

Tratamiento de pacientes en radioterapia con marcapasos o desfibriladores automáticos implantables

Management of radiation oncology patients with implanted cardiac pacemakers or implantable cardioverter defibrilators

Guadalupe Martín Martín

Hospital U. de Fuenlabrada. Servicio de Radioterapia.

Fecha de Recepción: 12/11/2012 - Fecha de Aceptación: 25/11/2012

El aumento de la esperanza de vida junto con el desarrollo tecnológico de las últimas décadas ha dado lugar a un incremento en el número de pacientes que requieren implantes de marcapasos o desfibriladores automáticos implantables a nivel mundial.

Debido a los factores de riesgo en común entre las enfermedades coronarias y el cáncer, se prevé también un aumento del número de pacientes con dispositivos cardiacos implantados para los que estará indicado el tratamiento de radioterapia. En 1994 la Asociación Americana de Física Médica (AAPM) publicó un informe en el que se daba una guía para el tratamiento de pacientes en radioterapia con marcapasos implantados. La incorporación de nuevas tecnologías, tanto en las unidades de radioterapia como en la fabricación de los propios dispositivos cardiacos, ha mostrado la necesidad de un protocolo actualizado para el tratamiento radioterápico de estos pacientes.

En este trabajo se ha hecho una recopilación de los estudios posteriores al informe de la AAPM, analizando los efectos no estudiados con anterioridad tales como el de la tasa de dosis, la radiación dispersa, las interferencias electromagnéticas o los fallos aleatorios producidos por neutrones y protones. De forma adicional, se analizan las últimas recomendaciones dadas de los fabricantes y, finalmente, se proporcionan unas indicaciones a modo de guía actualizada para el tratamiento de pacientes con marcapasos y desfibriladores implantados en radioterapia.

Palabras clave: marcapasos, desfibrilador automático implantable, radioterapia, fallo por radiación, precauciones.

The increase in life expectancy along with the technological development in the last decades has resulted in an increase in the number of patients requiring pacemaker implants or implantable cardioverter defibrillators worldwide. An increase in the number of patients with implanted cardiac devices in radiotherapy is also expected due to the risk factors in common between heart disease and cancer. In 1994 the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) released a report about the management of radiation oncology patients with implanted cardiac pacemakers. The addition of new technologies, both in radiotherapy units and in the manufacturing process of heart devices, has shown the need for an updated protocol for the management of these patients.

In this work, the most important articles published after the report of the AAPM have been compiled, in order to analyze the effects not previously studied such as dose rate, scattered radiation, electromagnetic interference or random failures produced by neutrons and protons. Additionally, the latest recommendations given by the manufacturers have been analyzed and, finally, some indications are given as an updated guide for the management of radiation oncology patients with pacemakers or cardioverter defibrillators implanted.

Key words: pacemaker, implantable cardioverter defibrillator, radiation therapy, radiation damage, precautions.

* Correspondencia
Email: guadalupe.martin@salud.madrid.org

Introducción

En las últimas décadas se ha producido un importante aumento en el número de implantes de marcapasos y desfibriladores automáticos implantables (desfibriladores a partir de ahora) en todo el mundo (véase la fig. 1). Según el Banco Nacional de Datos de Marcapasos (BNDM)* y el Registro Español de Desfibriladores Automáticos Implantables¹, se estima que en el año 2010 se implantaron en España unos 34700 marcapasos (738 por millón de habitantes) y unos 4600 desfibriladores (100 por millón de habitantes). Debido al solapamiento entre los factores de riesgo de las enfermedades coronarias y del cáncer (aumento de edad, tabaquismo, malos hábitos alimenticios y vida sedentaria^{2,3}), es de esperar que exista un cierto número de pacientes con dispositivos cardiacos para los que esté indicada la radioterapia. Aunque este número sea relativamente pequeño, es necesario prestar especial atención a estos/as pacientes, ya que podrían presentar un problema de salud potencialmente letal como consecuencia del fallo de su dispositivo cardiaco debido al tratamiento de radioterapia.

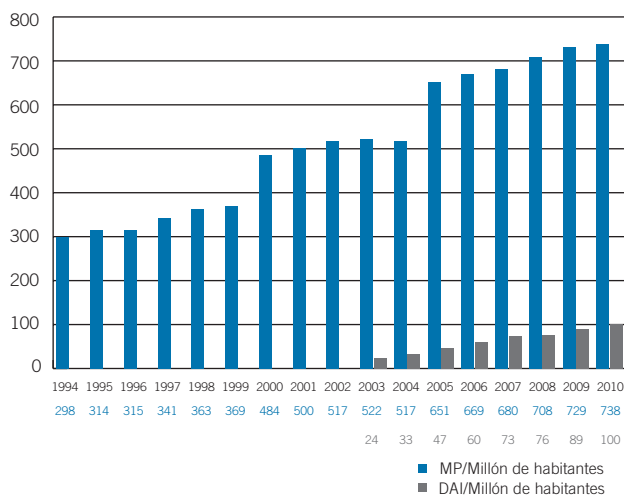


Fig. 1. Evolución del número de implantes de marcapasos y desfibriladores (DAI) en España por millón de habitantes. Fuentes: Banco Nacional de Datos de Marcapasos (BNDM) y Registro español de DAI.

