

Co-60 frente a Ir-192 en braquiterapia de alta tasa de dosis: comparación científica y técnica



Michael Andrassy

Físico médico,
Eckert & Ziegler
BEBIG.



Yury Niatsetsky

Físico médico,
Nucletron,
compañía
de Elekta.



José Pérez-Calatayud

Físico médico,
Hospital UP
La Fe
en Valencia.

En este debate intervienen por orden alfabético: Michael Andrassy, Yury Niatsetski y José Pérez-Calatayud.

Michael Andrassy, es físico médico. Trabaja en la compañía Eckert & Ziegler BEBIG desde el año 1997. En la actualidad ocupa el puesto de Responsable de Proyectos de Investigación y Desarrollo sobre dispositivos médicos y aplicaciones de los isótopos para braquiterapia, incluyendo los equipos de carga diferida para braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) y las técnicas de soldadura láser. Michael Andrassy es también investigador de un proyecto internacional liderado por Varian Medical Systems. Tiene varios trabajos publicados en revistas científicas y es consultor de diversos organismos internacionales.

Yury Niatsetsky, es físico médico y Director del Departamento de Física y Desarrollo Avanzado en Nucletron, una compañía de Elekta. Trabaja en proyectos de investigación para el desarrollo de nuevas tecnologías (algoritmos de cálculo de dosis basados en modelos, equipos de carga diferida remota, nuevas fuentes de braquiterapia, aplicadores).

José Pérez-Calatayud es el *moderador* de esta controversia y responsable de establecer los aspectos que deben cubrir ambos participantes. Es físico médico del Hospital UP de La Fe en Valencia, coordinador del Grupo de Trabajo sobre Braquiterapia de la SEFM y coordinador del Grupo de Trabajo de Dosimetría en Braquiterapia en Alta Energía de la AAPM-ESTRO. Tiene más de 90 publicaciones entre revistas nacionales e internacionales y ha sido autor o coautor de 9 capítulos de libros. Ha participado en más de 20 proyectos de investigación.

Motivación y planteamiento de la comparación

Tradicionalmente, los equipos de carga diferida de alta tasa de dosis (HDR) se han basado en Ir-192. La elevada actividad específica de este isótopo posibilita el uso intersticial de fuentes muy pequeñas a pesar de su periodo de semidesintegración. La sustitución de la fuente se realiza habitualmente cada 3 ó 4 meses a fin de mantener los tiempos de tratamiento dentro de los límites exigidos en la práctica clínica y también debido al máximo número de entradas-salidas recomendado por el fabricante. Recientemente, se han introducido en la clínica nuevos equipos de carga diferida de alta tasa de dosis con Co-60 en lugar de Ir-192; la última versión de estos equipos de carga diferida se proporciona con fuentes de igual tamaño que las de Ir-192 que ya están siendo utilizadas en algunos centros con una clara tendencia a

ir en aumento. De hecho, estas fuentes han sido incluidas en el último Informe AAPM-ESTRO¹ junto con recomendaciones sobre la metodología a seguir en la dosimetría y se han incluido asimismo datos dosimétricos de consenso para las dos fuentes comercializadas en la actualidad. Los fabricantes de las fuentes de Co-60 apelan a las importantes ventajas económicas asociadas a esta fuente debido a su periodo más largo y a la nueva tecnología que posibilita una menor frecuencia de sustitución.

En la comunidad de física médica no existe una posición clara sobre las ventajas y desventajas de estos dos tipos de fuentes de cara a su futura utilización en las unidades de HDR. La *Revista de Física Médica* ha decidido dedicar la sección de Controversias de este número a la discusión de este tema, que consideramos del máximo interés. Para clarificar esta cuestión hemos invitado a dos especialistas de gran prestigio en este campo. Ambos ocupan puestos importantes en sus res-

* Pueden enviarse sugerencias sobre temas a debatir a la coordinadora de la sección: Margarita Chevalier
Email: chevalier@med.ucm.es

pectivas compañías y participan de forma directa en la investigación sobre equipos de carga diferida para braquiterapia. Además colaboran en diversas actividades científicas relacionadas con la braquiterapia al margen de sus compañías. A favor de las fuentes de HDR de Co-60 participa Michael Andrásy de Eckert & Ziegler BEBIG y a favor de la competitividad de las fuentes de HDR de Ir-192 respecto a las de Co-60 interviene Yury Niatsetsky Nucletron, una compañía de Elekta.

