber. Data Sheet. Nuclear Associates. 100 Voice Road, Carle Place, NY 11514-0349 USA 1998.
26. Goetsch S, Attix F, Pearson D, and Thomadsen. "Calibration of Ir-192 high-dose-rate afterloading systems" *Med Phys* 1991; 18: 462-467.
27. Das R, Mishra V, Perera H, Meigooni A and Williamson J. "A secondary air Kerma strength standard for Yb-169 interstitial brachytherapy sources". *Phys Med Biol* 1995; 40: 741-756.
28. Verhaegen F, Van Dijk E, Thierens J, Aalbers A, and Seuntjens J. "Calibrations of Ir-192 brachytherapy sources in terms of reference air kerma rate with large volume spherical ionization chambers" *Phys Med Biol* 1992; 37: 2071-2082.
29. American Association of Physicists in Medicine. "Remote Afterloading Technology". A Report of AAPM Task Group No. 4, May 1993.
30. Goetsch S, Attix F, DeWerd L and Thomadsen B. "A new re-entrant ionization chamber for the calibration of Ir-192 high dose rate sources". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1992; 24: 167-170.
31. Goetsch S, Wollin M, and Olch A. "Evaluation of three well-type ionisation chamber systems for calibration of iridium-192 HDR afterloaders". *Selectron Brachytherapy Journal* Vol 7. No. 1. 1993.
32. Weaver K, Anderson L, Meli J. "Source calibration" en *Interstitial Brachytherapy*. Ed Anderson L. New York 1990; 15-19.
33. Berkley L, Hanson W, Shalek R. "Discussion of the characteristics and results of measurements with a portable well ionization chamber for calibration of brachytherapy sources" in *Recent Advances in Brachytherapy Physics* Monograph No. 7 AAPM 1981; 38-48.
34. Andreo P, Cunningham JR, Hohlfield K and Svensson H. "Absorbed dose determination in photon and electron beams". Technical Reports Series No. 277. International Atomic Energy Agency. Vienna 1987.
35. Sociedad Española de Física Médica "Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en Radioterapia de haces externos". SEFM Publ. No. 1/1984. Comité de Dosimetría en Radioterapia. Madrid 1984.
36. "Reentrant Chamber". Sun Nuclear Brochure 426 A. Pineda Court Melbourne USA.
37. Podgorsak, M.B, DeWerd L.A, Thomadsen B.R, Paliwal, B.R. "Thermal and scatter effects on the radiation sensitivity of well chambers used for high dose rate Ir-192 calibrations". *Med Phys* 1992; 19: 1311-1314.
38. DeWerd L, Thomadsen B. "Source-strength standards and calibrations of HDR-PDR sources" in *Brachytherapy Physics* AAPM Summer School 1994; 541-556.
39. HDR 1000 Plus Ionization chamber. Instruction Manual. Standard Imaging University Avenue, suite 105 Middleton USA. 1997.
40. Mellenberg and Kline. "Verification of manufacturer-supplied I-125 and Pd-103 air-kerma strength". *Med Phys* 1995; 22: 1495-1497.
41. "Measurement of RAPID Standard Iodine Seeds". Stándar Imaging Brochure 6808 University Avenue, suite 105 Middleton USA. (1999). And in Butler W, Dorsey A, Nelson K. "Quality assurance calibration of I-125 Rapid Strand in a sterile environment". Standard Imaging Report.
42. Fast Assay Calibration System. Seed Buddy. Nelson K. Standard Imagins University Avenue, suite 105 Middleton USA. Comunicación personal. 1999.
43. Schaeken B, Vanneste F, Bouillier A, Hoornaert M, Van der Broeck S, Hermans J, Piron A. Working Group Brachytherapy BHPA "Ir-192 brachytherapy sources in Belgian hospitals". *Nucl Instr And Methods in Physics Research* 1992; A312: 251-256.
44. "Measurement of RAPID Standard Iodine Seeds of Iridium wire coils". Stándar Imaging Brochure 6808 University Avenue, suite 105 Meddleton USA. 1999.
45. Meertens H. "In phantom calibration of Selectron LDR sources". *Radiation Oncol* 1990; 17: 369-378.
46. Podgorsak, M.B. "Radiation Parameters of High Dose Rate Iridium 192 sources". Ph. D. Thesis University of Wisconsin Dept. of Medical Physics, Madison, WI (1993). Citado en referencia 24.
47. Ferreira I, De Almeida C, Marre D, Marechal M, Bridier A, Chavaudra J. "monte Carlo calculations of the ionization chamber wall correction factors for Ir-192 and Co-60 gamma rays and 250 KV x-rays for use in calibrations of Ir-192 HDR brachytherapy sources". *Phys Med Biol* 1999; 44: 1897-1904.
48. Brosed A, González A.M, Vivanco J. "Trazabilidad de los conjuntos de referencia hospitalarios usados en la calibración de fuentes de braquiterapia para las energías del Cs-137, Co-60 e Ir-192". XII Congreso S.E.F.M. Santander 1999.
49. Grimbergen T, Van Dijk E, Tierens H, Aalbers A, Seuntjens J. "Comparison of methods for derivation of Ir-192 calibration factors for the NE2561 and NE2571 ionisation chambers". *Nucletron-Oldelft Activity Report n° 7* 1995.
50. Read L.R, Burns J.E, Liquorish C.A. "Air Kerma Rate Calibration of Small Sources of <sup>60</sup>Co, <sup>137</sup>Cs, <sup>226</sup>Ra and <sup>192</sup>Ir". *Phys Med Biol* 1991; 36: 279-284.
51. Ezell G. "Evaluation of Calibration Techniques for a High Dose Rate Remote Afterloading Ir-192 Source". *Endocurietherapy/Hyperthermia Oncology* 1990; 6: 101-106.
52. DeWerd, L.A, Ezzell, G.A and Williamson J.F. "High Dose Rate Brachytherapy". Nag, S. (ed), Futura Publishing Company, Inc., 1994.
53. Ezzell G. "The effect of alternative calibration procedures using the NEL 2505/3 ionization chamber: a brief communication". *Selectron Brachytherapy Journal* 1991; 5: 42-43.
54. Spokas, J.J, Meeker, R.D. "Investigation of cables for ionization chambers". *Med Phys* 1980; 7: 135.
55. International Commission on Radiological Protection "Radionuclide Transformations. Energy and Intensity of Emissions". ICRP Report 38 1983.
56. Boag, J.W. "Ionization chambers". en "Radiation Dosimetry", Vol II Attix and Roesch Eds., Academic Press, New York. 1966.
57. Buffa, A. "Gamma Med II Source Calibration Employing Ionometric Techniques". In Proceedings Second Annual International High Dose Rate Remote Afterloading Symposium (Health Physics Consultants, South China, ME, 1987) 77-81.
58. Ezzell G. "Evaluation of Calibration Techniques for the Micro-Selectron HDR", in Brachytherapy 2: proceedings of the 5<sup>th</sup> international Selectron User's meeting, ed Mould. Nucletrón International. The Netherlands 61-69 1989.

59. Bielajew, A.F. "Correction Factors for thick-walled ionization chambers in point-source photon beams". *Phys Med Biol* 1990; 35: 501-516.
60. Kondo V, Randolph M. "Effect of finite size of ionization chambers on measurements of small photon sources". *Rad Res* 1960; 13: 37-60.
61. Tolli H, Bielajew A, Mattsson O, Sernbo G, Johansson K. "Fluence non-uniformity effects in air kerma determination around brachytherapy sources". *Phys Med Biol* 1997; 42: 1301-1318.
62. Bonilla J: Cis España. Comunicación personal 1999.
63. Bernard M, Guille B, y Duvalet G. "Mesure du débit d'exposition linéique nominal des sources á une dimension, utilisées en curiethérapie". *J Radiol Electrol* 1975; 56(11): 785-790.
64. Manual Operador Activímetro Lineal LASCAUX. Limoges 1981.
65. Manual Operación KERMASCAN. CIS Bio International BP 32 Gif-sur-Ivette Cedex France 1991.
66. Ling C, Gromadzki Z. "Activity uniformity of I-192 seeds". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1981; 7: 665-669.
67. Thomadsen B, DeWerd L, McNutt T, DeWerd S, Schmidt D. "Assessment of the strength of individual Ir-192 seeds in ribbons". *Med Phys* 1999; 26: 2471-2475.
68. Cuypers J, Robert J. "Double-film technique for the determination of the homogeneity of line sources". *Med Phys* 1995; 22: 2105-2109.
69. Nelson K. Standard Imaging University Avenue, suite 105 Middleton USA. Comunicación personal.
70. Theraplan PLUS. User's Manual Nov 1998.
71. PCRT Manual de Operación II. Braquiterapia. Zaragoza 1995.
72. Nath R, Anderson L, Luxton G, Weaver K, Williamson J, Meigooni A. "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43". *Med Phys* 1995; 22: 209-234.
73. Sievert R. "Die intensitätsverteilung der primären gamma-strahlung in der Nahe medizinischer radiumpräparate". *Acta Radiol* 1921; 1: 89-128.
74. Williamson J. "Monte-Carlo based dose-rate tables for the Amersham CDCS-J and 3M model 6500 Cs -137 tubes". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998; 41: 959-970.
75. Cassell K, J. "A fundamental approach to the design of a dose rate calculation for use in brachytherapy planning". *Br J Radiol* 1983; 56: 113-119.
76. Wyckoff. *Reply Communication. Med phys* 1983; 10: 715-717.
77. Van Kleffens H, Star W. "Application of stereo X-ray photogrammetry (SRM) in the determination of absorbed dose values during intracavitary radiation therapy". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1976; 5: 557-563.
78. Williamson J, F. "Monte-Carlo evaluation of the Sievert integral for brachytherapy dosimetry". *Phys Med Biol* 1983; 28: 1021-1032.
79. Breitman K E. "Dose-rate tables for clinical <sup>137</sup>Cs sources sheathed in platinum". *Br J Radiol* 1974; 47: 657-664.
80. Williamson J. F. "Monte Carlo and analytic calculation of absorbed dose near <sup>137</sup>Cs intracavitary sources". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1988; 15: 227-237.
81. Helax TMS Dose Formalism and Models. Helax-TMS Uppsala 1998.
82. Russell K, Ahnesjö A. "Dose calculation in brachytherapy for a Ir-192 source using a primary and scatter dose separation technique". *Phys Med Biol* 1996; 41: 1007-1024.
83. Young M, Batho H. "Dose tables for linear radium sources calculated by a electronic computer". *Br J Radiol* 1964; 37: 38-44.
84. Williamson J. Meeting "CT simulation in Radiotherapy". *Jani S K Med Phys Publ* 1993.
85. Serago F, Houdek P, Pisciotta V, Schade J, Abitbol A, Lewin A, Poole D, Marcial V. "Scattering effects on the dosimetry of iridium-192". *Med Phys* 1991; 18: 1266-1270.
86. Waterman F, Holcomb D. "Dose distributions produced by a shielded vaginal cylinder using a high-activity iridium-192 source". *Med Phys* 1994; 21: 101-106.
87. Prasad S, Brassano D, Kubsad S. "Buildup factors and dose around a <sup>137</sup>Cs source in the presence of inhomogeneities". *Med Phys* 1983; 10: 705-708.
88. Meigooni A, Nath R. "Tissue inhomogeneity correction for brachytherapy sources in a heterogeneous phantom with cylindrical symmetry". *Med Phys* 1992; 19: 401-407.
89. Prasad S, Bassano D. "Lung density effect on <sup>125</sup>I dose distribution". *Med Phys* 1985; 12: 99-100.
90. Daskalov G, Kirov A, Williamson J. "Analytical approach to heterogeneity correction factor calculation for brachytherapy". *Med Phys* 1998; 25: 722-735.
91. Delclos L, Fletcher G, More E, Sampiere V. "Minicolpostats, dome, cylinders, other additions and improvements of the Fletcher-Suit Afterloadable System: Indications and limitations of their use". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1980; 6: 1195-1206.
92. Williamson J. F. "Dose calculations about shielded gynecological colpostats". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990; 19: 167-178.
93. Ling C.C, Spiro J.J, Kubiatowicz D.D, Gergen J, Peksens R. K, Benett J. D, Gagnon W. F. "Measurement of dose distribution around Fletcher-Suit-Delcos colpostats using a Therados radiation field analyzer (RFA-3)". *Med Phys* 1984; 11: 326-334.
94. Weeks K, Dennet J. "Dose calculation and measurements for a CT compatible version of the Fletcher applicators". *Int. J Radiat Oncol Biol Phys* 1990; 18: 1191-1198.
95. Verellen D, DeNeve W, Van Den Heuvel F, Storme G, Coen V, Coghe M. "On the determination of the effective transmission factor for stainless steel ovoid shielding segments and estimation of their shielding efficacy for the clinical situation". *Med Phys* 1994; 21: 1677-1684.
96. Klevenhagen S. "An experimental study of the dose distribution in water around <sup>137</sup>Cs tubes used in brachytherapy". *Br J Radiol* 1973; 46: 1073-1082.
97. Ballester F, Pérez-Calatayud J, Lliso F, Hernández C and Carmona V. "Monte Carlo calculation of dose rate distributions around a Cs-137 source". Word Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Niza, France. Septiembre 15-19 1337. Se puede obtener la tabla de dosis en [Facundo.Ballester@uv.es](mailto:Facundo.Ballester@uv.es).
98. Ballester F, Pérez-Calatayud J, Lliso F, Hernández C, Carmona V and Casal E. "Monte Carlo calculations of dose-rate distributions around a special asymmetric CIS CSM3 type Cs-137 source". 7th Annual ESTRO Meeting. *Radiation Oncology*, 1998; 48(Suppl. 1): S56. Se puede obtener la tabla de dosis en [Facundo.Ballester@uv.es](mailto:Facundo.Ballester@uv.es).
99. Casal E, Ballester F, Serrano M.A., Lluch J.L. and Pérez-Calatayud J. "Monte-Carlo simulation of dose rate distributions around the Amersham CDCS Walstam-type Cs-137 sources". 5th Biennial ESTRO Meeting on Physics for Clinical Radiotherapy. Göttingen April 1999. Se puede obtener la tabla de dosis en [Facundo.Ballester@uv.es](mailto:Facundo.Ballester@uv.es).
100. Ballester F, Casal E, Lluch J.L, Serrano MA and Pérez-Calatayud J. "Monte-Carlo simulation of dose rate distributions around the Amersham CDC-type one active bead miniature cylindrical Cs-137 sources". 5th Biennial ESTRO Meeting on Physics for Clinical Radiotherapy. Göttingen April 1999. Se puede obtener la tabla de dosis en [Facundo.Ballester@uv.es](mailto:Facundo.Ballester@uv.es).
101. Pérez-Calatayud J, Ballester F, Lluch J.L, Serrano MA and Casal E. "Monte-Carlo simulation of dose rate distributions around the Amersham CDC-type three active bead miniature cylindrical Cs-137 sources". 5th Biennial ESTRO Meeting on Physics for Clinical Radiotherapy. Göttingen April 1999. Se puede obtener la tabla de dosis en [Facundo.Ballester@uv.es](mailto:Facundo.Ballester@uv.es).
102. Ballester F. Comunicación personal. 2000. Se puede obtener la tabla de dosis en [Facundo.Ballester@uv.es](mailto:Facundo.Ballester@uv.es).
103. Grigsby P, Williamson J, Pérez C. "Source configuration and dose rates for the Selector afterloading equipment for gynecologic applicators". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1992; 24: 321-327.