La Asociación Americana de Física Médica (AAPM) publicó en el año 1994 unas recomendaciones para el tratamiento de pacientes con marcapasos durante el tratamiento de radioterapia⁴, que solo incluían marcapasos de primera generación. Desde entonces, no se ha publicado ninguna revisión formal de estas recomendaciones ni ninguna guía oficial actualizada al respecto. En el presente trabajo se ha realizado una

revisión de las últimas publicaciones para evaluar los hallazgos más recientes en este campo. El objetivo final es crear unas recomendaciones actualizadas para el tratamiento de pacientes con marcapasos y desfibriladores en radioterapia, hasta que el grupo de trabajo de la AAPM TG-203 creado para este fin, emita su nuevo protocolo actualizado previsto para finales del año 2013[†].

Mecanismos de daño en los dispositivos cardiacos

Tanto los marcapasos como los desfibriladores son dispositivos eléctricos que pueden estimular las aurículas o ventrículos del corazón para regular el ritmo cardiaco. Los desfibriladores son de mayor tamaño

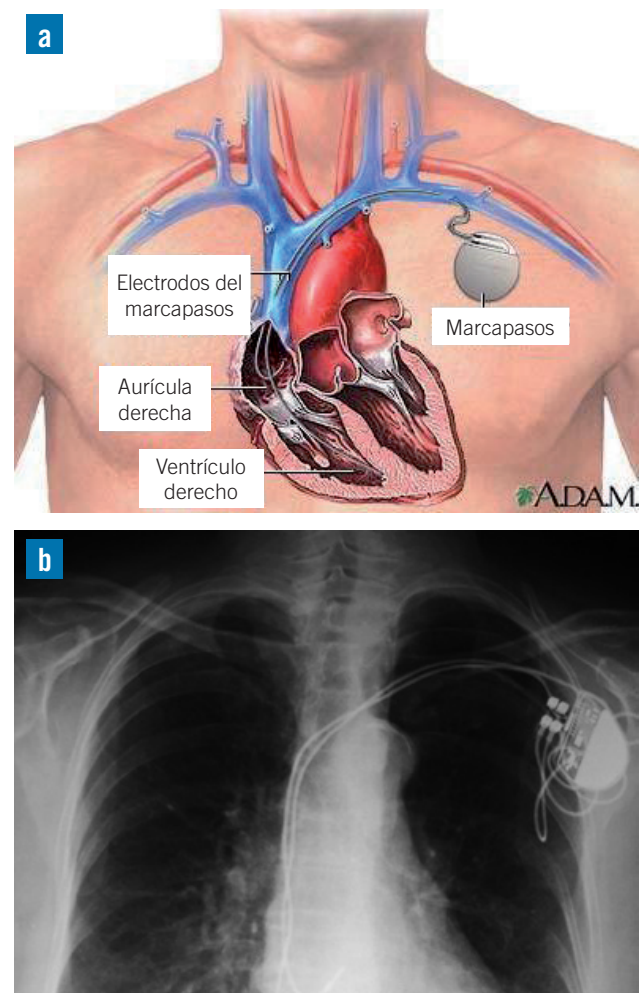


Fig. 2. Imágenes de un marcapasos (a) y un desfibrilador (b) implantados en un paciente.

* <http://www.marcapasossec.org/>

† http://www.aapm.org/structure/default.asp?committee_code=TG203

que los marcapasos e incorporan un dispositivo interno habilitado para producir una descarga en el corazón si detectan una arritmia peligrosa (véase la fig. 2). Los desfibriladores pueden producir descargas del orden de 30 julios en caso de detectar una taquicardia y los marcapasos producen descargas del orden de microjulios[‡].

Los marcapasos modernos y los desfibriladores incorporan circuitos integrados con tecnología CMOS (*complementary metal oxide semiconductor*) en sus generadores, ya que este tipo de electrónica aumenta la fiabilidad del dispositivo y reduce el consumo de energía (véase la fig. 3a). Un circuito CMOS es un tipo de transistor amplificador sencillo compuesto por 3 terminales de silicio (fuente, puerta y drenador) y por un óxido de silicio entre los terminales que sirve de aislante. Cuando los circuitos CMOS son expuestos a radiación ionizante, se produce un exceso de pares electrón-hueco en el óxido de silicio (véase la fig. 3b). Los electrones fluyen rápidamente por el metal o por el semiconductor, pero los huecos generados en la banda de valencia, que son más pesados y por tanto

más lentos, se quedan atrapados en los defectos estructurales de la red². Esto produce recorridos eléctricos aberrantes en el aislante, que pueden dar lugar a fallos en el funcionamiento del dispositivo de mayor o menor gravedad^{2,5}. Estos fallos pueden provocar en los dispositivos sensibilidad alterada, disminución en la duración de la batería, cambios en la amplitud de la señal eléctrica, defectos en la programación o telemetría del dispositivo e incluso pérdida completa de funcionamiento⁶⁻⁸.

Los fallos producidos en estos dispositivos se clasifican en transitorios o permanentes. El fallo transitorio está relacionado generalmente con las interferencias electromagnéticas, y se puede detectar únicamente cuando la interferencia está presente. El fallo permanente conlleva un mal funcionamiento del dispositivo y un necesario reajuste en su programación. Se discuten a continuación los principales mecanismos por los que se pueden producir fallos en los dispositivos cardiacos a causa del tratamiento de radioterapia.