Los aspectos específicos propuestos para el debate son de tipo económico (frecuencia de sustitución de la fuente, mantenimiento, blindaje de la sala, auto-protección de la unidad de HDR), dosimetría en el volumen de tratamiento (S_K requerida para la misma tasa de dosis en agua, función radial de dosis, comparación de la constante de tasa de dosis), calibración (laboratorios acreditados, cámaras de pozo para usuarios, trazabilidad de patrones), dosis a los órganos de riesgo fuera del volumen tratado (dosis periférica) y procedimientos de emergencia.

A favor de las fuentes de HDR de Co-60 frente a las fuentes de Ir-192

**Michael Andrásy,
Eckert & Ziegler BEBIG, Germany**

La historia de la radioterapia está asociada con el uso de un número muy limitado de radionucleidos. En los años 1950-60, en los que se abrió la posibilidad de producir isótopos por activación con neutrones, el Co-60 vino a complementar al Cs-137 como nucleido estándar en radioterapia². Su aplicación ha sido estudiada en muchos países de todo el mundo forjando una experiencia clínica muy amplia tanto en teleterapia como en braquiterapia. Resumiendo, desde ese momento se han utilizado en el ámbito clínico varios cientos de equipos de carga diferida de HDR con fuentes de Co-60, sobre todo en aplicaciones ginecológicas.

El desarrollo técnico de fuentes con actividad específica alta es el punto de partida de los equipos de carga diferida remota. Los datos clínicos y los conceptos de dosis impartida para lograr resultados equivalentes en aplicaciones de baja tasa de dosis (LDR) y alta tasa de dosis (HDR) han sido elaborados empleando también fuentes de Co-60³. En la década de los años 70, la fabricación de fuentes de Ir-192 miniaturizadas desplazó las preferencias del mercado hacia este nucleido. Su menor tamaño junto con el diámetro de la fuente han posibilitado el desarrollo de nuevas modalidades de aplicación, como por ejemplo la terapia intersticial, así como la optimización de las dosis gracias a la tecnología "de irradiación por pasos". Paralelamente, la extrapolación a las fuentes de Ir-192 de la experiencia ganada con los radionucleidos tradicionalmente usados en braquiterapia se fundamentó en la similitud de las distribuciones de dosis absorbidas.

La llegada hace pocos años de la fuente de Co-60 con actividad específica aumentada ha facilitado el diseño de fuentes miniaturizadas similares a las fuentes convencionales de Ir-192. Los aplicadores son iguales en forma y tamaño y las técnicas de aplicación son equivalentes en ambas terapias. Solo en los casos excepcionales de aplicadores con blindaje interno es necesario modificar su diseño para poder usarlos con fuentes de Co-60. El material activo de cobalto dentro de la fuente tiene las mismas dimensiones que en el caso del iridio, y esto supone una ventaja considerando el mayor valor de la constante de tasa de kerma en aire del Co-60. La actividad requerida para obtener una intensidad determinada con la fuente de Co-60 es menor que la necesaria para Ir-192 (1 GBq de Co-60 es equivalente a 2.77 GBq de Ir-192). Los valores nominales de actividad que actualmente están disponibles en el mercado son 370 GBq para Ir-192 y 74 GBq para Co-60 (modelo Co0.A86, Eckert & Ziegler BEBIG). Si se considera que el tiempo de operación está limitado a un periodo de semidesintegración para el Co-60 y a tres meses para el Ir-192, el tiempo de irradiación es en promedio solo 1.7 veces mayor con la fuente de cobalto. Esto significa que la prolongación en tiempos de irradiación, dentro del orden de minutos, no extiende significativamente el tiempo total del procedimiento.