104. Casal E, Ballester F, Lluch J.L, Pérez-Calatayud J, Lliso F. "Monte Carlo calculations of dose rate distributions around the Amersham CSCS-M-type  $^{137}\text{Cs}$  source". *Med Phys* 2000; 27: 132-140.
105. Waggenger R, Lange J, Feldmeier J, Eagan P, Martin S. " $^{137}\text{Cs}$  dosimetry table for asymmetric source". *Med Phys* 1989; 16: 305-308.
106. Ballester F, Hernandez C, Pérez-Calatayud J and Lliso F. "Monte Carlo calculation of dose rate distributions around Ir-192 wires". *Med Phys* 1997; 24: 1221-1228.
107. Pérez-Calatayud J, Lliso F, Carmona V, Ballester F and Hernandez C. "Monte Carlo calculation of dose rate distributions around 0.5 and 0.6 mm in diameter Ir-192 wires". *Med Phys* 1999; 26(3): 395-401.
108. Interstitial Collaborative Working Grupo (ICWG), *Interstitial Brachytherapy: Physical, Biological and Clinical Considerations*, de L. Anderson, R. Nath, K. Weaver (Raven, New York, 1990).
109. Williamson J, Li Z. "Monte Carlo aided dosimetry of the micro-Selectron pulsed and high dose-rate  $^{192}\text{Ir}$  sources". *Med Phys* 1995; 22: 809-819.
110. Karaiskos P, Angelopoulos A, Sakelliou L, Sandilos P, Antypas C, Vlachos L, Koutsouveli E. "Monte Carlo and TLD dosimetry of an Ir-192 high dose-rate brachytherapy source". *Med Phys* 1998; 25: 1975-1984.
111. Dries W. "Monte Carlo calculated dose distribution for endovascular HDR brachytherapy with Ir-192". *Radiol Oncol* 1997; 45: 77-82.
112. Daskalov G, Loffler E, Williamson J. "Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source". *Med Phys* 1998; 25: 2200-2208.
113. Wang R and Sloboda R. "Monte Carlo dosimetry of the Varisource high dose rate Ir-192 source". *Med Phys* 1998; 25: 415-426.
114. Meigooni A, Kleiman M, Johnson J, Mazloomdoost D and Ibbott G. "Dosimetric characteristics of a new high-intensity Ir-192 source for remote afterloading". *Med Phys* 1997; 24: 2008-2013.
115. Krishnaswamy V. "Dose distribution around an I-125 seed source in tissue". *Radiology* 1978; 126: 489-491.
116. Nath et Melillo, "Dosimetric characteristics of a double wall I-125 source for interstitial brachytherapy". *Med Phys* 1993; 20: 1475-1483.
117. Wallace R, Fran J. "Evaluation of a new brachytherapy iodine-125 source by AAPM TG43 formalism". *Med Phys* 1998; 25: 2190-2196.
118. Wierzbichi J, Rivard M, Waid D, Arterbery V. "Calculated dosimetric parameters of the IoGold  $^{125}\text{I}$  source 3631-A". *Med Phys* 1998; 25: 2197-2199.
119. Wallace R, Fan J. "Report on the dosimetry of a new design  $^{125}\text{I}$  iodine brachytherapy source". *Med Phys* 1999; 26: 1925-1931.
120. Kubo H, Coursey B, Hanson W, Kline R, Seltzer S, Shyping E, Williamson J. "Report of the Ad Hoc Committee of the AAPM Radiation Therapy Committee on I-125 Sealed Source Dosimetry". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998; 40: 697-702.
121. Seltzer M, Lamperty P, Loevinger R, Soares C, Weaver J. "New NIST air-kerma strength standards for I-125 and Pd-103 brachytherapy seeds". *Med Phys* 1998; 25: A170.
122. Williamson J, Coursey B, DeWerd L, Hanson W, Nath R, Ibbot G. "Guidance to users of Nycomed Amersham and North American Scientific Inc, I-125 Interstitial Sources: Dosimetry and calibrations changes: recommendations of the American Association of Physicist in Medicine Radiation Therapy Committee Ad Hoc Subcommittee on Low-Energy Seed Dosimetry". *Med Phys* 1999; 26: 570-573.
123. Bice W, Preslidge B, Prete J, Dubois D. "Clinical impact of implementing AAPM Task Group 43 on permanent prostate brachytherapy using I-125". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998; 40: 1237-1241.
124. Información descriptiva sistemas Selectron LDR-MDR. Nucletron.
125. Curietron. Technical description. CIS Bio International.
126. Información descriptiva sistemas microSelectron HDR y PDR. Nucletron.
127. Varisource. Equipment Specifications. Varian associates. USA 1995.
128. Buchler HDR Unit. Technical Data.
129. Información descriptiva sistemas HDR y PDR Gammamed.
130. Ling C, Yorke E, Spiro I, Kubiastowicz D, Bennett D. "Physical dosimetry of I-125 seedes of a new design for interstitial implant". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1983; 9: 1747-1752.
131. Shell M, Ling C, Gromadski Z, Working K. "Dose distribution of model 6702 I-125 seeds in water". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1987; 13: 795-799.
132. Stepheem S. "Ir-192 production quality assurance" in *Recent advances in Brachytherapy Physics*, ed Sheares, AAPM Monograph No.7 American Institute of Physics, new York, 1981; 72-76.
133. Jones C. "Quality assurance in brachytherapy". *Med Phys World* 1990; 6: 4-16.
134. Alberti W, Divoux S, Pothmann B, Tabor P, Hermann K, Harder D. "Autoradiography for Iodine-125 seeds". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993; 25: 881-884.
135. Kirov A, Meigooni A, Zhu Y, Valicenti R, Williamson J. "Quantitative verification of Ir-192 pulsed dose-rate source structure by pin-hole radiography". *Med Phys* 1995; 21: 881.
136. Williamson J. "Practical quality assurance for low dose rate brachytherapy", en *Quality assurance in Radiotherapy Physics*, proceedings of an American College of Medical Physics Symposium. Ed Starkschall and Horton 1991.
137. Guía de Seguridad 5.3. Consejo de Seguridad Nuclear 1987.
138. U.S. Nuclear regulatory Commision (NCR) 10CRF 35.39 *citado en* Referencia 1.
139. Williamson J, Ezzell G, Olch A, Thomadsen B. "Quality Assurance for High Dose Rate Brachytherapy. Chapter 7 of 'High Dose Rate Brachytherapy: A Textbook'. Nag S., S. Futura Publishin Company, Inc. Armonk, NY © 1994.
140. American Association o Physicist in Medicine. "Physical aspects of quality assurance in radiation therapy". AAPM Report Series No 12. American Institute of Physics. New York 1984.
141. Baltas D. "Quality assurance in brachytherapy with special reference to the microSelectron-HDR". Activity SELECTRON Journal Special Reporte N° 2. 1993.
142. Li Z, Mitchell T, Palta J, Liu C. 'A quality assurance test toll for high dose-rate reote afterloading brachytherapy units'. *Med Phys* 1998; 25: 232-235.
143. DeWerd L, Jursinic P, Kitchen R, Thomadsen B. "Quality assurance tool for high dose rate brachytherapy". *Med Phys* 1995; 22: 435-440.
144. U.S. Nuclear regulatory Commision (NCR) FC 86-4 *citado en* Referencia 1.
145. Evans M.D.C, Arsenault C.J, Podgorsak M.B. "Quality assurance for variable-length catheters with an afterloading brachytherapy device". *Med Phys* 1993; 20(1): 251-253.
146. Meigooni A, Williamson J, Slessinger E. "Practical quality assurance test for positional and temporal accuracy of HDR remote afterloaders". Presented at the 15<sup>th</sup> Annual Meeting of the American Endocurietherapy Society: Dec. 9-12, 1992. *Endocurie Hypertherm Oncol* 9:46, 1993.
147. Houdek P, Schwade J, Wu X, Pisciotta V, Fiedler J, Serago C, Markoe A, Abitol A, Lewin A, Braunschwiger P, Sklar M. "Dose determination in high dose-rate brachytherapy". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1992; 24: 795-801.
148. Bastin K.T, Podgorsak M.B and Thomadse B.R. "The transit dose component of high dose rate brachytherapy: direct measurements and clinical implications". *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993; 26: 695-702.
149. Dutreix A, Marinello G, Wambersie A, en *Dosimetrie en Curietherapie*, 1982, Masson, París.

# Los datos de las exposiciones médicas en España para el informe UNSCEAR 2000

Eliseo Vañó, Bonifacio Tobarra, Mercedes Bezares

## Antecedentes

Los informes del Comité UNSCEAR ("*United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*") a la Asamblea General de Naciones Unidas, junto con sus anexos han sido, desde el comienzo de sus trabajos en 1955, la principal fuente de datos a escala mundial, sobre las fuentes y efectos del uso de las radiaciones en sus diferentes campos de aplicación y exposición humana, bien sea por fuentes naturales o artificiales. Los anexos incluyen datos sobre el uso de las radiaciones ionizantes en aplicaciones médicas, industriales, militares, etc.

El comité UNSCEAR significó durante los años más duros de la guerra fría un punto de encuentro entre las dos superpotencias que, junto a otros foros de carácter científico, ayudó a tomar conciencia del impacto de la contaminación global del planeta como consecuencia de las explosiones nucleares en la atmósfera, y sus efectos sobre la contaminación de suelos, plantas y alimentos.

La importancia de la exposición debida al empleo de radiaciones ionizantes en Medicina fue aumentando en los sucesivos informes a medida que se recogían con más fidelidad el número de exposiciones médicas, aunque siempre en un grado relativo al desarrollo económico y de sus sistemas sanitarios, según de qué países se trate.

Los últimos informes publicados datan de 1982, 1988 y 1993 y sólo en este último, España aporta datos de exposiciones médicas (radiodiagnóstico), y lo hace extrapolando datos de algunos hospitales de la Comunidad de Madrid al conjunto del Estado. En la elaboración del informe participó, de forma destacada, la Cátedra de Física Médica de la Universidad Complutense. Ahora se ha visto la oportunidad de poder comunicar nuevos datos de España haciendo que sean más representativos del conjunto de Comunidades Autónomas.

## Creación del Grupo de Trabajo español

El Profesor Eliseo Vañó fue invitado por el Dr. Burton G. Bennett, Secretario del Comité UNSCEAR en Viena, para aportar de nuevo algunos datos españoles, pero la oferta había sido rechazada indicando que la estructura descentralizada de la Sanidad en España, aconsejaba que el Ministerio de Sanidad y Consumo español coordinara una acción global en la que participaran las diferentes Comunidades Autónomas.

En este sentido, y con el Visto Bueno de la Dirección General de Salud Pública, el Prof. Vañó propuso crear un grupo de trabajo en la Ponencia de Protección Radiológica, constituida en el seno del Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud, destacando la importancia de esta acción dado que la falta de datos españoles en futuras ediciones del informe UNSCEAR no reflejaría el nivel de desarrollo de la protección radiológica de los pacientes en España.

La propuesta fue refrendada por un grupo de representantes de algunas Comunidades Autónomas (CCAA) que se mostraron interesados desde el principio en colaborar y en aportar datos para la próxima edición del Anexo de Exposiciones Médicas del Informe UNSCEAR prevista para el año 2000. También aceptó colaborar la Dirección General del INSALUD en la persona de Dña. Marisa de Vicente Olivares.