Radiación por rayos X y neutrones:

La radiación ionizante que incide en la zona de tratamiento puede producir cambios irreversibles en la electrónica del dispositivo cardiaco, y evitando su inclusión en el campo de radiación se evita la radiación directa pero no la dispersa. Existen estudios que indican que la radiación directa y dispersa afectan del mismo modo a estos dispositivos, y que el efecto en ambos casos es acumulativo^{2,9}. En los tratamientos de radioterapia por intensidad modulada (IMRT) se genera mayor dosis absorbida periférica en el paciente que en los tratamientos convencionales debido al aumento de las unidades de monitor (UM) empleadas, y esta dosis absorbida periférica es mayor para la IMRT dinámica que para la estática⁹. Las fuentes principales de dosis absorbida periférica son las debidas a la radiación de fuga de la cabeza del acelerador y a la radiación dispersa por el propio paciente. La dosis absorbida periférica cerca del borde del campo (<10 cm) se debe principalmente a radiación dispersa por el propio paciente, y la dosis absorbida lejos del borde del campo (>10 cm) está dominada por la radiación de fuga del acelerador. La radiación dispersa de fotones decrece de forma aproximadamente exponencial desde el borde del campo¹⁰.

Mounton et al.¹¹ realizaron el mayor estudio experimental sobre fallos en **marcapasos** en el año 2002. Se irradiaron 96 marcapasos en maniqués de agua con aceleradores lineales que producían haces de rayos X de 18 MV, a diferentes tasas de dosis (desde 0.05 hasta 8 Gy/min), hasta alcanzar 120 Gy de dosis absorbida acumulada. Aproximadamente el 15% de los marcapasos registraron un fallo importante con

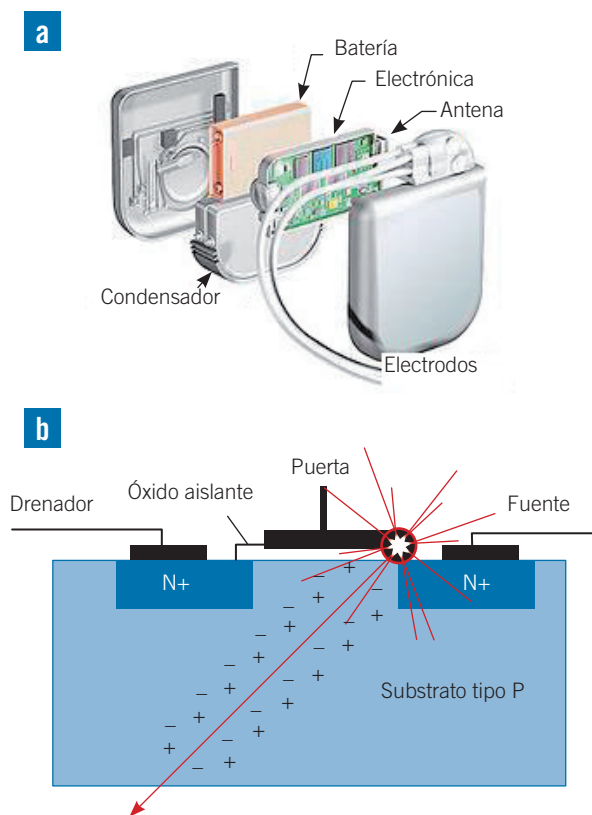


Fig. 3. (a) Diseño de un desfibrilador. (b) Esquema de un circuito CMOS en presencia de radiación ionizante.

[‡] http://www.secardiologia.es/images/stories/documentos/vivir_un_un_dai.pdf

dosis absorbidas inferiores a 5 Gy. Por debajo de 2 Gy la tasa de fallos disminuyó hasta un 9%. Por otro lado, se observaron fallos importantes a dosis absorbidas tan bajas como 15 cGy. Estos hallazgos mostraron la necesidad de un protocolo actualizado para el tratamiento de pacientes con marcapasos en radioterapia, ya que el de la AAPM recomendaba evitar únicamente dosis absorbidas superiores a 2 Gy. Como conclusión, consideraron "seguro" realizar tratamientos únicamente a tasa de dosis máxima de 20 cGy/min y recomendaron que nunca se incluyese el marcapasos dentro del campo de radiación.

En el año 2005, Hurkmans et al.¹² realizaron un estudio con 19 marcapasos de nueva generación, irradiándolos directamente con diferentes fracciones de dosis hasta alcanzar dosis absorbidas acumuladas de 120 Gy. Se registraron desviaciones en la amplitud de la señal del pulso de un 25% en 5 dispositivos y una completa pérdida de señal en 7 dispositivos. La monitorización de los marcapasos durante las irradiaciones reveló que 8 dispositivos dejaron de registrar medidas durante el tiempo de irradiación. Además, el umbral de sensibilidad varió más del 25% en 2 de los dispositivos, sin posibilidad de recuperación. La capacidad de telemetría, mediante la cual se ajustan los parámetros de configuración del marcapasos, se anuló por completo en 3 dispositivos y se registraron problemas con las baterías en 5 de ellos. Finalmente, aunque 5 aparatos no mostraron ningún fallo, 7 perdieron la capacidad de medida completamente. A excepción de uno de los dispositivos que registró fallo severo a los 20 Gy, el resto de los dispositivos alcanzaron su punto de fallo con dosis absorbidas de 90 Gy o superiores.