De acuerdo con el formalismo del TG-43, han de considerarse las diferencias en el espectro de fotones de ambos nucleidos para analizar sus distribuciones de dosis en agua. El espectro del Co-60 se caracteriza por tener una energía media más alta (1.25 MeV) que el del Ir-192 (0.355 MeV). Por tanto, el valor final de la dosis absorbida en agua incluye diferentes contribuciones debidas a los efectos fotoeléctrico y Compton. Esto queda ilustrado por diferencias apreciables en las funciones radiales de dosis, en las que para el Co-60 se obtienen valores inferiores a las del Ir-192 en varios puntos porcentuales (modelo mHDRv2, Elekta Nucletron) para distancias de hasta 20 cm^{4,5}. Sin embargo, la comparación de las distribuciones de dosis completas de ambas fuentes no evidencia diferencias clínicas relevantes debido a que la ley $1/r^2$ es claramente el factor físico dominante en braquiterapia.

Además de la interacción de los fotones con el agua es importante la comparación de las funciones de anisotropía que revela una absorción menor en el núcleo y cápsula para el Co-60. Este efecto, que puede ser interpretado como una ventaja a favor del Co-60, tiene pocas consecuencias prácticas frente a la complejidad de la planificación del tratamiento.

La cuestión sobre si la mayor energía de los fotones del Co-60 podría aumentar el riesgo de los órganos más distantes es difícil de contestar. Basándose en los datos recientes del TG-43, la tasa de dosis del Co-60 se hace igual a la del Ir-192 a una distancia de aproximadamente 25 cm, distancia a la cual su valor ya ha disminuido al 0.2% con respecto al de 1 cm. Sin embargo, el volu-

men integral permanece todavía por debajo del correspondiente al Ir-192 hasta distancias mucho mayores.

Las características ya mencionadas sobre los efectos debidos a la absorción y dispersión de la radiación del Co-60 tienen otras consecuencias: los efectos de atenuación en los aplicadores y agentes de contraste son reducidos en comparación con los de la fuente de Ir-192. Además, el efecto de sobrestimación de la dosis del TG-43 cerca de las superficies agua - aire es menor para el Co-60 que para el Ir-192. En casos importantes, debemos por tanto esperar menos desviaciones con respecto a la realidad en la planificación del tratamiento realizado con un *software* basado en las hipótesis del TG-43.

La relación entre la dosis impartida en tejido y la dosis en agua evidencia diferencias menores en comparación con el Ir-192. Por ejemplo, la dosis en tejido adiposo debida al Co-60 es un 0.4% más alta, pero un 0.8% más baja para el recto. La mayor diferencia encontrada es en tejido pulmonar (densidad 0.26 g cm^{-3}) con una discrepancia del 2.1%. En la práctica de la radioterapia estas diferencias son, no obstante, despreciables⁶.

La principal ventaja de considerar el Co-60 para un uso extensivo en los equipos de carga diferida en la braquiterapia moderna está en los aspectos logísticos, así como en la simplificación que supone su mayor periodo ($T_{1/2}=5.27$ años), de forma que Eckert & Ziegler BEBIG recomienda sustituir estas fuentes en intervalos de aproximadamente 5 años. Considerando que los equipos de carga diferida con Ir-192 tienen una vida útil del orden de tres meses, 20 sustituciones de esta fuente equivaldrían a una de Co-60.

El uso prolongado de un equipo de carga diferida con fuente de Co-60 presenta exigencias mayores en lo relativo a la tecnología y resistencia al desgaste. Eckert & Ziegler BEBIG certifica la integridad de su fuente de Co-60 cuando se usa con aplicadores de su propia marca con una fiabilidad de 100 000 ciclos de entradas-salidas de la fuente. Este valor de seguridad se basa en una prueba de esfuerzo que ha mostrado un margen que excede en varias veces al valor anterior. De acuerdo con nuestra experiencia, este límite no se alcanzó ni una sola vez en 5 años de vida útil. Sin embargo, el usuario puede planificar la sustitución de la fuente de acuerdo con la información sobre el estado real del valor de su número de transferencias, no pudiendo comenzar una nueva irradiación por encima del límite.

Unido a los ahorros económicos, puede haber un ahorro importante de esfuerzos en los trámites aduaneros, transporte y gestión de residuos. La experiencia habida en algunos países ha mostrado que la importación de fuentes de radiación con una programación precisa de fechas puede ser difícil y esto es menos crítico con las fuentes de Co-60.