Sobre la base de este acuerdo, el Ministerio de Sanidad y Consumo (Dirección General de Salud Pública) creó el "Grupo de Trabajo UNSCEAR" (GTU), que se constituyó formalmente el 2 de junio de 1999, bajo la Presidencia del Subdirector General de Sanidad Ambiental, Dr. D. Francisco Vargas Marcos, que delegó en Dña. Mercedes Bezares, Jefe del Servicio de Protección Radiológica. Actuaría como coordinador del documento UNSCEAR a elaborar, el Prof. Eliseo Vañó, catedrático de la Universidad Complutense.

A la primera reunión, convocada por el Director General de Salud Pública, D. Juan José Francisco Polledo, asisten representantes de sólo 9 CCAA (D. Raúl Ramos

de la Plaza, Canarias; D. Juan Ignacio Villaescusa Blanca, Valencia; D. Miguel Canellas Anoz, Aragón; D. Ignacio Hernando González, Castilla y León; D. Patxi Rosales Espizua, País Vasco; D. Adolfo Cestafe Martínez, La Rioja; D. Luis Miguel Ruiz Ceballos, Cantabria; D. Fernando Sierra Díaz, Madrid; D. Bonifacio Tobarra González, Murcia). También asiste D. Juan Rodríguez de Tembleque Moreno representante del Ministerio de Sanidad, para aportar detalles del Censo Nacional de Instalaciones de Radiodiagnóstico, Radioterapia y Medicina Nuclear. Se acuerda enviar información a todas las Comunidades por si en un futuro quieren incorporarse al grupo de trabajo.

### Trabajo realizado por el grupo UNSCEAR

El GTU se plantea como objetivo reunir de forma sistemática la información necesaria para editar un informe periódico sobre la estimación de dosis a la población debido a exposiciones médicas, que adicionalmente se podría utilizar desde la Administración Sanitaria como elemento complementario en la planificación de las instalaciones y en los programas de protección radiológica de los pacientes.

La Directiva 97/43/Euratom del Consejo, de 30 de junio de 1997, relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas, establece en su Artículo 12 (sobre estimación de las dosis a la población) que "los Estados miembros garantizarán que se determine la distribución de las estimaciones de dosis individuales resultantes de las exposiciones médicas mencionadas en el apartado 2 del artículo 1, para la población y los grupos de referencia significativos de la población, cuando lo juzgue necesario el Estado miembro". Se consideró que el grupo de trabajo podría colaborar al cumplimiento de la Directiva europea.

Como etapa inicial se acordó aportar datos extrapolados de cada Comunidad Autónoma. Se darían datos referidos al 31 de diciembre del año 1998, debiendo ser cada representante de las CCAA capaz de validar los datos que aportara para hacerlos representativos de su respectiva Comunidad. El GTU, adoptando criterios de proporcionalidad ponderados según el caso, extrapolaría estos datos al conjunto de España y éstas serían las cifras que España aportaría a la Secretaría General del Comité UNSCEAR en Viena.

Adicionalmente, se acordó proponer al Ministerio de Sanidad y Consumo la edición de un informe para su utilización en España, desglosando los datos recogidos para las diferentes CCAA, así como los criterios utilizados en las extrapolaciones de los datos enviados a Viena.

Se optó por utilizar el formulario propuesto por el Comité UNSCEAR en julio de 1996 (todavía vigente en 1999). El formulario consta de una hoja de datos genera-

les relativa al país (en nuestro caso se aplicaría a cada Comunidad Autónoma), y una hoja para datos de exámenes de radiodiagnóstico (incluyendo radiología dental), otra para Medicina Nuclear (con detalles de los procedimientos diagnósticos y terapéuticos), y una cuarta para tratamientos de Radioterapia (teleterapia y braquiterapia).

El 20 de octubre se realizó una segunda reunión para hacer una puesta en común de los datos obtenidos. Asistieron 9 CCAA y se unificaron criterios evidenciando las dificultades surgidas en la obtención de los datos.

En una tercera reunión celebrada el 31 de enero de 2000, se revisó el borrador elaborado haciendo algunas correcciones. Se tuvieron en cuenta las sugerencias realizadas por la Ponencia de Protección Radiológica del Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud, en su reunión del 1 de febrero de 2000. El informe final se preparó con los datos aportados por nueve Comunidades Autónomas (de un total de diecisiete), lo que representa un 53% de las mismas y un 44% de la población española (17,39 millones de habitantes frente al total de 39,85 millones -datos de población referidos a 01.01.98).

### Documento final

El documento final está pendiente de publicación por parte del Ministerio de Sanidad y Consumo con el título: "ESTIMACIÓN DE DATOS ESPAÑOLES PARA EL COMITÉ UNSCEAR".

Las personas que figurarán como participantes en el mismo, serán las siguientes:

Documento preparado por E. Vañó, eliseo@eucmax.sim.ucm.es, y C. Prieto. Universidad Complutense y Hospital Clínico San Carlos. Madrid.

Revisado por Mercedes Bezares, mbezares@msc.es, y Francisco Vargas. Ministerio de Sanidad y Consumo y por los Delegados de las Comunidades Autónomas participantes:

Aragón (M.<sup>a</sup> Luisa Dolla Cuartero, Rosario Cabezudo Vallés, Miguel Canellas Anoz, fpro-secre@hcu-iblesa.es)

Canarias (Raul Ramos -raul.ramos@scs.rcanaria.es-, José Hernández Armas)

Cantabria (Luis Miguel Ruiz Ceballos)

Castilla-León (Ignacio Hernyo, <ihernyo@hurh.insalud.es>)

Comunidad Valenciana (Juan Ignacio Villeescusa Blanca)

Extremadura (Juan José Peña Bernal <juanjop@unex.es>, Jose Luis Calvo y M.<sup>a</sup> Ángeles Rossell)

Madrid (Comunidad de) (Julio Valverde Morán)

Murcia (Región de) (Bonifacio Tobarra González, btobarra@arrixaca.huva.es, Pedro Campos Morcillo)

Rioja (La) (Adolfo Cestafe Martínez, Ana Fernández-Torija Oyón, Julio Yangüela)

## Fuentes de datos y resultados obtenidos

Los datos que solicita el Comité UNSCEAR se podrían agrupar en tres grandes grupos:

A) Número de centros y equipos radiológicos en cada área geográfica.

B) Número de exploraciones y tratamientos que se realizan. Distribución porcentual de los pacientes por sexo e intervalo de edad.

C) Datos del intervalo dosimétrico de cada exploración y valores promedio. Para radioterapia, se requieren valores típicos de dosis en el volumen blanco, tipo de radiación y energía empleada. En el caso de la medicina nuclear, tipo de radionucleido y compuesto utilizado como trazador, así como la actividad típica empleada para el diagnóstico o el tratamiento con fuentes no encapsuladas.

En radiodiagnóstico (incluyendo la radiología dental) el grado de complejidad es mayor. El gran número de centros y la gran variedad de exploraciones, en comparación con la radioterapia y la medicina nuclear, además de un importante porcentaje de práctica privada, hace mucho más difícil la estimación de datos fiables en esta especialidad.

*A priori*, se pensó que algunos documentos como el Catálogo Nacional de Hospitales o el Censo Nacional de Instalaciones de Radiodiagnóstico, Radioterapia y Medicina Nuclear, podrían ser de gran ayuda para completar la falta de datos de algunas CCAA, pero la realidad fue que en algunos de los parámetros de interés para el GTU, estos documentos estaban todavía escasamente desarrollados, con datos incompletos y pendientes de actualización.

Otra posibilidad que se apuntó inicialmente como fuente de datos fue el registro de las instalaciones del Consejo de Seguridad Nuclear. La falta de tiempo para la elaboración del primer borrador de resultados (se debía mandar a Viena en diciembre de 1999) impidió que dicho organismo pudiera aportar información detallada al GTU.

Si los problemas anteriores dificultan conocer, a partir de datos oficiales, el número de centros y de equipos, más compleja resulta saber, de forma fidedigna, el número de exploraciones y tratamientos que se realizan. Como estrategia cada representante autonómico del GTU utilizó sus propios recursos para obtener cifras de equipamiento y actividad realizada en su Comunidad con la colaboración personal y de su institución (caso del Insalud), del censo que manejan los responsables. Estos datos fueron luego ponderados con criterios de población al conjunto del Estado. Esto fue factible al participar activamente en el grupo responsables de los servicios de protección radiológica asignados a cada área geográfica por el Insalud y otros servicios de salud. También se recurrió a datos medidos por dichos servicios para asignar dosis medias por exploración en radiodiagnóstico, asumiendo que los valores fuesen representativos.

En algunos casos fue posible incluir datos de la práctica privada. En comunidades pequeñas con una alta con-

centración de grandes unidades en pocos establecimientos (Murcia, Asturias, Extremadura, Cantabria, etc.) la aproximación resulta bastante fiable.

Como dificultades graves aparecieron la completa carencia de datos de Andalucía y Cataluña y en el caso de Madrid, únicamente se disponía de datos parciales. Para el caso de Cataluña se recurrió a datos recientes publicados en revistas científicas sobre el censo de equipos de radiodiagnóstico. Para Madrid se extrapolaron por población los datos disponibles. Igual criterio se tomó para Andalucía.

Para Radioterapia y Medicina Nuclear se contó con publicaciones relevantes (como el Segundo Libro Blanco de la Oncología) y la colaboración de destacados especialistas médicos nacionales que colaboraron con el GTU. También se contó con información de algunas firmas comerciales (para el parque de aceleradores lineales instalados).

Las cifras finales fueron ponderadas en base a criterios lógicos, señalando en algún caso la falta de coherencia que esta extrapolación representaba.

En futuras ediciones el grupo de trabajo se propone contar con la colaboración directa de las sociedades científicas implicadas que suelen tener encuestas recientes y fidedignas de distribución de recursos existentes y nivel de actividad en los diferentes ámbitos geográficos.

Siguiendo las directrices acordadas en la citada reunión de octubre de 1999, cada representante elaboró los datos de su Comunidad Autónoma, enviándolos al Ministerio de Sanidad y Consumo. Dña. Mercedes Bezares coordinó la recepción de datos, y conjuntamente con el Prof. Eliseo Vañó se elaboró un informe resumen preliminar. El borrador fue dado a conocer a todos los miembros del grupo a finales de diciembre para recibir comentarios y correcciones. En los primeros días de enero de 2000, el Ministerio de Sanidad y Consumo remitió el informe final a la Secretaría de UNSCEAR en Viena.

Finalmente y como ya se ha indicado, en la reunión de la ponencia de Protección Radiológica del Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud, celebrada el 1 de febrero del 2000, figuró en el punto 3 del orden del día la presentación del documento citado. Se acordó la revisión de algunos detalles y la inclusión de nuevos datos de algunas CCAA que no pudieron comunicarlos a tiempo (caso del País Vasco). Asimismo se acordó mantener el grupo de trabajo, incorporando las experiencias y sugerencias aprendidas para mejorar la metodología seguida, con el fin de poder elaborar nuevos informes en el futuro.

En el Anexo se presentan algunos ejemplos de los resultados obtenidos.

## Conclusiones

- Las cifras finales son bastante razonables, aunque puntualmente puedan aparecer desviaciones "extrañas"

debido en primer lugar a la escasez de datos de partida en algunos casos.

- Los datos aportados están validados de origen por la participación directa de los representantes oficiales de las respectivas Comunidades Autónomas (en muchos casos, responsables de Servicios de Protección Radiológica).

- En un futuro este tipo de informes se deberían apoyar más en los registros oficiales. En cualquier caso los datos dosimétricos siempre habrá que extrapolarlos de muestras representativas de exploraciones típicas en las respectivas Comunidades Autónomas.

- La base de partida de toma de datos deberá contar con las encuestas que periódicamente realizan las sociedades científicas de las respectivas especialidades médicas.

### **ANEXO: Resumen de datos aportados por España a UNSCEAR en enero 2000**

Población: 39.852.651 (en 01.01.98)

(Fuente: datos oficiales del Instituto Nacional de Estadística, 1999)

Número de médicos especialistas en el país: 109.520

(Fuente: datos extrapolados a partir de 5 Comunidades Autónomas)

Comentario: Este dato puede estar subestimado.

Número de médicos especialistas encargados de procedimientos radiológicos: 7.064

(Fuente: datos extrapolados a partir de 5 Comunidades Autónomas)

Este dato puede estar sobreestimado porque algunos datos incluyen a especialistas que efectúan procedimientos radiológicos distintos a los radiólogos, como urólogos, traumatólogos, etc.

Una extrapolación realizada con datos de una CCAA en la que se han incluido únicamente los especialistas en Radiodiagnóstico, Medicina Nuclear y Radioterapia, daría como resultado una cifra de 3.507 especialistas.

Número de dentistas: 12.414

(Fuente: datos extrapolados a partir de 5 Comunidades Autónomas)

Año (o periodo) al que se refieren los datos: 1998

#### *Número de equipos diagnósticos en el país*

Generadores de rayos X. Médico: 6.180

(Fuente: datos extrapolados a partir de 7 Comunidades Autónomas)

Comentario 1: Este dato podría estar subestimado porque Madrid y Cataluña no están incluidas entre las 7 Comunidades Autónomas

Generadores de rayos X. Mamografía: 508

(Fuente: datos extrapolados a partir de 7 Comunidades Autónomas)

Generadores de rayos X. Dentales: 7.327

(Fuente: datos extrapolados a partir de 5 Comunidades Autónomas)

Comentario: Este dato puede estar subestimado porque Madrid y Cataluña no están incluidas entre las 5 Comunidades Autónomas.