En cuanto a los estudios de **desfibriladores**, el primero que reveló fallo de estos a bajas dosis absorbidas fue el de Hoecht et al.¹³ en el año 2002. Su estudio se basó en el seguimiento de 3 pacientes con desfibriladores, sometidos a tratamiento de radioterapia, de los cuales uno tuvo un fallo en su dispositivo cardíaco durante el tratamiento y fue necesario su reemplazo. Los campos de tratamiento de este paciente estaban a una distancia considerable del desfibrilador, ya que se trataba de un tratamiento de una metástasis en la pelvis, por lo que se estimó que la dosis absorbida debida a la radiación dispersa debió estar muy por debajo de 0.5 Gy.

A raíz de este fallo se realizaron diversos estudios experimentales con desfibriladores, como el de Hurkmans et al.¹⁴ en el 2005, en el que se irradiaron 11 desfibriladores de distintos fabricantes a diferentes dosis absorbidas. Los primeros fallos leves se observaron a dosis absorbidas tan bajas como 0.5 Gy. El primer fallo detectado generalmente en todos los desfibriladores fue el del cambio en la sensibilidad del valor umbral para producir una descarga eléc-

trica. En 4 de los 11 desfibriladores analizados se habría detectado una falsa taquicardia o fibrilación ventricular en el paciente, que le habría originado una descarga eléctrica inapropiada. Uiterwaal et al.¹⁵ completaron este estudio realizando medidas experimentales con 11 desfibriladores colocados en posiciones más realistas de tratamiento: desfibrilador dentro del campo, desfibrilador y electrodos fuera del campo, y únicamente electrodos dentro del campo. Todos los desfibriladores presentaron interferencias desde la primera sesión cuando se colocaron dentro del campo y, además, 4 alcanzaron el umbral para producir una descarga eléctrica. Cuando se colocaron fuera del campo no se observó ninguna interferencia.

Los neutrones producidos en un acelerador de radioterapia se generan mediante las interacciones de fotones de alta energía con los elementos de alto número atómico que componen el cabezal del acelerador. Los neutrones producidos en un acelerador lineal de electrones se distribuyen isotrópicamente para energías superiores a 8.04 MV del haz incidente de rayos X¹⁶. Se ha observado que el flujo de neutrones térmicos generado a partir de un haz de rayos X de 18 MV de un acelerador médico, puede producir errores leves ("soft errors") en las memorias RAM de los circuitos integrados de los dispositivos electrónicos¹⁷. Estos errores, que se deben a la emisión de partículas α generadas en la reacción de captura neutrónica con el boro presente en los circuitos integrados, son los causantes de los fallos en marcapasos y desfibriladores en tratamientos de radioterapia. El boro es un componente habitual en el proceso de fabricación de los circuitos integrados de los marcapasos modernos y desfibriladores, por lo que estos efectos de pérdida de memoria del microchip se podrían evitar completamente empleando haces de radiación de 6 MV.

Hashii et al.¹⁸ han realizado recientemente un estudio experimental con desfibriladores de última generación, irradiándolos en un acelerador lineal con haces de 10 y 18 MV. Para ello simulaban tratamientos clínicos estándar de radioterapia en maniqués de agua con 2 modelos distintos de desfibriladores. Se midió separadamente la contribución de la dosis absorbida por fotones y neutrones, hallando que la dosis absorbida debida a los neutrones secundarios era del orden de entre 14 y 20 veces superior para la energía de 18 MV frente a la de 10 MV. Se observaron más errores en los desfibriladores irradiados con 18 MV que en los irradiados con 10 MV, lo que implica que estos errores ("soft errors") estarían producidos principalmente por neutrones secundarios. Dichos errores no resultaron críticos para el correcto funcionamiento de los desfibriladores analizados, siendo menos críticos los errores detectados en el modelo más moderno de desfibrilador. Por otro lado, observaron que estos

fallos en los dispositivos fueron detectados incluso a una distancia considerable del campo de radiación (140 cm), por lo que recomendaron especial precaución con los tratamientos pélvicos, en los que se suelen emplear haces de alta energía.

Tratamientos de captura neutrónica en boro (BNCT)

En el caso de tratamientos de radioterapia mediante la técnica de BNCT se recomienda realizar el tratamiento una vez se haya recolocado el dispositivo cardíaco a una distancia suficiente del tumor. Koivunoro et al.¹⁹ realizaron un estudio experimental en el que se colocaron dos modelos distintos de marcapasos modernos en un maniquí y simularon un tratamiento típico de BCNT para un tumor en la zona del cuello. Ambos marcapasos, que incorporaban tecnología CMOS, resultaron gravemente dañados tras la irradiación. Tanto la dosis absorbida generada por la irradiación de neutrones epitérmicos como la debida a los componentes activados durante la irradiación, dieron lugar a fallos graves de funcionamiento de ambos marcapasos.