No debe obviarse que la instalación de una fuente de una unidad de Co-60 requiere una inversión mayor en aspectos de protección radiológica, de forma que los

pros y contras han de sopesarse en cada situación particular. Sin embargo, muy frecuentemente la braquiterapia se beneficia de instalaciones básicas preexistentes diseñadas para alojar unidades de teleterapia, aceleradores e incluso aplicaciones con radio. En el caso de proyectos de nueva construcción, los costes parciales del blindaje de las unidades de carga diferida de Co-60 son moderados o insignificantes. La experiencia adquirida en casi 200 instalaciones indica que el balance económico fue siempre positivo y que los aspectos relativos al blindaje no han sido nunca motivo de exclusión.

El aspecto siguiente puede tener un interés particular para instalaciones con una carga de trabajo alta: la disponibilidad del equipo de carga diferida es más alta y se reduce el tiempo dedicado por el físico a los procedimientos de control de calidad requeridos en la sustitución de la fuente en comparación con los de Ir-192. Se ha estimado que una fuente de Ir-192 requiere un 40% más de dicho tiempo en comparación con el Co-60⁷.

En relación con la disponibilidad de instrumentación para control de calidad, no hay diferencias prácticas con respecto al Ir-192. Los detectores pueden ser calibrados para ambos nucleidos, Co-60 e Ir-192, con trazabilidad a los estándares primarios adecuados del PTB (Alemania) o NIST (EE. UU.). Los factores de calibración del Co-60 establecidos por los laboratorios de calibración acreditados se basan en medidas con Ir-192 utilizando correcciones apropiadas por la calidad del haz.

En conclusión: la reciente introducción de las fuentes de Co-60 miniaturizadas por Eckert & Ziegler BEBIG supone el renacimiento del uso de este nucleido en el campo de la braquiterapia HDR. Especialistas clínicos han calificado el empleo del Co-60 en los equipos de carga diferida modernos como equivalente al empleo del Ir-192. Sus investigaciones muestran que no hay diferencias significativas entre ambos isótopos en relación con las dosis prescritas, la planificación del tratamiento o las distribuciones de isodosis para la cobertura del volumen blanco y las dosis en los órganos de riesgo. Más allá de esto, existen aspectos económicos que hacen de este nucleido una opción interesante para instalaciones de todo el mundo.

A favor de la competitividad de las fuentes de HDR de Ir-192 frente a las fuentes de Co-60

**Yury Niatsetski,
Nucletron, una compañía de Elekta,
Veenendaal, The Netherlands**

Las fuentes de Co-60 e Ir-192 se utilizan en braquiterapia de alta tasa de dosis desde hace muchos años. William Myers realizó en junio de 1948 la primera publicación sobre el uso del Co-60 en forma de agujas radiactivas^{8,9}. El empleo de fuentes de iridio en braquiterapia data del año 1958, en que Ulrich Henschke las usó

en forma de semillas y, posteriormente, desde comienzo de los años 1960, se utilizaron principalmente en forma de alambres⁹. Ambos isótopos han sido posteriormente empleados como fuentes de los equipos de carga diferida remota con formas diferentes (esferas, semillas, alambres, etc.). El Ir-192 ha ganado una mayor popularidad debido a su alta actividad específica⁹ y, sobre todo, tras la introducción en el mercado de los primeros equipos de carga diferida remota con fuentes de HDR en miniatura. Este invento posibilitó aplicar la braquiterapia tanto en tratamientos intracavitarios como intersticiales. Recientemente se ha comercializado un equipo de carga diferida remota con una fuente de Co-60 de iguales dimensiones que las fuentes de Ir-192⁴, que ofrece las mismas posibilidades de tratamientos de braquiterapia.

En los siguientes apartados se hace una comparación de ambos isótopos con respecto a su empleo en equipos de carga diferida remota.