Equipos TAC: 396

(Fuente: datos extrapolados a partir de 7 Comunidades Autónomas)

Equipos MRI: 205

(Fuente: datos extrapolados a partir de 7 Comunidades Autónomas)

Unidades de Medicina Nuclear. Gamma cámaras: 180

(Fuente: datos extrapolados a partir de 8 Comunidades Autónomas)

Este valor puede estar subestimado.

Unidades de Medicina Nuclear. Escáneres Rectilíneos: 2

(Fuente: datos extrapolados a partir de 5 Comunidades Autónomas)

Unidades de Medicina Nuclear. PET: 3

(Fuente: información personal, JL Carreras. Hospital Universitario San Carlos)

#### *Número de equipos de terapia en el país*

Equipos de terapia. Rayos X: 31

(Fuente: datos extrapolados a partir de 7 Comunidades Autónomas)

Equipos de terapia. Co-60: 92

(Fuente: datos extrapolados a partir de 8 Comunidades Autónomas)

Comentario: Este dato puede estar sobreestimado. Utilizando la extrapolación propuesta en el "Libro Blanco de la Oncología en España" (1995), este dato podría ser al final de 1998, de 87 unidades.

Equipos de terapia. Cs-137: 0

Equipos de terapia. Aceleradores Lineales: 61

(Fuente: datos extrapolados a partir de 7 Comunidades Autónomas)

Comentario: Este dato podría estar subestimado. Utilizando la extrapolación propuesta en el "Libro Blanco de la Oncología en España" (1995), este dato al final de 1998 podría ser de 99 unidades.

Equipos de terapia. Radiocirugía estereotáxica: 11

(Fuente: datos extrapolados a partir de 5 Comunidades Autónomas)

Unidades de Braquiterapia de carga diferida. Manual: 31

(Fuente: datos extrapolados a partir de 6 Comunidades Autónomas)

Unidades de Braquiterapia de carga diferida, LDR: 31

(Fuente: datos extrapolados a partir de 5 Comunidades Autónomas)

Unidades de Braquiterapia de carga diferida. Remoto, HDR: 9

(Fuente: datos extrapolados a partir de 5 Comunidades Autónomas)

**Exámenes diagnósticos de rayos X***Radiografía de Tórax*

Número de exámenes anuales: 6.901.718  
 173 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 7 Comunidades Autónomas)  
 Dosis a la entrada (mGy, proyección PA)  
 Media: (7 Com. Auton.) 0,26  
 Variación: 0,10-0,45 (Cast. León)

*Fotofluorografía torácica*

Número de exámenes anuales: 541.767  
 13,6 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 2 Comunidades Autónomas)  
 Número de exámenes anuales:  
 Dosis a la entrada (mGy, proyección PA)  
 Media: (1 Com. Auton.) 0,15  
 Variación:

*Extremidades y articulaciones*

Número de exámenes anuales: 5.952.358  
 149 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 5 Comunidades Autónomas)  
 Dosis a la entrada (mGy, proyección PA)  
 Media: (3 Com. Auton.) 0,16  
 Variación:

*Columna. Lumbar*

Número de exámenes anuales: 1.938.850  
 48,7 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 3 Comunidades Autónomas)  
 Dosis a la entrada (mGy, proyección PA)  
 Media: (6 Com. Auton.) 7,7  
 Variación: 6,4-19,2 (Cast. León)

*Columna. Torácica*

Número de exámenes anuales: 802.267  
 20,1 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 3 Comunidades Autónomas)  
 Dosis a la entrada (mGy, proyección PA)  
 Media: (1 Com. Auton.) 6,7  
 Variación:

*Columna. Cervical*

Número de exámenes anuales: 681.203  
 17,1 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 3 Comunidades Autónomas)  
 Dosis a la entrada (mGy, proyección PA)  
 Media: (4 Com. Auton.) 2,7  
 Variación: 1,7-9,1 (Cast. León)

*Pelvis/cadera*

Número de exámenes anuales: 490.612  
 12,3 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 5 Comunidades Autónomas)  
 Dosis a la entrada (mGy, proyección PA)  
 Media: (5 Com. Auton.) 6,3  
 Variación: 3,3-14,8 (Cast. León)

*Cráneo*

Número de exámenes anuales: 727.354  
 18,3 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 7 Comunidades Autónomas)  
 Dosis a la entrada (mGy, proyección PA)  
 Media: (4 Com. Auton.) 2,8  
 Variación:

*Abdomen*

Número de exámenes anuales: 2.021.777  
 50,7 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 7 Comunidades Autónomas)  
 Dosis a la entrada (mGy, PA)  
 Media: (5 Com. Auton.) 6,7  
 Variación: 4,4-14,8 (Cast. León)

*Intestino superior*

Número de exámenes anuales: 208.543  
 5,2 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 5 Comunidades Autónomas)  
 Producto dosis-área (cGy.cm<sup>2</sup>)  
 Media: (2 Com. Auton.) 2332  
 Datos de 8 Hospitales Españoles (Vaño 1999) 2725  
 Variación:

*Intestino inferior*

Número de exámenes anuales: 247.299  
 6,2 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 5 Comunidades Autónomas)  
 Producto dosis-área (cGy.cm<sup>2</sup>)  
 Media: (3 Com. Auton.) 3737  
 Datos de 8 Hospitales Españoles (Vaño 1999) 4901  
 Variación: 2400-5060 (Cast. León)

*Colecistografía*

Número de exámenes anuales: 21.672  
 0,5 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 4 Comunidades Autónomas)  
 Producto dosis-área (cGy.cm2)  
 Media:  
 Variación:

*Urografía*

Número de exámenes anuales: 258.394  
 6,5 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 6 Comunidades Autónomas)  
 Producto dosis-área (cGy.cm2)  
 Media: (3 Com. Auton.) 2750  
 Datos de 8 Hospitales Españoles (Vañó 1999) 5372  
 Variación: 1500-5117 (Cast. León)

*Mamografía. Screening*

Número de exámenes anuales: 1.166.958  
 29,3 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 2 Comunidades Autónomas)  
 Dosis a la entrada (mGy)  
 Media:  
 Variación:

*Mamografía. Diagnóstico clínico*

Número de exámenes anuales: 747.020  
 18,8 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 3 Comunidades Autónomas)  
 Dosis a la entrada (mGy)  
 Media: (5 Com. Auton.) 7,7  
 Variación: 4,4-9,1 (Cast. León)

*TAC de Cabeza*

Número de exámenes anuales: 748.920  
 18,8 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 2 Comunidades Autónomas)  
 Producto dosis longitud (Gy.cm)  
 Media: (2 Com. Auton.) 1,00  
 Variación:

*TAC Cuerpo*

Número de exámenes anuales: 956.198  
 24,0 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 2 Comunidades Autónomas)

Producto Dosis Longitud (Gy.cm)  
 Media: (2 Com. Auton.) 1,96  
 Variación:

*Angiografía Cerebral*

Número de exámenes anuales: 33618  
 0,8 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 4 Comunidades Autónomas)  
 Producto dosis-área (cGy.cm2)  
 Media: 6281  
 Variación: 3745-8283)  
 (Datos de Madrid, E. Vañó, Málaga, R. Ruiz Cruces y Canarias, J. Hernández Armas)

*Angiografía cardiaca*

Número de exámenes anuales: 80.884  
 2,0 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 4 Comunidades Autónomas).  
 Producto dosis-área (cGy.cm2)  
 Media: 3750 (datos de Aragón)  
 Variación:  
 (Datos de Madrid, E. Vañó, 1995, 6651, Variación 1160-48233)

*Nota:* Cardiología intervencionista en España. 1997 datos publicados por la sección de Cardiología Intervencionista de la Sociedad Española de Cardiología:

1997: 18545 procedimientos terapéuticos (463/millón habitantes) 24% de aumento frente a 1996

1997: 72370 procedimientos diagnósticos (1809/millón habitantes) 13% de aumento frente a 1996

*Procedimientos intervencionistas. PTCA*

Número de exámenes anuales: 20.046  
 0,5 exámenes/ 1000 habitantes  
 (Fuente: datos extrapolados a partir de 3 Comunidades Autónomas)  
 Producto dosis-área (cGy.cm2)  
 Media: 13370 (datos de Aragón)  
 Variación:  
 (Datos de Madrid, E. Vañó, 1995, 8750, Variación 1275-34535)

*Nota:* Cardiología Intervencionista de la Sociedad Española de Cardiología:

1997: 18545 procedimientos terapéuticos (463/millón habitantes) 24% de aumento frente a 1996

1997: 72370 procedimientos diagnósticos (1809/millón habitantes) 13% de aumento frente a 1996

*Procedimientos Intervencionistas. Otros (drenaje biliar)*

Número de exámenes anuales: 82.183  
 2,1 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 2 Comunidades Autónomas)

Producto dosis-área (cGy.cm<sup>2</sup>)

Media: 12413

Variación: 6887-21192

(Datos de Madrid, E. Vañó, Málaga, R. Ruiz Cruces y Canarias, J. Hernández Armas y Huelva, F. Carrera Magariño)

*Nota:* La Sociedad Española de Radiología Vascolar e Intervencionista ha publicado datos del número total de procedimientos llevados a cabo en España durante 1997: 116.319 procedimientos (2908 procedimientos por millón de habitantes), y un 40% de los cuales fueron terapéuticos (1163 procedimientos por millón de habitantes) y a 60% diagnósticos (1745 por millón).

Estos valores, comparados con los de 1994: 33.700 procedimientos (842 procedimientos por millón) con un 33% de terapéuticos y un 67% de diagnósticos, representa un incremento en un factor 3,45 en sólo 3 años.

#### *Pelvimetría (indicar dosis al feto)*

Número de exámenes anuales: 73.041

1,8 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 1 Comunidad Autónoma)

#### **TOTAL de todos los exámenes médicos**

Número de exámenes anuales: 25.058.622

629 exámenes/ 1000 habitantes

#### **Exámenes dentales**

##### *Intraoral*

Número de exámenes anuales: 3.710.747

Este dato puede estar subestimado porque el número de equipos dentales es 7327 (es decir, aproximadamente 1,45 exámenes/equipo y día).

93,1 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 4 Comunidades Autónomas)

Dosis a la entrada (mGy)

Media: 2,7 (Com. Valenc.)

Variación:

##### *Panorámica*

Número de exámenes anuales: 1.804.175

Este dato puede estar sobreestimado si lo comparamos con la estimación del número de exámenes intraorales.

45,3 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 5 Comunidades Autónomas)

#### **TOTAL de todos los exámenes dentales:**

Número de exámenes anuales: 5.226.823

131 exámenes/ 1000 habitantes

#### **Procedimientos de medicina nuclear**

##### *Rastreo óseo*

Número de exámenes anuales: 180.391

4,5 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 8 Comunidades Autónomas)

Radiofármaco: HDP, Ga-67 citrato, MDP, DPD

Cantidad administrada (MBq)

Media: MDP or HDP 735 MBq (5 Com. Auton.)

Variación:

##### *Examen cardiovascular*

Número de exámenes anuales: 36.402

0,9 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 7 Comunidades Autónomas)

Radiofármaco: MIBI, RBC, Tetrofosmina, Tl-201

Cantidad administrada (MBq)

Media: 728 MBq Tc-99 MIBI (4 Com. Auton.)

Variación:

##### *Perfusión pulmonar*

Número de exámenes anuales: 53.692

1,4 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 8 Comunidades Autónomas)

##### *Radiofármaco: MAA*

Cantidad administrada (MBq)

Media: 163 MBq MAA (5 Com. Auton.)

Variación:

##### *Ventilación pulmonar*

Número de exámenes anuales: 25.453

0,64 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 5 Comunidades Autónomas)

Radiofármaco: DTPA aerosol, Tecnegas

Cantidad administrada (MBq)

Media: 274 MBq DTPA (2 Com. Auton.)

Variación:

##### *Examen de tiroides*

Número de exámenes anuales: 62.449

1,6 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 8 Comunidades Autónomas)

Radiofármaco: Pertecnetato, MIBI (Isonitros), I-131, I-123

Cantidad administrada (MBq)

Media: 224 MBq pertecnetato (4 Com. Auton.)

Variación:

#### *Captación tiroidea*

Número de exámenes anuales: 8.108

(Este valor puede estar sobreestimado en opinión de Prof. JL Carreras, 2000)

0,2 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 4 Comunidades Autónomas)

Radiofármaco: Pertecnetato, I-131

Cantidad administrada (MBq)

Media: I-131; 167 MBq (2 Com. Auton.)

Variación:

#### *Estudio renal*

Número de exámenes anuales: 35.469

0,9 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 8 Comunidades Autónomas)

Número de exámenes anuales: 60% de todos los exámenes renales

Radiofármaco: DTPA (Tc-99)

Cantidad administrada (MBq)

Media: 320 MBq

Variación:

Número de exámenes anuales: 40% de todos los exámenes renales.

Radiofármaco: DMSA (Tc-99)

Cantidad administrada (MBq)

Media: 105 MBq

Variación:

#### *Estudio de hígado/bazo*

Número de exámenes anuales: 24.063

(Este dato puede estar sobreestimado en opinión del Prof. JL Carreras, 2000)

0,6 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 8 Comunidades Autónomas)

Radiofármaco: Derivados del IDA

Cantidad administrada (MBq)

Media: Derivados del IDA; 204 MBq (2 Com. Auton.)