Tratamientos de protonterapia

En cuanto a los efectos sobre los marcapasos modernos derivados de los tratamientos de protonterapia, el grupo de Oshiro et al.²⁰ realizó un estudio en el año 2008 en el que publicó los resultados del seguimiento de 8 pacientes con marcapasos, sometidos a terapia con protones con dosis absorbidas administradas entre 33 y 77 Gy, en fraccionamientos desde 2.2 Gy hasta 6.6 Gy. Aunque todos los dispositivos cardíacos estaban fuera de los campos de tratamiento, 4 pacientes tenían los electrodos incluidos en los campos de tratamiento. Todos los pacientes fueron monitorizados durante el tratamiento y se examinaron los marcapasos antes y después del tratamiento de protonterapia. Se observaron diferentes efectos en el funcionamiento de los marcapasos durante la irradiación, y se registraron fallos leves en un 25% de los marcapasos en los tratamientos a alta tasa de dosis. Concluyeron que los pacientes sometidos a tratamientos de protonterapia deberían vigilarse mediante monitorización externa durante todas las sesiones.

Recientemente, Hashimoto et al.²¹ han realizado un estudio para determinar en los desfibriladores modernos la influencia de los neutrones secundarios generados durante los tratamientos de protonterapia. Su estudio consistió en evaluar los errores producidos en las memorias RAM de 4 desfibriladores durante un tratamiento estándar de protonterapia.

Para ello colocaron los desfibriladores en un maniquí de agua, fuera del campo directo y disperso de protones, y estimaron la dosis absorbida debida a los neutrones secundarios mediante simulaciones Monte Carlo. Los resultados del análisis en la programación de los desfibriladores revelaron que se habían producido "soft errors" en 13 de las 40 sesiones totales de tratamiento, pero ningún error grave de funcionamiento en los dispositivos analizados. Concluyeron que, aunque la probabilidad de que se produzcan errores leves en los desfibriladores debidos a los neutrones secundarios generados en el tratamiento sea baja, se trata de un fenómeno inevitable e impredecible; se necesitaría un análisis más completo para determinar un protocolo de actuación para pacientes con desfibriladores en protonterapia.

Tratamientos de braquiterapia

Abner et al.²² investigaron el efecto sobre los marcapasos modernos y desfibriladores de fuentes de braquiterapia intravascular de iridio y de estroncio. Estimaron que en los casos típicos que empleaban trenes de fuentes de estroncio, la dosis absorbida en el dispositivo cardíaco era de menos de 1 cGy, mientras que en el caso de fuentes de iridio la dosis absorbida promedio era de 2.5 cGy (máximo 7 cGy). Concluyeron que la tasa de dosis en los tratamientos de braquiterapia intravascular es baja en comparación con las tasas de dosis típicas de radioterapia externa, por lo que no se debería considerar un problema. No serían necesarias medidas extraordinarias en los tratamientos de braquiterapia intravascular más allá de un estudio de TC para confirmar las distancias. Añadieron que en el caso de los tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) que emplean una fuente de iridio en carga diferida, es muy posible que el dispositivo cardíaco alcance dosis absorbidas superiores a 1 Gy en los tratamientos de cáncer de esófago o de pulmón.

Para el caso de la irradiación parcial acelerada de la mama (APBI) empleando el aplicador de braquiterapia *mammosite*TM, consistente en un pequeño balón inflable conectado a un catéter por el que se introduce una fuente de iridio de HDR, se han realizado varios estudios. El primero que se publicó fue el de Edmundson et al.²³ en el año 2002, en el que determinaron que para una dosis de 34 Gy al punto de prescripción se alcanzaban dosis absorbidas acumuladas de 1 Gy a una distancia aproximada de 15 cm de dicho punto. Esta distancia entraría dentro de las posibilidades geométricas de colocación de marcapasos o desfibriladores. Como conclusión recomendaron realizar un estudio previo de TC para evaluar distancias y tomar las precauciones adecuadas.

En el año 2011 Croshaw et al.²⁴ publicaron un estudio retrospectivo con 3 pacientes con cáncer de mama y marcapasos o desfibriladores implantados, sometidas a tratamientos de APBI mediante aplicadores de *mammosite*TM, y no detectaron ningún efecto adverso en sus dispositivos cardiacos. En el año 2012 ampliaron su estudio²⁵ con el objetivo de determinar una gráfica de dosis absorbida-distancia, para obtener de forma aproximada el valor máximo de dosis absorbida que podría recibir un dispositivo cardiaco durante tratamientos de APBI con aplicadores de *mammosite*TM. Para calcular la dosis absorbida máxima al dispositivo proponían emplear la gráfica obtenida por ellos de dosis absorbida-distancia, midiendo la mínima distancia entre la región de la lumpectomía y el dispositivo cardiaco antes del implante del *mammosite*TM. Sin embargo, otros estudios han cuestionado el método anteriormente citado para estimar la dosis absorbida máxima en el dispositivo cardiaco en función de la gráfica de dosis absorbida-distancia propuesta, ya que los cálculos se habían realizado con un sistema de planificación (SP) que no tenía en cuenta las heterogeneidades presentes en la braquiterapia de HDR mediante balones inflables^{26,27}. En el estudio reciente de Sung et al.²⁷ se llevaron a cabo simulaciones de Monte Carlo contrastadas con medidas realizadas en agua mediante cámara de ionización, para estimar las perturbaciones de dosis producidas por los marcapasos en braquiterapia de HDR mediante balones inflables. Sus datos revelaron que se producen perturbaciones de dosis significativas en estos dispositivos cardiacos, y que deberíamos ser conscientes del incremento de dosis en estos con respecto a los cálculos del SP, a la hora de estimar la distancia segura del marcapasos con respecto a la superficie del balón.