La máxima actividad específica del Co-60 (41.91 GBq/mg) es mucho menor que la asociada al Ir-192 (340.98 GBq/mg)⁹ y, por tanto, a igualdad de masa, la actividad de la fuente de Co-60 es menor que la de Ir-192. Usualmente, las fuentes de Ir-192 son suministradas por los fabricantes con una actividad inicial de 370 GBq (10 Ci), mientras que las fuentes de Co-60 tienen solamente 74 GBq (2 Ci). La constante de tasa de kerma en aire del Co-60 es mayor que la de Ir-192 (0.306 frente a 0.110 mGy m²/h/MBq)⁹, de forma que la diferencia en intensidad de las fuentes es menor: 22 645 frente a 40 820 cGy cm²/h. Por tanto, a igualdad de intensidad inicial, el tiempo de tratamiento para el mismo plan es aproximadamente 1.8 veces más corto con la fuente de Ir-192 que con la de Co-60.

Tanto la fuente de Co-60 como la de Ir-192 son fuentes emisoras de fotones de alta energía¹. Sin embargo, su espectro de energías es distinto con energías medias de 1.253 MeV y 0.355 MeV respectivamente⁹. Esta diferencia tiene, en primer lugar, influencia en la protección radiológica. Cuanto mayor es la energía, mayor espesor ha de tener el blindaje para apantallar tanto la sala de tratamientos como la propia unidad. Por tanto, una unidad de tratamiento de Co-60 demanda medidas de seguridad mucho más exigentes. Los valores de las capas hemirreductora (CHR) y decimorreductora (CDR) se utilizan para describir el poder de apantallamiento de un cierto material. La CHR del plomo para el Co-60 es 12 mm frente a 3 mm para el Ir-192, es decir, un factor 4 veces mayor⁹.

En una reciente publicación del grupo de trabajo GEC-ESTRO BRAPHYQS¹⁰, se proporciona información detallada sobre materiales de blindaje de instalaciones de braquiterapia considerando las características de incidencia oblicua de la radiación sobre las paredes y puerta, variación espectral con el espesor de la barrera y haz ancho asociadas a una geometría realista. Los resultados para los materiales de blindaje habituales se expresan en términos de los valores de las capas

hemirreductora en el equilibrio (CHR_e) y decimorreductora en el equilibrio (CDR_e) junto con los tradicionales valores para las CHR₁ y CDR₁. También se presentan resultados gráficos que posibilitan el cálculo del espesor de material necesario para proporcionar un determinado nivel de protección. El espesor de los materiales para el blindaje de las fuentes de Co-60 es mucho mayor que el requerido para las fuentes de Ir-192. Por ejemplo, los valores de la CDR_e (CDR₁) en mm para hormigón son 210 (276) frente a 139 (180) y para vidrio plomado son 74 (86) frente a 47 (24) respectivamente. Por tanto, en general, las salas de tratamiento diseñadas para equipos de carga diferida de Ir-192 no son necesariamente adecuadas para los equipos de Co-60, que exigen un blindaje adicional con la consiguiente inversión.

La diferencia en la energía media de los fotones de ambas fuentes no es significativa cuando las distribuciones de dosis se calculan de acuerdo con el formalismo del TG-43 de la AAPM, en términos de dosis en agua en el seno de agua^{11,12} tal y como se ha demostrado para el caso de una fuente simple y un aplicador ginecológico típico¹³. Sin embargo, el blindaje de los aplicadores no será suficiente si se utilizan con fuentes de Co-60 y han sido diseñados para fuentes de Ir-192. Por tanto, en este caso, el aplicador ginecológico tendría que ser rediseñado. Lo mismo sucedería en el caso de los aplicadores blindados para piel (tipo Leipzig o Valencia) cuya capacidad de apantallamiento tampoco es suficiente para su empleo con fuentes de Co-60. En este caso, la adaptación del aplicador a esta fuente exigiría un mayor grosor del blindaje volviéndolo demasiado pesado.

Cabe señalar que los cálculos de dosis con corrección para (i) heterogeneidades del cuerpo del paciente, (ii) ausencia de radiación dispersa debido a la pérdida de tejido próximo a la superficie del paciente y (iii) aplicador y material de blindaje, son solo posibles siguiendo las recomendaciones recientemente publicadas por el TG-186 de la AAPM para algoritmos de cálculo de dosis basados en "modelos"¹⁴. Para evaluar con mayor precisión las diferencias entre las dos fuentes sería conveniente realizar una comparación de planes clínicos típicos para distintas partes del cuerpo empleando los algoritmos de cálculo de dosis basados en "modelos" o por simulación Monte Carlo (MC).