Variación:

#### *Estudio de cerebro*

Número de exámenes anuales: 6.303

0,2 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 6 Comunidades Autónomas)

Radiofármaco: HMPAO

Cantidad administrada (MBq)

Media: HMPAO; 771 MBq (3 Com. Auton.)

Variación:

#### **TOTAL de exámenes**

Número de exámenes anuales: 474.247

11,9 exámenes/ 1000 habitantes

#### **Tratamientos terapéuticos**

##### *Cáncer de tiroides*

Número de exámenes anuales: 1.541

0,04 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 7 Comunidades Autónomas)

Radiofármaco: I-131

Cantidad administrada (MBq)

Media: 3638 (4 Com. Auton.)

Variación:

##### *Hipertiroidismo*

Número de exámenes anuales: 5.934

0,15 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 7 Comunidades Autónomas)

Radiofármaco: I-131

Cantidad administrada (MBq)

Media: 369 (5 Com. Auton.)

Variación:

##### *Metástasis óseas*

Número de exámenes anuales: 471

0,01 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 6 Comunidades Autónomas)

Radiofármaco: Sr-89

Cantidad administrada (MBq)

Media: Sr-89; 148 MBq (4 Com. Auton.)

Variación:

##### *Sinovitis*

Número de exámenes anuales: 418

0,01 exámenes/ 1000 habitantes

(Fuente: datos extrapolados a partir de 5 Comunidades Autónomas)

Radiofármaco: Y-90

Cantidad administrada (MBq)

Media: Y-90; 173 MBq (3 Com. Auton.)

Variación:

**TOTAL de todos los tratamientos**

Número de exámenes anuales: 8380  
0,2 exámenes/ 1000 habitantes

**Tratamientos radioterápicos***Leucemia*

Número de pacientes tratados anualmente: 163  
Energía del haz/radionucleido: 6 MV, 18 MV, Co-60  
Dosis al volumen blanco (Gy)  
Típico: 20 Gy  
Intervalo: 10-30 Gy (2 Com. Auton.)

*Linfoma*

Número de pacientes tratados anualmente: 1.722  
Energía del haz/radionucleido: 6 MV, 18 MV, 20 MV  
Dosis al volumen blanco (Gy)  
Típico: 39  
Intervalo: 35-40

*Cáncer de mama*

Número de pacientes tratados anualmente: 10.765  
Energía del haz/radionucleido: 6 MV, Co-60, electrones  
Dosis al volumen blanco (Gy)  
Típico: 54  
Intervalo: 50-65

*Cáncer de pulmón*

Número de pacientes tratados anualmente: 7.089  
Energía del haz/radionucleido: 15 MV, 18 MV, 20 MV, Co-60  
Dosis al volumen blanco (Gy)  
Típico: 58  
Intervalo: 50-60

*Tumor ginecológico*

Número de pacientes tratados anualmente: 4.718  
Energía del haz/radionucleido: 6 MV, 18 MV, 20 MV, Co-60  
Dosis al volumen blanco (Gy)  
Típico: 53  
Intervalo: 50-60

*Tumor de cabeza/cuello*

Número de pacientes tratados anualmente: 5.057  
Energía del haz/radionucleido: 6 MV, 18 MV, Co-60, electrones  
Dosis al volumen blanco (Gy)  
Típico: 61  
Intervalo: 60-65

*Tumor cerebral*

Número de pacientes tratados anualmente: 2.065  
Energía del haz/radionucleido: 6 MV, 18 MV, Co-60  
Dosis al volumen blanco (Gy)  
Típico: 55  
Intervalo: 50-60

*Cáncer cerebral*

Número de pacientes tratados anualmente: 2.259  
Energía del haz/radionucleido: electrones, Co-60, RX  
Dosis al volumen blanco (Gy)  
Típico: 56  
Intervalo: 55-60

*Cáncer de vejiga*

Número de pacientes tratados anualmente: 1.147  
Energía del haz/radionucleido: 18 MV, 20 MV, Co-60  
Dosis al volumen blanco (Gy)  
Típico: 62  
Intervalo: 60-66

*Cáncer de próstata*

Número de pacientes tratados anualmente: 1.567  
Energía del haz/radionucleido: 18 MV, 20 MV, Co-60  
Dosis al volumen blanco (Gy)  
Típico: 67  
Intervalo: 60-70

*Cáncer de recto*

Número de pacientes tratados anualmente: 3.759  
Energía del haz/radionucleido: 18 MV, 20 MV, Co-60  
Dosis al volumen blanco (Gy)  
Típico: 50  
Intervalo: 50-50

*Enfermedades benignas*

Número de pacientes tratados anualmente: 680  
Energía del haz/radionucleido: 6 MV, 18 MV, electrones  
Dosis al volumen blanco (Gy)  
Típico: 32  
Intervalo: 20-45

**TOTAL de todos los tratamientos**

Número de pacientes tratados anualmente: 45.720  
(Este dato se refiere únicamente a las patologías incluidas en la lista)  
1,1 pacientes tratados / 1000 habitantes

**Braquiterapia***Cáncer de cabeza y cuello*

Número de pacientes tratados anualmente: 62  
Energía del haz/radionucleido: Ir-192  
Dosis al volumen blanco (Gy)  
Típico: 8  
Intervalo:

*Tumor ginecológico*

Número de pacientes tratados anualmente: 2.504  
Energía del haz/radionucleido: Cs-137; Ir-192  
Dosis al volumen blanco (Gy)  
Típico: 22  
Intervalo: 16-30

*Otros*

Número de pacientes tratados anualmente: 76  
Energía del haz/radionucleido:  
Dosis al volumen blanco (Gy)  
Típico:  
Intervalo:

***TOTAL de todos los tratamientos***

Número de pacientes tratados anualmente: 2.642  
(Este dato se refiere únicamente a las patologías incluidas en la lista)  
0,07 pacientes tratados / 1000 habitantes

## Nuevas gammacámaras, nuevas pruebas

Raquel Barquero Sanz\*, Rafael Puchal Añé\*\*

\*Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid. \*\*Servicio de Medicina Nuclear, Ciudad Sanitaria y Universitaria de Bellvitge.

### Introducción

Los nuevos equipos que se vienen instalando en el país desde los últimos 3-5 años tienen unas características tecnológicas de diseño, como son doble cabezal y ángulo variable, que hacen que no les sean directamente aplicables los procedimientos descritos en el Protocolo Nacional de Control de Calidad de Instrumentación de Medicina Nuclear de reciente publicación.

A modo de primera toma de contacto, en este trabajo se hace un análisis de la escasa bibliografía que existe respecto a este nuevo tipo de utillaje, con vistas a una futura revisión de la parte correspondiente del Protocolo Nacional.

La obligatoriedad de llevar a cabo cierto tipo de pruebas de control de calidad en las gammacámaras hace que deba emprenderse esta revisión sin demora.

### Pruebas de aceptación

La instalación de un nuevo equipo comporta, obligatoriamente según el RD1841/1997, que se realicen unas pruebas de aceptación. Dichas pruebas, que no están especificadas, debe hacerlas el representante del fabricante del equipo en presencia de alguien, técnicamente cualificado, representando al comprador. Al no existir ninguna normativa al respecto, es lógico que comprador y vendedor acuerden las pruebas que se llevarán a cabo y las hagan constar en el contrato.

En principio, las pruebas de aceptación han de servir para comprobar que el equipo está en condiciones de funcionar correctamente en la clínica. No obstante, a raíz del RD 1841/1997, estas pruebas han de servir también para comprobar que el equipo que se acaba de poner en

marcha cumple con las especificaciones técnicas que figuraban en el contrato.

Dado que actualmente todos los fabricantes de gammacámaras dan sus especificaciones siguiendo las normas NEMA<sup>1</sup>, es razonable establecer que sean éstas las que se empleen en las pruebas de aceptación, y más siendo el fabricante quien debe realizarlas.

Las normas NEMA se dividen en 2 grupos: Las "*Performance Standard*" y las "*Class Standard*". El primer grupo hace referencia a aquellas prestaciones que, según NEMA, caracterizan el funcionamiento de todas las gammacámaras, mientras que el grupo de los "*class standard*" son aquellos valores típicos de un determinado modelo. En principio, este último grupo, se supone que es de menor interés y se deriva de alguno de los parámetros del primer grupo (Tabla 1).

Lo primero que hay que decidir es si las "*performance standar*" son suficientes. Lo más lógico es solicitar la comprobación de aquellas especificaciones que aparecen en la documentación técnica y que han permitido escoger determinado modelo de gammacámara.

No obstante, hay que observar que tanto las normas NEMA como las UNE (ICE/CEI)<sup>2</sup> o el Protocolo Nacional de control de calidad de instrumentación de Medicina Nuclear<sup>3</sup> sólo hacen referencia a detectores aislados o en su aplicación tomográfica, sin establecer, por ejemplo, el grado de concordancia de las prestaciones entre cabezales que debe de existir para que se puedan considerar "equivalentes". Por consiguiente, es interesante completar el conjunto de pruebas de aceptación con alguna prueba específica que permita comprobar la semejanza entre detectores. Todos los fabricantes consultados consideran tolerable una diferencia relativa máxima de 10% entre cabezales.

Finalmente, otro aspecto a completar, es la estabilidad de algunas prestaciones fundamentales (uniformidad, sensibilidad,...) respecto a los movimientos mecánicos. Es preciso considerar la estabilidad en la rotación en adquisición del tipo SPET y la estabilidad de traslación en adquisiciones de cuerpo total<sup>1,4</sup>.

Correspondencia: Raquel Barquero Sanz. Hospital del Río Hortega. Servicio de Protección Radiológica. Avda. Cardenal Torquemada, s/n. 47010 Valladolid. rbarquero@hurh.insalud.es.

Tabla 1. Pruebas de aceptación.

	Nombre de la prueba	Identificación NEMA(1)	Pruebas De Fahey y Harkness
Pruebas planares	Resolución espacial intrínseca	P	SI
	Linealidad espacial intrínseca	P	NO
	Resolución energética intrínseca	P	SI
	Uniformidad intrínseca	P	SI
	Registro espacial de ventana múltiple	P	SI
	Tasa de recuento en aire intrínseca	C	SI
	Tasa de recuento sistema con dispersión	C	NO
	Resolución espacial con 75000 c	C	NO
	Uniformidad intrínseca con 75000 c	C	NO
	Resolución espacial sistema con y sin dispersión	C	SI
	Sensibilidad planar	C	SI
	Blindaje de los cabezales	C	SI
	Pruebas Tomográficas	Resolución espacial en aire	P
Resolución espacial con dispersión		C	NO
Sensibilidad volumétrica		C	NO
Uniformidad		C	SI
Pruebas Cuerpo Total	Resolución espacial en aire	C	NO
	Uniformidad en adquisición C.T.	C	NO
NO "NEMA"	Uniformidad extrínseca	–	SI
	Estabilidad rotación SPET	–	SI
	Estabilidad en energía	–	SI
	Estabilidad temporal	–	SI
	Contraste SPET de lesiones visibles	–	SI
	Evaluación del "Software" SPET	–	SI

(1): P = "Performance"; C = "Class"

Fahey y Harkness, en su trabajo *"Quality Assurance Protocol for a Multi-headed Spect camera"*<sup>5</sup>, sugieren una serie de pruebas que, tal como se puede observar en la tabla 1, coinciden en gran parte con las normas NEMA.

Como puede verse en la tabla anterior, se seleccionan 10 de las 18 pruebas NEMA, *excluyendo*, en pruebas planares, la de linealidad, la de tasa de cuentas con colimador y las de resolución espacial intrínseca y uniformidad espacial intrínseca, ambas con 75000 c. En las pruebas tomográficas se *excluyen* resolución espacial con dispersión y sensibilidad tomográfica. En cuanto a las adquisiciones de cuerpo total no realizan ninguna. La elección parece plausible pues todas las exclusiones corresponden a pruebas *"Class-Standard"*.

Observemos que Fahey y Harkness<sup>5</sup> también sugieren realizar en la aceptación algunas pruebas complementarias como la de Uniformidad para cada colimador de agujeros paralelos, y el contraste tomográfico según tamaño de la lesión visible. Incluyen además 3 pruebas nuevas, diferentes de las habituales en otros protocolos, y orientadas a comprobar si el sistema es estable: 1) al variar el ángulo de adquisición, 2) al variar el radionucleido y la ventana de adquisición y 3) al transcurrir los días con relación a los índices de uniformidad.

Por último, es interesante notar que incluyen una evaluación de software tomográfico a través del análisis

de las imágenes obtenidas en las otras pruebas tomográficas.

Debe mencionarse que se señala como óptima para determinar el grado de ajuste entre los dos cabezales, una prueba que se basa en diferentes adquisiciones y reconstrucciones tomográficas de la fuente lineal, combinando la angulación entre cabezales y las posibles rotaciones de 360° individuales y conjuntas, adquiriendo igual número de cuentas y reconstruyendo siempre con filtro de rampa para determinar cada vez la resolución tomográfica como el ancho a mitad de altura, cuyos valores deben diferir entre sí en menos del 5%.

### Pruebas rutinarias

El objetivo de las pruebas rutinarias, como se señala en un reciente artículo de recomendaciones NEMA publicadas en el JNM<sup>6</sup>, no es evaluar el funcionamiento del equipo sino indicar los posibles cambios en dicho funcionamiento. Por lo tanto requieren de una referencia de funcionamiento "normal" establecida en una etapa de prestaciones estables del equipo o, al inicio de la utilización del equipo, en pruebas de referencia efectuadas justo después de las de aceptación.