Interferencias electromagnéticas

Existe evidencia substancial de que las interferencias electromagnéticas (IEM) producidas por aceleradores lineales en marcapasos o desfibriladores son despreciables; los fallos que se producen en estos dispositivos cardiacos debidos a las IEM son transitorios y se observan sólo cuando se enciende o apaga el haz del acelerador²⁸⁻³². La mayoría de estos fallos de funcionamiento se manifiestan como un "latido perdido" que resulta clínicamente insignificante³³.

Diferentes fabricantes de aceleradores lineales han realizado medidas del campo magnético en el isocentro en los peores casos posibles. *General Electric* midió unos pocos μT con un acelerador modelo Saturno 38. *Siemens* hizo medidas del campo magnético con un modelo *Primus* fabricado en el 2001³⁴, forzando el imán deflector con la máxi-

ma corriente posible, y obtuvo valores máximos de $2.5 \mu\text{T}$ en el isocentro. A modo de comparación, el campo magnético terrestre es de aproximadamente $50 \mu\text{T}$. En cuanto a *Varian*, se midió el campo magnético en el isocentro para un *Clinac 2100C* y un *Clinac 23 EX*, aplicando una gran corriente en dos de los elementos generadores del haz de radiación (imán deflector y solenoide)³⁵. En el peor de los casos registraron valores de $50 \mu\text{T}$, con grandes variaciones de este valor en función del ángulo del *gantry*, con valores típicos de $10 \mu\text{T}$.

En el informe de la AAPM⁴ sobre el tratamiento de pacientes en radioterapia con marcapasos implantados, ya se concluía que los efectos de las IEM eran transitorios y que ningún estudio había determinado problemas serios en pacientes con marcapasos por su causa. Debido a que el ruido electromagnético de los aceleradores lineales se ha reducido incluso más desde la publicación de este informe y a su carácter transitorio por naturaleza, los efectos de las IEM sobre marcapasos y desfibriladores en aceleradores modernos no se consideran un motivo de preocupación para los tratamientos de radioterapia convencional. En cuanto a las nuevas tecnologías como la IMRT y el *gating* respiratorio, el hecho de que la radiación sea interrumpida y reiniciada continuamente durante el tratamiento, puede tener un efecto más significativo de las IEM sobre estos dispositivos que no ha sido estudiado todavía.

Fallos registrados en casos de pacientes

En cuanto a estudios publicados sobre pacientes con dispositivos cardiacos en tratamiento de radioterapia³⁶⁻⁵¹, por norma general, no se han detectado fallos de sus dispositivos que ocasionaran síntomas de relevancia clínica. En la tabla 1 se muestra un resumen de los principales estudios realizados hasta la fecha sobre pacientes con marcapasos o desfibriladores sometidos a tratamiento de radioterapia y sus consecuencias. Menos del 7% de estos estudios describen mal funcionamiento del dispositivo cardiaco y tan solo 1 de los 124 pacientes analizados presentó síntomas clínicamente relevantes. Tsekos et al.³⁶ en el año 2000 realizaron un estudio sobre un tratamiento de radioterapia en el que se estimó que la dosis absorbida recibida en el marcapasos del paciente superó los 50 Gy, ya que se encontraba dentro del campo de radiación. Durante el tratamiento, la frecuencia magnética del marcapasos empezó a disminuir (indicador de la carga de la batería), pero no se registró ningún fallo de funcionamiento en el marcapasos. En el 2001, Nibhanupudy et al.³⁷ publicaron el caso de una paciente con un carcinoma de mama izquierda

Tabla 1. Resumen de los principales estudios publicados sobre casos de pacientes con marcapasos o desfibriladores implantados.

Autores	Año	Nº de pacientes	Localización	Dosis al dispositivo	Tipo de dispositivo	Fallo registrado en el dispositivo	Síntomas clínicos
Tsekos et al. ³⁶	2000	1	Brazo derecho	< 50 Gy (no especificado; dentro del campo)	Marcapasos	Disminución frecuencia magnética. Sin fallo observado.	Ninguno
Nibhanupudy et al. ³⁷	2001	1	Mama izquierda	1.8 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
Santhanam et al. ³⁸	2002	6	Parótida	1.3 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
			Linfoma Hígado	0.8 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
			Mama	<0.5 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
			Pulmón	26.7 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
			Pulmón	0.8 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
			Pulmón	0.6 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
Riley et al. ³⁹	2004	1	Pulmón	<5 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
Mitra et al. ⁴⁰	2006	1	Pulmón	0.7325 Gy (estimada del SP)	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
Munshi et al. ⁴¹	2008	1	Mama izquierda	4.3 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
Thomas et al. ⁴²	2004	1	Bronquios	Desconocida	Desfibrilador	Reseteo del desfibrilador detectado 9 días después	Ninguno
John et al. ⁴³	2004	1	Mama izquierda	50 Gy (exposición parcial al generador y total a las guías)	Desfibrilador	Disminución de la batería, guías dañadas.	Ninguno
Sepe et al. ⁴⁴	2007	1	Laringe	2.5 Gy	Desfibrilador	Sin fallo	Ninguno
Nemec et al. ⁴⁵	2007	1	Pulmón	< 5.4 Gy	Desfibrilador	Posible fallo en la memoria RAM, sin evidencia.	Colapso del paciente.RCP
Gelblum et al. ⁴⁷	2008	33	Múltiples	0.4- 2.99 Gy	Desfibrilador	1 desfibrilador reseteó a la programación de fábrica	Ninguno
Oshiro et al. ²⁰	2008	8	Hígado, pulmón	0- 69 Gy	Marcapasos	Fallos leves en 2 marcapasos con tratamiento de protones.	Ninguno
Kapa et al. ⁴⁶	2008	13	Pulmón, mama, cabeza y cuello.	Desconocida	7 Marcapasos 6 Desfibriladores	Sin fallo	Ninguno
Kikuchi et al. ⁴⁸	2009	1	Esófago	Desconocida	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
Zweng et al. ⁵¹	2009	1	Esófago	0.11 Gy	Marcapasos	Ritmo perdido	No informado
Wadasawala et al. ⁴⁹	2010	8	Pulmón, mama, cabeza y cuello	0.14- 60 Gy	Marcapasos	Sin fallo	Ninguno
Ferrara et al. ⁵⁰	2010	45	Cabeza y cuello, Tórax	< 2.5 Gy	37 Marcapasos 8 Desfibriladores	Sin fallo	Ninguno
Total:	2000-2010	124	-	0.11- 69 Gy	-	Fallos: 8 de 124	1 de 124