La estimación de los valores de dosis integral en órganos alejados del volumen de tratamiento puede hacerse a partir de los resultados de Veselaar et al¹⁵, que investigaron dichos valores para grandes distancias y distintos tipos de fuentes de braquiterapia, incluidas las de Co-60 e Ir-192. Para distancias de hasta 20 cm, los valores de dosis asociados a Ir-192 son ligeramente mayores que los de Co-60 (razón igual a 1.14 a 10 cm y 1.05 a 20 cm), pero a distancias superiores a 25 cm se invierte la situación y los valores de dosis debidos al Co-60 son más altos (razón igual a 1.16 a 30 cm, 1.68 a 45 cm y 2.57 a 60 cm). Estos resultados sugieren un valor de dosis

integral mayor para el Co-60 que deberá ser considerado para estimar las dosis en órganos sanos distantes.

La sustitución de la fuente de Ir-192 tras un tiempo igual a un periodo constituye una práctica clínica habitual debido a que, de hacerlo más tarde, su intensidad se reduciría demasiado alargándose en exceso los tiempos de tratamiento. Como ya ha sido mencionado, la intensidad inicial de la fuente de Co-60 coincide aproximadamente con la que tiene el Ir-192 en el momento de su sustitución. Por tanto, es importante considerar el reemplazo de la fuente de Co-60 cada dos años, periodo tras el cual la fuente tiene todavía el 77% de su actividad inicial. Partiendo de una misma intensidad inicial, una sustitución de una fuente de Co-60 después de un periodo equivale a 26 sustituciones de una fuente de Ir-192 (es decir, 5.27×365.25 días/73.83 días). Puesto que la intensidad inicial del Ir-192 es doble que la de la fuente de Co-60, un reemplazo de esta última tras un periodo equivaldría en la práctica clínica a 13 sustituciones de la fuente de Ir-192. Así pues, sustituir la fuente de Co-60 cada dos años sería equivalente a 7 sustituciones de la fuente de Ir-192, siempre que la intensidad inicial de la fuente de Ir-192 tenga doble valor que la de Co-60 y la intensidad de las fuentes en el intercambio sea la misma.

Los fabricantes garantizan un determinado número de entradas-salidas de la fuente. En el caso de la fuente de Ir-192, este número no será alcanzado ni en el caso en que la sustitución de la fuente se realice cada 6 meses. Respecto a la fuente de Co-60, dicho número no sería motivo de preocupación en hospitales que traten pocos pacientes a la semana. Sin embargo, sí puede convertirse en un problema importante en hospitales que traten muchos pacientes al día utilizando de 3 a 20 catéteres por fracción. Supóngase que se tratan 8 pacientes por día con un número promedio de 9 canales por fracción (mezcla de tratamientos de HDR ginecológicos y de próstata). Esto significa 72 entradas-salidas de fuente por día, aproximadamente 21600 por año (300 días) y 108000 en 5 años, lo que excede el número máximo garantizado (100000 actualmente). Si no se quiere sobrepasar el número de 100000 en 5 años, un equipo de carga diferida tendría que tratar 24 fracciones al día en un tratamiento típico ginecológico (3 canales) y 4 fracciones por día en un tratamiento típico de próstata (18 canales). Una solución para no superar este número máximo es sustituir la fuente de Co-60 más a menudo, por ejemplo, cada 3-4 años. La disponibilidad de información en relación al número de entradas-salidas es esencial para el usuario.

En conclusión: en la actualidad, la gran mayoría de los tratamientos de braquiterapia de HDR intersticiales, intraluminales e intracavitarios que se realizan con equipos de carga diferida remota emplean fuentes de Ir-192. Además, todos los datos clínicos recientes se han obtenido a partir de tratamientos hechos con esta fuente. Cuando se utilice un equipo de carga diferida

con la fuente de Co-60 es importante tener presentes los siguientes aspectos:

- La intensidad inicial de la fuente de Co-60 es aproximadamente la misma que la intensidad de una fuente de Ir-192 en el momento de su sustitución. Por tanto, el tratamiento será más largo.
- El número máximo de entradas-salidas de fuente que se garantizan para los equipos de carga diferida remota con Co-60 comercialmente disponibles es 100 000. Una fuente de Co-60 puede llegar a este valor antes de su sustitución al haber transcurrido un periodo. Por tanto, el número de entradas-salidas de fuente deberá restringirse al máximo permitido. A la luz de la creciente duración de los tratamientos y del elevado número de usos, puede ser conveniente reemplazar la fuente cada 2-3 años.
- Los aplicadores blindados diseñados para el Ir-192 han de ser modificados para ser empleados con Co-60 si se quiere obtener la misma reducción de dosis. Esta modificación podría no ser posible en el caso de los aplicadores para piel debido al excesivo grosor de la pared.
- El blindaje de la sala de tratamientos deberá ser adaptado a la energía más alta de las fuentes de Co-60.

A la luz de las anteriores observaciones, el uso de fuentes de Co-60 podría considerarse con el objetivo de reducir las sustituciones de las fuentes y, en consecuencia, los costes operacionales aceptando tratamientos de mayor duración. El uso de estas fuentes también supondría una simplificación del transporte de material radiactivo y de los aspectos regulatorios.

Conclusiones y comentarios

José Pérez-Calatayud, Hospital La Fe (Valencia)

En las secciones anteriores, ambos participantes han indicado de forma clara los argumentos para ambas soluciones de la HDR. Son temas bien conocidos en la práctica clínica, algunos de los cuales requieren una mayor investigación.

Desde el punto de vista de los aspectos económicos, queda fundamentado que la HDR con Co-60 es una opción a tener en cuenta en las aplicaciones de braquiterapia, con el mismo rendimiento técnico que la HDR con Ir-192.

Entre los aspectos más importantes en los que las diferencias pueden ser significativas se encuentra la comparación entre los requisitos económicos frente a los clínicos. La eficiencia económica difiere en función de que se esté planificando una nueva instalación o se esté modificando una instalación preexistente, aún en el caso en que se vaya a utilizar para HDR un búnker diseñado para radioterapia externa. Los argumentos de ambos autores indican que las ventajas económicas del Co-60 frente al

Ir-192 han de ser sopesadas por los requisitos de la carga de trabajo, teniendo presente los periodos de las dos fuentes, la mayor duración de los tratamientos con Co-60 y el número máximo permisible de entradas-salidas.

Ambas fuentes originan distribuciones de dosis similares dentro del volumen de tratamiento por lo que las herramientas de optimización y de planificación inversa proporcionan resultados similares. Es necesario estimar el impacto clínico en los formalismos que no se apoyan en el TG-43. Los modernos algoritmos para el cálculo de dosis en los Sistemas de Planificación de Tratamientos (TPS) deben poder predecir las distribuciones de dosis resultantes de acuerdo con las recomendaciones del TG-186¹⁴. Es necesaria una mayor investigación en esta área para tener una mejor comprensión de las desviaciones respecto a los datos medidos o calculados con MC. Por el momento, solo existe un TPS comercializado con un modelo de fuente de Ir-192 para HDR capaz de realizar cálculos adecuados que tienen en cuenta el defecto de dispersión, la heterogeneidad del tejido y el blindaje.

Fuera del volumen de tratamiento, las comparaciones de dosis en los órganos periféricos de riesgo demuestran que existe un comportamiento opuesto para distancias al volumen de tratamiento cortas (dosis Ir-192 > dosis Co-60) en contraste con el comportamiento que se tiene para distancias grandes (dosis Ir-192 < dosis Co-60) tal y como se muestra en el estudio de Venselaar et al¹⁵. En un estudio reciente de Candela et al¹⁶ se han calculado mediante MC las dosis a los órganos en un maniquí de referencia para un implante típico de próstata; Para los órganos más cercanos considerados, las dosis equivalentes dadas con Co-60 resultan menores (8%-19%) que para el caso de Ir-192. Sin embargo, al aumentar la distancia, el Co-60 produce dosis equivalentes mayores. Los resultados globales, según los autores, muestran que la dosis efectiva en el caso de Co-60 es aproximadamente un 18% menor que en el caso de Ir-192.