El protocolo a seguir debe, por consiguiente, estar orientado a verificar aquellos parámetros susceptibles de

**Tabla 2. Pruebas rutinarias**

<b>RECOMENDACIONES NEMA, JNM febrero 2000</b>	<b>OBLIGATORIAS RD 1841, Diciembre 1997</b>
Prueba diaria de uniformidad extrínseca de 3-5 Mc o intrínseca	Semanal de Uniformidad Extrínseca
Prueba diaria de inspección de Colimadores	
Resolución espacial y linealidad con el maniquí de cuadrantes Periodicidad según legislación nacional	Mensual de resolución extrínseca
Centro de rotación Según estabilidad del equipo	Mensualmente y según recomendaciones del fabricante
Prueba semanal al principio, después según estabilidad del equipo, Uniformidad intrínseca con 30 Mc cambiando cada semana el radionucleido	Una vez al mes o mayor frecuencia si así lo recomienda el fabricante con al menos 10000 cuentas por pixel
Paralelismo cabezal eje de rotación. Inspección visual si el sistema es manual cada adquisición	
Resolución tomográfica en la misma prueba del centro de rotación, inspeccionando la imagen reconstruida	
Prueba mensual de uniformidad tomográfica Con maniquí cilíndrico, inspeccionando la imagen y buscando tendencias. Las cuentas por pixel deben doblar las clínicas.	Prueba mensual de Uniformidad tomográfica con maniquí cilíndrico

variar con mayor probabilidad y que reflejan el estado de funcionamiento del equipo. Además, la vigilancia continuada de estos factores claves permite anticiparse a averías y poner de manifiesto deterioros progresivos que de otra forma no sería posible controlar.

Entre ellos y para un equipo de los tratados en este artículo cabe citar:

- Desviación entre respuestas de diferentes fotomultiplicadores.
- Deriva de la energía del fotopico.
- Desplazamiento de la imagen respecto a los ejes electrónicos.
- Cambios del centro de rotación de origen mecánico.
- Variaciones angulares de sensibilidad, uniformidad y resolución.
- Aumento del ruido electrónico.
- Degradación y/o humedad en el cristal y en la guía de luz.
- Contaminación de los paramentos que rodean al equipo.
- Variaciones en el fondo radiactivo.
- Efectos asociados a posibles campos magnéticos.
- Integridad de los colimadores.

Todos estos aspectos quedan controlados si se comprueban de forma rutinaria las cinco características más importantes del funcionamiento de una gammacámara tomográfica:

- Uniformidad planar y tomográfica.
- Sensibilidad total y puntual.
- Resolución espacial planar y tomográfica.
- Resolución energética.
- Desviación del centro de rotación.

Estas pruebas coinciden en gran manera con las que deben realizarse de forma obligatoria, con periodicidad esta-

blecida para cada una, en nuestro país, de acuerdo al anexo II del RD 1841 de criterios de calidad en Medicina Nuclear<sup>7</sup>.

Las diferentes maneras de comprobar las características mencionadas son lo que da color y personalidad a cada programa de control de calidad.

Es de resaltar que la importancia de las pruebas rutinarias radica en su continuidad, lo que significa que han de ser fáciles de realizar, robustas en el sentido de no depender excesivamente de las condiciones en que se hagan y sensibles a los cambios de los factores básicos antes relacionados. Paralelamente a estos controles periódicos han de existir unas normas de buena práctica por parte del personal que realiza las exploraciones con los pacientes, que pueden resumirse en:

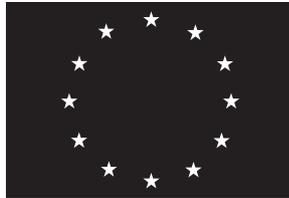
- Comprobar la corrección del espectro durante la adquisición de cada estudio y de la posición de las energías seleccionadas.
- Comprobar que el fondo no varía de una exploración a otra del mismo tipo.
- Revisar las variaciones angulares de la adquisición mediante visualización en modo cine, y en modo sinograma, antes de iniciar la reconstrucción tomográfica.

El artículo mencionado<sup>6</sup> también recomienda otras pruebas periódicas que se comparan con las obligatorias en nuestro país para mayor claridad (Tabla 2).

### Referencias bibliográficas

1. Performance Measurements of Scintillation Cameras. National Electrical Manufacturers Association. Nema Standards Publication NU-1-1994.NEMA 1994.
2. Características y condiciones de ensayo de los dispositivos de imagen por radionucleidos. Norma UNE 20-667-90.

3. Protocolo nacional de control de calidad de instrumentación de Medicina Nuclear.
  4. Jacobus AK Blokland, Jan AJ Camps, Ernest KJ Pauwels. Aspects of performance assessment of whole body imaging systems. *Eur J Nucl Med* 1997; 24:1273-1283.
  5. Frederic H Fahey, Beth A Harkness. Quality Assurance Protocol for a Multi-headed Spect Camera. No publicado.
  6. H Hines, R Kayayan, J Colsher, D Hashimoto, R Schubert, J Fernando, V Simcic, P Vernon, R Lin Sinclai. "NEMA Recommendations for Implementing SPECT Instrumentation Quality Control", *J Nucl Med* 2000; 41(2).
  7. Real Decreto 1841/1997 de 5 de diciembre por el que se establecen los criterios de calidad en medicina nuclear, B.O.E. del 19 de diciembre de 1997.
-



## Conferencia Internacional sobre Protección Radiológica del Paciente: Radiodiagnóstico y Radiología Intervencionista, Medicina Nuclear y Radioterapia (<http://www.pruma.uma.es/ci2001.htmlx>)

El motivo de la presente notificación es informarles de la celebración de esta Conferencia Internacional que tendrá lugar durante la semana del 25 al 30 de marzo del año 2001, en Málaga, concretamente en el Palacio de Congresos y Exposiciones de Torremolinos.

Está organizada por el Organismo Internacional de la Energía Atómica (OIEA), y co-patrocinada por la Comisión Europea (CE), la Organización Mundial de la Salud (OMS) y la Organización Pan Americana de la Salud (OPS). España será sede de este importante evento científico, en el cual podrán estar representados todos los países de Naciones Unidas, con un total aproximado de 900-1200 participantes, según las primeras estimaciones. En el ámbito nacional y hasta la fecha, la participación organizativa correrá a cargo del Ministerio de Sanidad y Consumo, la Junta de Andalucía y la Universidad de Málaga. Además pensamos que el Consejo de Seguridad Nuclear también debe estar representado en este evento, máxime cuando existe una sesión sobre la protección radiológica ocupacional.

Por otro lado, existe compromiso de participación por parte de las Sociedades Españolas de Física Médica (SEFM), Protección Radiológica (SEPR), Medicina Nuclear (SEMN), Radioterapia Oncológica (AERO), Radiología Vasculare e Intervencionista (SERVEI) y Radiología Médica (SERAM).

Durante los últimos años se ha producido un significativo avance de la "Cultura de la Seguridad" en las exposiciones médicas a las radiaciones ionizantes. Distintas Organizaciones Internacionales han publicado (o están elaborando) documentos de gran relevancia en este campo y la Comisión Europea ha promulgado una nueva Directiva sobre exposiciones médicas que debe entrar en vigor en

mayo de 2000. Los Organismos Internacionales implicados han considerado oportuno reunir un foro de especialistas que analicen la situación actual de la Protección Radiológica y la Garantía de Calidad en la práctica médica y propongan prioridades de actuación, formación e investigación para los próximos años.

La inscripción en la Conferencia Internacional es gratuita, libre de coste económico. La fecha de inscripción y de presentación de trabajos es el 1 de noviembre de 2000. Para más información pueden visitar la página web de la Conferencia, donde se pueden obtener en formato word, los distintos documentos de inscripción, así como los documentos oficiales de la convocatoria en castellano y en inglés <http://www.pruma.uma.es/ci2001.htmlx>

Por todo ello, como Presidente del Comité Organizador, les invito a participar en esta Conferencia donde todos los profesionales, físicos y médicos de todas las especialidades que se relacionan con las radiaciones ionizantes, ingenieros de equipos radiológicos, biólogos, químicos, etc... tendrán la oportunidad de exponer sus recomendaciones y sugerencias para "aunar esfuerzos" en la protección radiológica del paciente.

Quedo a vuestra disposición para cualquier aclaración, sugerencia y recomendaciones que ayuden al desarrollo de este evento científico, un cordial saludo.

**Rafael Ruiz Cruces.**  
**Grupo de Investigación de Protección Radiológica**  
**de la Universidad de Málaga.**  
**Mail: rrcmf@uma.es.**  
**Internet: www.pruma.uma.es**

## Comisiones y Grupos de Trabajo de la SEFM

### COMISIÓN DEONTOLOGÍA

#### Coordinadora

*PILAR LÓPEZ FRANCO*

HOSPITAL LA PRINCESA. MADRID  
SERV. RADIOTERAPIA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*ARACELI HERNÁNDEZ. VITORIA*

HOSPITAL CLÍNICO DE ZARAGOZA  
SERV. FÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*MANUEL GÓMEZ PALACIOS*

HOSPITAL UNIV. VIRGEN MACARENA. SEVILLA  
SERV. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*PEDRO FERNÁNDEZ LETÓN*

HOSPITAL 12 DE OCTUBRE. MADRID  
SERV. RADIOTERAPIA

*GREGORIO HERNÁNDEZ SAMANIEGO*

HOSPITAL CLÍNICO UNIV. DE VALENCIA  
ESCUELA UNIV. ENFERMERÍA

*LUIS NÚÑEZ MARTÍN*

CLÍNICA PUERTA DE HIERRO. MADRID  
SERV. RADIOFÍSICA

### COMISIÓN DOCENCIA

#### Coordinadora

*TERESA EUDALDO PUELL*

HOSPITAL STA. CREU I SANT PAU  
RADIOFÍSICA Y RADIOPROTECCIÓN

*M.ª CRUZ PAREDES GARCÍA*

CLÍNICA PUERTA DE HIERRO. MADRID  
SERV. RADIOFÍSICA

*FELIX PEINADO GONZÁLEZ*

HOSPITAL NTRA. SRA. ARÁNZASU.  
SAN SEBASTIÁN. GUIPÚZCOA  
SERV. RADIOTERAPIA

*JUAN JOSÉ PEÑA BERNAL*

FACULTAD MEDICINA UNIV. EXTREMADURA  
CÁTEDRA FÍSICA MÉDICA

*ESTHER MILLÁN CEBRIÁN*

HOSPITAL CLÍNICO LOZANO Blesa. ZARAGOZA  
SERV. FÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*ELISEO VAÑO CARRUANA*

FACULTAD DE MEDICINA.  
UNIVERSIDAD COMPLUTENSE. MADRID  
CÁTEDRA DE FÍSICA MÉDICA

*CRISTINA NÚÑEZ DE VILLAVICENCIO DE SOTO*

FUNDACIÓN JIMÉNEZ DÍAZ. MADRID  
SERV. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*JUAN CARLOS MATEOS PÉREZ*

HOSPITAL DUQUES INFANTADO  
HOSPITAL VIRGEN DEL ROCÍO. SEVILLA  
SERV. RADIOFÍSICA

### BRAQUITERAPIA

#### Coordinador

*JOSÉ PÉREZ CALATAYUD*

HOSPITAL LA FE. VALENCIA  
SERV. ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA-FÍSICA

*RAFAEL ARRANS LARA*

HOSPITAL UNIV. VIRGEN MACARENA. SEVILLA  
SERV. RADIOTERAPIA

*JESÚS M.ª DE FRUTOS BARAJA*

HOSPITAL CLÍNICO UNIVERSITARIO  
DE VALLADOLID  
SERV. RADIOTERAPIA

*M.ª ARRATE GUIASOLA BERASATEGUI*

INSTITUTO ONCOLÓGICO DE GUIPÚZCOA  
SERV. FÍSICA MÉDICA. SAN SEBASTIÁN

*JOSÉ MACÍAS JAÉN*

HOSPITAL CARLOS HAYA. MÁLAGA  
SERV. FÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*JULIO VALVERDE MORÁN*  
 CONSEJERÍA DE SANIDAD Y SERVICIOS SOCIALES DE LA COMUNIDAD DE MADRID  
 SERVICIO DE EVALUACIÓN Y ACREDITACIÓN SANITARIA

### **DOSIMETRÍA INTERNA**

*En colaboración con la Sociedad Española de Medicina Nuclear y la Sociedad Española de Protección Radiológica*

#### **Coordinadora**

*RAQUEL BARQUERO SANZ*  
 HOSPITAL RÍO HORTEGA. VALLADOLID  
 SERV. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*NATIVIDAD FERRER GARCÍA*  
 HOSPITAL RAMÓN Y CAJAL. MADRID  
 SERV. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*FLORENCIO J. LUIS SIMÓN*  
 HOSPITAL VIRGEN DEL ROCÍO. SEVILLA  
 SERV. FÍSICA MÉDICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*JOSEP M.<sup>a</sup> MARTI CLIMENT*  
 CLÍNICA UNIVERSITARIA DE NAVARRA  
 SERV. MEDICINA NUCLEAR