portadora de un marcapasos, a la que se quería administrar una dosis de 50 Gy en la mama y en la fosa supraclavicular. Se recolocó el marcapasos en el pectoral contralateral y el marcapasos recibió una dosis de 1.8 Gy durante el tratamiento. De nuevo, tampoco se registró ningún fallo en el marcapasos. Santhanam et al.³⁸ (2002) realizaron un estudio con 6 pacientes con marcapasos, de los cuales uno tenía el marcapasos incluido en el campo de radiación (dosis recibida en el dispositivo de 26.7 Gy) y tampoco se registraron fallos en ninguno de los marcapasos.

En otros estudios en los que por diversos motivos no era posible recolocar el marcapasos, se emplearon diferentes técnicas como alternativa para minimizar la dosis absorbida en el dispositivo cardiaco; Riley et al.³⁹ (2004) emplearon la técnica de campos no coplanares para el tratamiento de un tumor situado en el pulmón, con una prescripción de dosis absorbida de 63 Gy en el PTV. La dosis absorbida límite impuesta al marcapasos fue de 5 Gy. Por otro lado, Mitra et al.⁴⁰ (2006) publicaron otro caso en el que el marcapasos no se podía recolocar y, como alternativa, se empleó una técnica de tratamiento con campos antero-posteriores y paralelos y opuestos, con un blindaje de plomo sobre el marcapasos en el campo anterior. De esta forma, se consiguió administrar una dosis absorbida de 40 Gy al PTV, limitando la del marcapasos a 2 Gy. En el 2008, Munshi et al.⁴¹ emplearon la técnica de irradiación parcial de la mama para un tratamiento de cáncer de mama izquierda y evitar así irradiar el marcapasos. De esta manera se consiguió limitar la dosis absorbida en el marcapasos a 4.3 Gy y se administraron 50.4 Gy al PTV de la mama. En ninguno de los casos mencionados se registraron fallos en el funcionamiento de los marcapasos.

En contraposición, Thomas et al.⁴² (2004) registraron un *reset* (retorno a los valores de programación de fábrica) de un desfibrilador situado cerca del campo de tratamiento de un paciente con un carcinoma de pulmón. Por una parte no se produjeron síntomas adversos en el paciente, y por otra, no fue posible determinar con precisión la dosis absorbida recibida en el dispositivo. En el 2004, John et al.⁴³ también publicaron un fallo en un desfibrilador de una paciente con cáncer de mama izquierda, como consecuencia de su tratamiento de radioterapia. En este caso, aunque se había protegido el generador del desfibrilador con un blindaje externo de plomo, los electrodos del dispositivo recibieron posiblemente la totalidad de la dosis absorbida prescrita (50 Gy), por lo que fue necesario el reemplazo del dispositivo por fallo de la batería.

Sepe et al.⁴⁴ (2007) informaron sobre un caso de un paciente con cáncer de laringe, portador de un desfibrilador, al que se le habían administrado 60 Gy

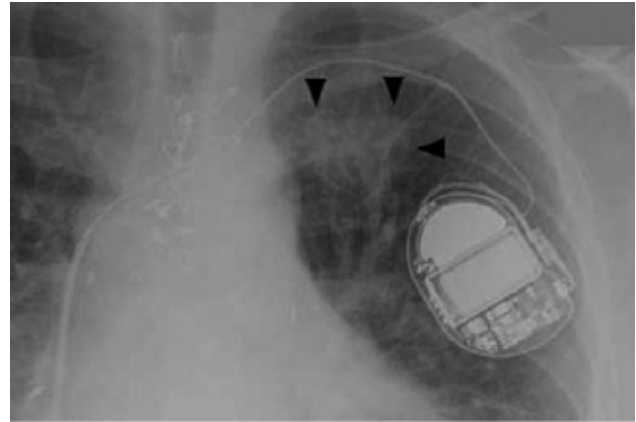


Fig. 4. Detalle de una placa de tórax antero-posterior pre-terapia de radioterapia, con la masa del tumor indicada por las flechas negras. Se puede observar la proximidad del desfibrilador a dicha masa.

en el PTV. La dosis absorbida recibida en el desfibrilador fue de 2.5 Gy y el dispositivo fue desactivado durante cada sesión del tratamiento y revisado periódicamente. Constataron que no se había registrado ningún fallo en el desfibrilador a pesar de haber excedido la dosis absorbida máxima recomendada por el fabricante de 0.5 Gy.