Las propiedades de los elementos del blindaje de un aplicador son, por supuesto, diferentes entre el Co-60 y el Ir-192 debido a la mayor energía del Co-60. En algunos casos, la reducción de dosis periférica hace necesario un nuevo diseño del aplicador. Puede ser menos importante en un colpostato blindado, por ejemplo, ya que su uso está cada vez más limitado debido a las mejoras en dosimetría, capacidad del aplicador (adición de un componente intersticial) y las técnicas de imagen guiada por RM en braquiterapia ginecológica.

La instrumentación para control de calidad usada en HDR con la fuente de Ir-192 es compatible con la fuente de Co-60. Actualmente, está bien establecida la trazabilidad de la calibración de la fuente de Ir-192 (desde los laboratorios acreditados hasta los usuarios a nivel hospitalario). Para la fuente de Co-60, el actual fabricante junto con el instituto alemán de metrología (PTB) proporcionan cámaras de pozo trazables calibradas para usuarios a nivel hospitalario. Las sociedades científicas,

tales como la AAPM y la ESTRO, están elaborando nuevas recomendaciones para la HDR con Co-60.

Bibliografía

1. Pérez-Calatayud J, Ballester F, Das RK, DeWerd LA, Ibbot GS, Meigooni AM, et al. Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO. *Med Phys* 2012;39:2904-29.
2. Henschke UK, Hilaris BS, Mahan GD. Remote afterloading with intracavitary applicators. *Radiology* 1964;83:344-5.
3. Shigematsu Y, Nishiyama K, Masaki N, Inoue T, Miyata Y, Ikeda H, et al. Treatment of carcinoma of the uterine cervix by remotely controlled afterloading intracavitary radiotherapy with high-dose rate: a comparative study with a low-dose rate system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1983;9:351-6.
4. Granero D, Pérez-Calatayud J, Ballester F. Dosimetric study of a new Co-60 source used in brachytherapy. *Med Phys* 2007;34:3485-8.
5. http://vali.physics.carleton.ca/clrp/seed_database/Ir192_HDR/microSelectron_v2/
6. Richter J, Baier K, Flentje M. Comparison of Co-60 and Ir-192 sources in high dose rate afterloading brachytherapy. *Strahlenther Onkol* 2008;4:187-92.
7. Palmer A, Mzenda B, Hatman O, Hosseini-Ashrafi M. The physics, economics and clinical use of Co-60 for high dose rate brachytherapy, Poster IPEM Biennial RT meeting 2010, Cardiff 2010.
8. Myers WG. Radioactive needles containing cobalt-60. *Science* 1948;107:621.
9. Baltas D, Sakelliou L, Zamboglou N. The physics of modern brachytherapy for oncology. New York: Taylor & Francis; 2007.
10. Papagiannis P, Baltas D, Granero D, Perez-Calatayud J, Gimeno J, Ballester F, Venselaar J. Radiation transmission data for radionuclides and materials relevant to brachytherapy facility shielding. *Med Phys* 2008;35:4898-906.
11. Nath R, Anderson LL, Luxton G, Weaver KA, Williamson JF, Meigooni AS. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. *Med Phys* 1995;22:209-34.
12. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Huq MS, Ibbot GS, et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys* 2004;31:633-74.
13. Strohmaier S, Zwierzchowski G. Comparison of ⁶⁰Co and ¹⁹²Ir sources in HDR brachytherapy. *J Contemp Brachyther* 2011;3:199-208.
14. Beaulieu L, Carlsson Tedgren A, Carrier JF, Davis SD, Mourada F, Rivard MJ, et al. Report of the Task Group 186 on model-based dose calculation methods in brachytherapy beyond the TG-43 formalism: Current status and recommendations for clinical implementation. *Med Phys* 2012;39:6208-36.
15. Venselaar JL, van der Giessen PH, Dries WJ. Measurement and calculation of the dose at large distances from brachytherapy sources: Cs-137, Ir-192 and Co-60. *Med Phys* 1996;23:537-43.
16. Candela C, Pérez-Calatayud J, Ballester F, Rivard MJ. Calculated organ doses using Monte Carlo simulations in a reference male phantom undergoing HDR brachytherapy applied to localized prostate carcinoma, *Med Phys* 2013;40, in press.