*PALOMA MARCHENA GONZÁLEZ*  
 TECNATOM. MADRID

*LUIS MIGUEL MARTÍN CURTO*  
 HOSPITAL UNIVERSITARIO LA PAZ  
 MADRID  
 SERV. MEDICINA NUCLEAR

*JOSÉ FRANCISCO MARTI VIDAL*  
 HOSPITAL LA FE. VALENCIA  
 SERV. MEDICINA NUCLEAR

*M.<sup>a</sup> ÁNGELES RIVAS BALLARÍN*  
 HOSPITAL CLÍNICO UNIV. DE ZARAGOZA  
 SERV. FÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*M.<sup>a</sup> TERESA NAVARRA BRAVO*  
 CIEMAT. MADRID  
 SERV. DOSIMETRÍA INTERNA

*RAFAEL PLAZA APARICIO*  
 HOSPITAL LA PAZ. MADRID  
 SERV. RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*PEDRO URIARTE GONZÁLEZ*  
 HOSPITAL DE LEÓN  
 SERV. MEDICINA NUCLEAR

*ROSARIO GARCÍA JIMÉNEZ*  
 HOSPITAL VIRGEN DEL ROCÍO  
 SERV. MEDICINA NUCLEAR

*FCO. JUAN LOMEÑA CABALLERO*  
 HOSPITAL CLINIC I PROVINCIAL  
 BARCELONA  
 SERV. MEDICINA NUCLEAR

### **PLANIFICADORES**

#### **Coordinador**

*JOSÉ MIGUEL DELGADO RODRÍGUEZ*  
 HOSPITAL RAMÓN Y CAJAL. MADRID  
 UNIDAD DE FÍSICA CLÍNICA Y DOSIMETRÍA  
 SERV. ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA

*ENRIQUE DE SENA ESPINEL*  
 HOSPITAL CLÍNICO UNIV. DE SALAMANCA  
 SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*ESTHER MILLÁN CEBRIÁN*  
 HOSPITAL CLÍNICO UNIV. LOZANO BLES  
 DE ZARAGOZA  
 SERV. FÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*FELICIANO GARCÍA VICENTE*  
 HOSPITAL LA PRINCESA. MADRID  
 SEC. RADIOFÍSICA. SERV. RADIOTERAPIA

*PABLO JIMÉNEZ CENCERRADO*  
 HOSPITAL MEIXOEIRO. VIGO  
 UNIDAD RADIOFÍSICA. UNIDAD DE ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA

### **MEDIOS HUMANOS Y MATERIALES NECESARIOS EN LA UNIDAD DE RADIOFÍSICA PARA LA GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIOTERAPIA**

#### **Coordinador**

*JAVIER VIVANCO PARELLADA*  
 HOSPITAL CENTRAL DE ASTURIAS. OVIEDO  
 SECCIÓN DE RADIOFÍSICA

*CARMEN SÁEZ PICO*  
 HOSPITAL VALLE DE HEBRÓN. BARCELONA  
 UNIDAD RADIOFÍSICA

*JULIO GARCÍA COMESAÑA*  
 POLICLÍNICO DE VIGO

**RADIOBIOLOGÍA CLÍNICA****Coordinador**

*DAMIÁN GUIRADO LLORENTE*  
HOSPITAL CLÍNICO SAN CECILIO. GRANADA  
SERV. RADIOFÍSICA

*ESTHER ANGULO PAIN*  
HOSPITAL UNIV. PUERTA DEL MAR. CÁDIZ  
UNIDAD RADIOFÍSICA

*PEDRO ANTONIO CAMPOS MORCILLO*  
HOSPITAL UNIV. DE LA ARRIXACA. MURCIA  
SERV. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*JUAN CIUDAD PLATER*  
HOSPITAL CLÍNICO UNIV. DE VALENCIA  
SERV. RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN  
RADIOLÓGICA

*ALBERTO SÁNCHEZ-REYES FERNÁNDEZ*  
HOSPITAL CLÍNICO I PROVINCIAL. BARCELONA  
SERV. RADIOTERAPIA

*WALDO SANJUANBENITO RUIZ DE ALDA*  
HOSPITAL UNIV. SAN JUAN, ALICANTE  
SERV. FÍSICA MÉDICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓ-  
GICA

*SANTIAGO VELÁZQUEZ MIRANDA*  
HOSPITAL UNIV. JUAN RAMÓN JIMÉNEZ. HUELVA  
SERV. FÍSICA MÉDICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓ-  
GICA

**PROTOCOLO CONTROL DE CALIDAD DE LA INSTRUMENTACIÓN EN MEDICINA NUCLEAR**

*En colaboración con la Sociedad Española de Medicina Nuclear y la Sociedad Española de Protección Radiológica*

**Coordinadora**

*MARINA TÉLLEZ DE CEPEDA*  
HOSPITAL LA PAZ. MADRID  
SERVICIO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*RAQUEL BARQUERO SANZ*  
HOSPITAL UNIV. RÍO HORTEGA. VALLADOLID  
SERVICIO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*ANA BLANES TABERNERO*  
CONSEJO SEGURIDAD NUCLEAR. MADRID

*JOSÉ MIGUEL DELGADO RODRÍGUEZ*  
HOSPITAL RAMÓN Y CAJAL. MADRID

UNIDAD DE FÍSICA CLÍNICA Y DOSIMETRÍA  
SERVICIO ONCOLOGÍA RADIOTERÁPICA

*NATIVIDAD FERRER GARCIA*  
HOSPITAL UNIV. RAMÓN Y CAJAL. MADRID  
SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RA-  
DIOLÓGICA

*JOSEP M.ª MARTÍ CLIMENT*  
CLÍNICA UNIVERSITARIA DE NAVARRA  
SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR

*RAFAEL PUCHAL AÑÉ*  
CIUDAD SANIT. Y UNIV. BELLVITGE. BARCELONA

*M.ª LUISA RAMÍREZ VERA*  
CONSEJO SEGURIDAD NUCLEAR. MADRID

*FLORENCIO JAVIER LUIS SIMÓN*  
HOSPITAL UNIV. VIRGEN DEL ROCÍO. SEVILLA  
SERVICIO DE RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RA-  
DIOLÓGICA

**PROTOCOLO RADIODIAGNÓSTICO**

*En colaboración con la Sociedad Española de Protección Radiológica*

**Coordinador**

*ELISEO VAÑÓ CARUANA*  
FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD COMPLUTENSE. MADRID  
CÁTEDRA DE FÍSICA MÉDICA

*MANUEL ALONSO DIAZ*  
HOSPITAL MARQUÉS VALDECILLA. CANTABRIA  
SERV. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*EDUARDO GUIBELALDE DEL CASTILLO*  
FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD COMPLUTENSE. MADRID  
CÁTEDRA DE FÍSICA MÉDICA

*PILAR MORÁN PENCO*  
FACULTAD DE MEDICINA.  
UNIVERSIDAD COMPLUTENSE. MADRID  
CÁTEDRA DE FÍSICA MÉDICA

*PILAR LÓPEZ FRANCO*  
HOSPITAL LA PRINCESA. MADRID  
SERV. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*MARGARITA CHEVALIER DEL RÍO*  
FACULTAD MEDICINA.  
UNIVERSIDAD COMPLUTENSE. MADRID  
CÁTEDRA DE FÍSICA MÉDICA

*IGNACIO HERNANDO GONZÁLEZ*  
HOSPITAL RÍO HORTEGA. VALLADOLID  
SERV. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*LUCIANO GONZÁLEZ GARCÍA*  
FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD COMPLUTENSE. MADRID  
CÁTEDRA FÍSICA MÉDICA

*MARÍA LUISA ESPAÑA LÓPEZ*  
HOSPITAL LA PRINCESA. MADRID  
SERV. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*JAVIER PIFARRÉ MARTÍNEZ*  
CLÍNICA PUERTA DE HIERRO. MADRID  
SERVICIO DE RADIOFÍSICA

*RICARDO TORRES CABRERA*  
HOSPITAL DEL RÍO HORTEGA  
UNIDAD PROTECCIÓN RADIOLÓGICA  
*PABLO GÓMEZ LLORENTE*  
HOSPITAL CLÍNIC. UNIV. SALAMANCA  
SERV. FÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*CRISTINA NÚÑEZ DE VILLAVICENCIO DE SOTO*  
FUNDACIÓN JIMÉNEZ DÍAZ. MADRID  
SERV. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*JOSÉ MIGUEL JIMÉNEZ GONZÁLEZ*  
FUNDACIÓN JIMÉNEZ DÍAZ. MADRID  
SERV. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*PEDRO RODRÍGUEZ RODRÍGUEZ*  
HOSPITAL CENTRAL DE ASTURIAS  
SERV. FÍSICA MÉDICA

*JOSÉ MIGUEL FERNÁNDEZ SOTO*  
HOSPITAL CLÍNICO SAN CARLOS  
SERV. FÍSICA MÉDICA

## **GRUPO PÁGINA WEB**

### **Coordinador**

*JUAN GULTRESA COLOMER*  
CENTRO DE DOSIMETRÍA. BARCELONA

*JOSÉ MARÍA VEGA FERNÁNDEZ*  
CÁTEDRA FÍSICA MÉDICA. FACULTAD DE MEDICINA  
UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA. BADAJOZ

*MANUEL BUADES FORNER*  
SERVICIO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA  
HOSPITAL VIRGEN DE LA ARRIXACA. MURCIA

*ALFREDO SERNA BERNA*  
SERVICIO DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA  
HOSPITAL VIRGEN DE LA ARRIXACA. MURCIA

*ALEX MELERO NOGUÉS*  
HOSPITAL UNIVERSITARI GERMANS TRIAS I PUJOL. BARCELONA  
SERV. RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

*ERNEST LUGUERA*  
HOSPITAL UNIV. GERMANS TRIAS I PUJOL. BARCELONA  
SERV. RADIOFÍSICA Y PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

## Próximas convocatorias

### **Teaching Course on Physics for Clinical Radiotherapy.**

27-31 Agosto 2000, Leuven, Bélgica.  
Información: ESTRO, Av. E. Mounier 83, 1200 Bruselas, Bélgica. [www.estro.be](http://www.estro.be).

### **ICR-2000: 21st International Congress of Radiology.**

4-8 Septiembre 2000, Buenos Aires, Argentina.  
Información: Congress Secretariat, Tucumán 2075, 1050 Buenos Aires, Argentina.  
E-mail: [info@icr2000.org.ar](mailto:info@icr2000.org.ar)

### **Workshop on Medical Informatics.**

5-7 Septiembre 2000, Maastricht, Holanda.  
Información: [www.amp.york.ac.uk/external/mi2000](http://www.amp.york.ac.uk/external/mi2000)

### **19th Annual ESTRO Meeting.**

19-23 Septiembre 2000, Estambul, Turquía.  
Información: ESTRO, Av. E. Mounier 83, 1200 Bruselas, Bélgica. [www.estro.be](http://www.estro.be).

### **VIII Congreso Nacional de la Sociedad Española de Protección Radiológica.**

27-29 Septiembre 2000, Maspalomas, Gran Canaria.  
Información: Servicio de Física Médica y Protección Radiológica, Hospital Universitario de Canarias, 38320 La Laguna, Tenerife. Tel: 922678646.

### **Curso de Control de Calidad de los Programas de Detección Precoz del Cáncer de mama.**

18-20 de octubre 2000, Santiago de Compostela.  
Información: Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela. Travesía de Choupana s/n 15706 Santiago de Compostela. Tel.: 981-950968; 981 950969  
Fax: 981 950985  
[mrpombar@usc.es](mailto:mrpombar@usc.es)

### **I Curso Teórico Práctico P.E.T. Tomografía por Emisión de Positrones.**

19-22 de octubre 2000. Pamplona.  
Información: Servicio de Medicina Nuclear. Clínica Universitaria de Navarra.  
Avda. Pío XII s/n. 31008 Pamplona.

Tel: 988 255400 ext. 4941  
[lvelasco@unav.es](mailto:lvelasco@unav.es)  
[www.unav.es/cun/actividades](http://www.unav.es/cun/actividades)

### **Curso sobre Avances en Radiobiología.**

23-27 Octubre 2000, Madrid.  
Información: CIEMAT, Avda. Complutense, 22, 28040 Madrid. Tel: 91 3466294. Fax: 91 3466005.

### **Monte Carlo 2000 - Advanced Monte Carlo for Radiation Physics, Particle Transport Simulation Applications.**

23-26 Octubre 2000, Lisboa, Portugal.  
Información: [vaz@nea.fr](mailto:vaz@nea.fr) [www.itn.pt/MeetingsMC2000](http://www.itn.pt/MeetingsMC2000).

### **Radiation Dosimetry and Treatment Planning.**

6-10 Noviembre 2000, Sutton, Surrey, Reino Unido.  
Información: Alan Nahum, The Joint Department of Physics, The Royal Marsden NHS Trust, Sutton SM2 5PT. [alan@icr.ac.uk](mailto:alan@icr.ac.uk) [www.icr.ac.uk/physics/courses/rt-course.html](http://www.icr.ac.uk/physics/courses/rt-course.html).

### **10th International Brachytherapy Conference.**

11-14 Noviembre 2000, Madrid.  
Información: [Congress@nucletron.nl](mailto:Congress@nucletron.nl).

### **Medical Radiation Physics and Engineering.**

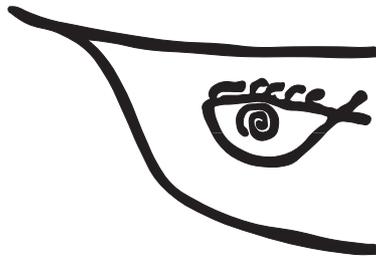
20-22 Noviembre 2000. Fundacao Calouste Gulbenkian. Lisboa, Portugal.  
Información: <http://newton.itn.pt/itn/Meetings/MeRPE/default.html>  
Secretariado de la Conferencia: [merpe@itn1.itn.pt](mailto:merpe@itn1.itn.pt) ó [luisa.oliveira@itn1.itn.pt](mailto:luisa.oliveira@itn1.itn.pt)

### **5th International Stereotactic Radiosurgery Society Congress.**

4-7 Junio 2001, Jerusalem, Israel.  
Información: [congs@internationalrtc.co.il](mailto:congs@internationalrtc.co.il) [www.isrs-jerusalem.com](http://www.isrs-jerusalem.com).

### **6th Biennial ESTRO Meeting on Physics for Clinical Radiotherapy.**

18-23 Septiembre 2001, Sevilla.  
Información: [info@estro.be](mailto:info@estro.be).



13 sefm  
málaga 2001

## 13 Congreso Nacional de Física Médica Málaga, 26-29 Junio 2001

### COMITE ORGANIZADOR

<i>Presidente de Honor</i>	Antonio Díez de los Ríos Delgado
<i>Presidente</i>	Pedro Galán Montenegro
<i>Vicepresidente</i>	Francisco Góngora Ariza
<i>Secretario</i>	José Luis Carrasco Rodríguez
<i>Tesorera</i>	Coral Bodineau Gil
<i>Coordinador Comité Científico</i>	Rafael Ruiz Cruces
<i>Secretario Comité Científico</i>	José Macías Jaén
<i>Vocales</i>	Sofía Escalera Castillo Isabel Tort Ausina Jaime Velasco Román Juan Carlos Mateos Pérez

*Dirección Internet (acceso):*

<http://www.sefm.com>  
[malaga2001@hch.sas.cica.es](mailto:malaga2001@hch.sas.cica.es)

### Información General

La información que se presenta en esta segunda nota sobre la celebración del 13 Congreso Nacional de la Sociedad Española de Física Médica, es un avance del proyecto del Congreso y es la presentada en la última Asamblea de la SEFM celebrada en Madrid el 31 de marzo de 2000.

En esta nota se presentan las líneas generales para el desarrollo del Congreso, fundamentalmente en su aspecto científico, y queremos que sirva de punto de partida para una fluida comunicación entre los miembros de la SEFM y la organización del Congreso; para ello, y desde

estas líneas, solicitamos la colaboración y participación de todos los miembros de la SEFM.

El anagrama elegido es una representación gráfica de la proa de una "jábega" o "barca de jábega", barca y arte de pesca de arrastre tradicional en la costa malagueña, la red del conocido "copo". El ojo dibujado en la proa es de tradición fenicia y es el ojo de Tanit, diosa fenicia de Cartago, que puesto en la barca hace que ésta "vea", proteja y ayude a navegar por un buen rumbo.

**Tema Central del Congreso:** La Imagen en Medicina.

**Idioma Oficial:** Castellano.

## Sesiones Científicas.

Las Sesiones Científicas se desarrollarán los días 27 a 29 en sesiones de mañana y tarde, hasta las 17-18 horas, y constarán principalmente de:

### Conferencias Invitadas

- La Imagen en Medicina. Diversos aspectos de la utilización de la imagen en Medicina, desde el diagnóstico hasta la utilización para dosimetría clínica y verificaciones de tratamientos.
- Temas de actualidad e interés.
- Actualidad Tecnológica.

### Mesas Redondas

- Trabajos aceptados. Sobre aquellos grupos de trabajos que por su interés, actualidad y repercusión así lo estime el comité científico y el comité organizador.
- Docencia.
- Temas Profesionales.

### Presentación de carteles

De todos los trabajos aceptados por el comité científico.

### Presentación técnica

De las innovaciones tecnológicas presentadas por las diferentes compañías.

## Presentación de Trabajos

Todos los trabajos se remitirán al comité organizador en un solo envío, y con el formato que próximamente se establecerá. Se presentará el trabajo completo que constará de resumen y cuerpo del trabajo (con formato similar al de revistas científicas). En la página en internet del congreso se establecerán las normas para el envío y una plantilla para ayuda a la realización del mismo. Los trabajos presentados, que no cumplan con el formato establecido, se devolverán a los autores para la revisión del formato. Esto tiene como objetivo homogeneizar la presentación para la publicación posterior y reducir los tiempos de valoración y publicación.

Fecha límite de envío: **15 de Enero de 2001.**

Los trabajos serán valorados independientemente por tres miembros del comité científico, que calificarán y seleccionarán para su posible inclusión en una mesa redonda.

Todos los trabajos aceptados serán presentados en formato "cartel".

Los trabajos aceptados serán publicados en un número especial de la Revista de la SEFM; en CD que se enviará a los congresistas en días previos al Congreso; y aquellos carteles que se remitan al comité organizador en formato digital se publicarán en la página en internet del congreso, para hacer máxima la participación en el Congreso de aquellos miembros de la SEFM que no pudieran asistir al mismo.

## Información actualizada

Se encuentra en proceso de configuración la página en internet del Congreso que estará reseñada y con enlaces en todas las páginas de las sociedades internacionales, lo que conllevará a alcanzar una gran difusión y nuestra presencia en un mayor número de foros científicos. En ésta aparecerá puntualmente toda la información que se vaya generando sobre este evento y así tener información inmediata de los siguientes grupos:

- Información local.
- Información sobre la organización y programa de actividades.
- Información hotelera.
- Inscripciones.
- Normas de organización y de presentación de trabajos.
- Carteles presentados.
- Reseña de las entidades y empresas colaboradoras y enlace a su página en internet.

Es intención de este comité organizador comunicar puntualmente, por medio de correo electrónico, cada modificación que se produzca en la citada página. Para estar informado, es necesario que las personas interesadas envíen su dirección de correo electrónico a la dirección provisional que figura al principio de esta comunicación.

Esperamos la colaboración y participación de todos, y estáis invitados a pasar unos días de trabajo, cultura y ocio en Málaga, esta "Ciudad del Paraíso" como la llamara Vicente Aleixandre.

*Siempre te ven mis ojos, ciudad de mis días marinos.  
Colgada del imponente monte, apenas detenida  
en tu vertical caída a las ondas azules,  
pareces reinar bajo el cielo, sobre las aguas,  
intermedia en los aires, como si una mano dichosa  
te hubiera retenido, un momento de gloria, antes de  
hundirte para siempre en las olas amantes.  
Pero tú duras, nunca descienes, y el mar suspira  
o brama, por ti, ciudad de mis días alegres,  
ciudad madre y blanquísima donde viví y recuerdo,  
angélica ciudad que, más alta que el mar, presides sus  
espumas.*

## Listado de publicaciones

SEFM, nº 1/1984 "Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 y 50 MeV en radioterapia de haces externos" SEFM y CDR 1984. *Socios 4.000 Ptas., no socios 6.000 Ptas.*

SEFM, nº 1ª/1984 "Normas para la determinación de dosis absorbida en agua, para radiación gamma de Co-60, partiendo de medidas realizadas en aire y en unidades de exposición". SEFM y CDR 1984. *Socios 4.000 Ptas., no socios 6.000 Ptas.*

SEFM, 2/1987 "Suplemento al documento SEFM nº 1/1984: Procedimientos recomendados para la dosimetría de fotones y electrones de energías comprendidas entre 1 y 50 MeV en radioterapia de haces externos". SEFM y CDR 1987. *Socios 2.000 Ptas., no socios 4.000 Ptas.*

SEFM, 3/1989 "Objetivos docentes de Física Médica (Facultades de Medicina)". 1989. *Socios 1.000 Ptas., no socios 1.500 Ptas.*

SEFM, 1/1991 "Informe del accidente ocurrido en el acelerador lineal de electrones en el Hospital Clínico de Zaragoza entre los días 7-20 de diciembre de 1990". Junio 1991. *Socios 500 Ptas., no socios 1.000 Ptas.*

SEFM, 1994 "Criterios de calidad en Radioterapia y Medicina Nuclear para garantizar la protección radiológica del paciente", 1994. *Socios 1.800 Ptas., no socios 2.500 Ptas.*

SEFM/SEPR, 1996 "Protocolo Español de control de calidad en radiodiagnóstico (Aspectos Técnicos)", 1996. *Socios 3.000 Ptas., no socios 6.000 Ptas.*

SEFM, 1999. Versión Oficial Española del "ICRU REPORT 50". Prescripción, Registro y Elaboración de Informes en la Terapia con Haces de Fotones. 1999. *Socios 3.000 Ptas., no socios 6.000 Ptas.*

SEFM/ SEMN/ SEPR, 1999. Protocolo Nacional del Control de Calidad en la Instrumentación en Medicina Nuclear. 1999. *Socios 3.000 Ptas., no socios 6.000 Ptas.*

SEFM, 2000. "Medios Humanos y Materiales Necesarios en la Unidad de Radiofísica para la Garantía de Calidad en Radioterapia. 2000. *Socios 500 Ptas., no socios 1.500 Ptas.*

### Libros de ponencias y trabajos presentados en los Congresos Españoles de la Sociedad Española de Física Médica.

Libro de ponencias II Congreso SEFM (1 vol.). Ja-ca 1979. *Socios 3.000 Ptas., no socios 4.500 Ptas.*

Libro de ponencias III Congreso SEFM (libro resúmenes). Sitges 1981. *Socios 2.000 Ptas., no socios 3.500 Ptas.*

Libro de ponencias IV Congreso SEFM (2 vol.). San Sebastián 1983. *Socios 3.000 Ptas., no socios 4.500 Ptas.*

Libro de ponencias V Congreso SEFM (3 vol.). El Es-corial 1985. *Socios 3.000 Ptas., no socios 4.500 Ptas.*

Libro de ponencias VI Congreso SEFM (1 vol.). Bada-joz 1987. *Socios 3.000 Ptas., no socios 4.500 Ptas.*

Libro de Conferencias invitadas al VI Congreso: P. Andreu, A. Brahme, J. Droussard, F. Nüsslin. 1987. *Socios 2.000 Ptas., no socios 3.000 Ptas.*

Libro de ponencias del VII Congreso SEFM (1 vol.). Oviedo 1989. *Socios 3.000 Ptas., no socios 4.500 Ptas.*

Libro de ponencias del VIII Congreso SEFM (1 vol.). Sevilla 1991. *Socios 3.000 Ptas., no socios 4.500 Ptas.*

Libro de ponencias del Congreso SEFM/SFPH. Bia-rritz 1992. (1 vol. libro de resúmenes). *Socios 3.000 Ptas., no socios 4.500 Ptas.*

Libro de ponencias del IX Congreso SEFM (2 vol. li-bro de resúmenes). Tenerife 1993. *Socios 3.000 Ptas., no socios 4.500 Ptas.*

Libro de ponencias del X Congreso SEFM (1 vol.). Sa-lamanca 1995. *Socios 3.000 Ptas., no socios 4.500 Ptas.*

Libro de ponencias del XI Congreso Nacional de Física Médica (1 vol.). Valencia 1997. *Socios 3.000 Ptas., no socios 4.500 Ptas. Soporte CD: socios 1.500 Ptas., no socios 2.500 Ptas.*

Libro de Comunicaciones del XII Congreso Nacional de SEFM. Santander 1999. *Soporte CD: socios 1.500 Ptas., no socios 2.500 Ptas*

**Libros de Talleres del X Congreso SEFM. Salamanca 1995. Cada uno de los talleres socios 1.800 Ptas., no socios 2.500 Ptas.**

1. Taller de Radioterapia: "Protocolo español de dosimetría en radioterapia externa de alta energía: Aplicación práctica a una unidad de Cobaltoterapia".

2. Taller de Medicina Nuclear: "Control de Calidad de activímetros y gammacámaras".

3. Taller de Radiodiagnóstico: "Controles básicos para garantizar la protección radiológica del paciente: dosis al paciente y calidad de imagen".

4. Taller de Medicina Nuclear: "Mantenimiento preventivo en Gammagrafía planar y Spect" (Siemens).

5. Taller de Medicina Nuclear: "Mantenimiento preventivo en Gammagrafía planar y Spect" (General Electric).

**Cursos**

Precio de cada curso y tomo. *Socios 1.500 Ptas., no socios 2.500 Ptas.*

Curso "Dosimetría de los haces de electrones". SEFM. Sevilla 1994.

Curso "Braquiterapia: bases físicas y dosimetría". Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa. Facultad de Medicina de la Universidad de Zaragoza. SEFM. Zaragoza 1995.

Curso "Física de las radiaciones aplicadas a la radioterapia clínica". Instituto Oncológico AERO/SEFM. San Sebastián 1995.

Curso "Control de calidad de instrumentación en Medicina Nuclear". Hospitales Universitarios La Paz y Ramón y Cajal. Madrid 1996 (Fascículos).

Curso "Física de las radiaciones aplicadas a la radioterapia". Valladolid 1997.

Curso "Incertidumbre y tolerancias en la dosimetría en Radioterapia". Oviedo 1997. página web: <http://med.unex.es/FisMed/sefm/cursoincertidumbres/titulo.html>

"I Curso de Introducción a las técnicas de Monte Carlo en Física Médica". Barcelona 1997.

Curso "Planificación 3D". Cádiz 1997.

"Small Field Dosimetry in Radiosurgery" Baeza. 1999.

"III Curso sobre Física de las Radiaciones Aplicadas a la Radioterapia Clínica". AERO/ SEFM Barcelona. 1999.