Hasta la fecha, sólo se ha registrado un caso publicado en el que se produjera un fallo severo en el dispositivo cardiaco que pudiera tener consecuencias letales para el paciente. Nemeč et al.⁴⁵ informaron sobre el caso de un paciente con cáncer de pulmón que sufrió una parada cardio-respiratoria durante el tratamiento de radioterapia. El colapso del paciente se produjo durante la tercera sesión del tratamiento, con una dosis absorbida máxima estimada al dispositivo de 5.4 Gy y con la posibilidad de que éste estuviera dentro del campo de radiación (véase la fig. 4) o muy próximo a su borde (no existen datos concluyentes). El análisis posterior de los electrocardiogramas reveló que fue el propio desfibrilador el que presentó un fallo en su funcionamiento y produjo una descarga eléctrica inapropiada en el paciente, que le provocó una taquicardia compleja.

En cuanto a estudios de pacientes con tratamientos de protonterapia, Oshiro et al.²⁰ (2008) realizaron un estudio con 8 pacientes, de los cuales sólo 2 registraron fallos leves en sus desfibriladores que no tuvieron ninguna repercusión clínica.

Estudios posteriores como el de Kapa et al.⁴⁶ (2008), Gelblum et al.⁴⁷ (2008), Kikuchi et al.⁴⁸ (2009) y Wadasadawala et al.⁴⁹ (2011), con 13, 33, 1 y 8 pacientes respectivamente, revelaron resultados similares en cuanto a la ausencia de fallos en los dispositivos cardiacos que provocaran síntomas clínicos en los pacientes. El artículo publicado hasta la fecha

con el mayor número de pacientes analizados es el de Ferrara et al.⁵⁰ (2010), en el que se realizó un estudio prospectivo con 45 pacientes sometidos a tratamiento de radioterapia entre los años 1999 y 2007. Ningún paciente presentó problemas clínicos por fallo de sus dispositivos cardiacos, y las dosis absorbidas máximas en promedio registradas en los dispositivos fueron de 2.5 Gy para la región de cabeza y cuello y 1.8 Gy para la región torácica.

Zweng et al.⁵¹ (2009) publicaron un caso de un paciente en el que se produjo un fallo leve en su marcapasos con una dosis absorbida muy baja (0.11 Gy), lo que muestra que no existe una dosis segura para los marcapasos, y la necesidad de intentar reducir al mínimo la dosis acumulada en dichos dispositivos.

En cuanto a las nuevas tecnologías incorporadas en el campo de la radioterapia, existe la posibilidad de que también sean fuente de fallos en el mecanismo de los marcapasos y desfibriladores. Recientemente, en el congreso anual de la ASTRO (Sociedad Americana de Oncología Radioterápica) del 2011, Dibiasi et al.⁵² mostraron sus resultados sobre un estudio realizado con 24 pacientes portadores de dispositivos cardiacos sometidos a tratamientos de IMRT de próstata. De estos 24 pacientes, 6 presentaron fallos en sus marcapasos durante el tratamiento de radioterapia y, aunque ninguno de ellos presentó síntomas clínicos adversos, 2 pacientes requirieron un reemplazo de su marcapasos debido a un continuo borrado de los parámetros inicialmente grabados.

Especificaciones de los fabricantes

El fabricante *Guidant*[§] señala en su último informe publicado que ningún nivel de dosis de radiación acumulada es “seguro”. Curiosamente, opina que “la naturaleza aleatoria de la radiación dispersa” impide la realización de pruebas de laboratorio significativas de sus productos. Afirma que los desfibriladores son entre 5 y 10 veces más sensibles a la radiación que los marcapasos, debido al empleo de *chips* de memoria RAM en su fabricación. Añaden que el *software* de los marcapasos y de los desfibriladores puede detectar y corregir los fallos de la memoria RAM hasta cierto punto; si el daño producido en estas memorias es demasiado grande el dispositivo invocará al modo “*safety mode*”, accediendo a la memoria ROM, que sólo proporcionará estimulación básica en un modo predeterminado o, en el caso de los desfibriladores,

únicamente el modo de descarga anti-taquicardia o estimulación de bradicardias.

Por su parte, el fabricante *Medtronic*[¶] proporciona una lista de límites de dosis acumuladas para cada uno de sus modelos de desfibriladores. Dos modelos tienen el límite a 5 Gy y nueve a 1 Gy. En cuanto a sus marcapasos, sus pruebas han revelado fallos en los dispositivos a partir de 5 Gy, por lo que recomiendan una revisión del marcapasos después de cada sesión de tratamiento una vez superado este límite de dosis. Advierten además de la posibilidad de reemplazo del marcapasos una vez finalizado el tratamiento.

St Jude Medical^{**} afirma que sus marcapasos han sido irradiados con dosis absorbidas acumuladas de 30 Gy sin registrarse en ellos ningún efecto adverso. Hacen referencia al estudio de Last et al.² en cuanto a las recomendaciones para el tratamiento de pacientes en radioterapia, y en cuanto a que un cambio en el umbral de sensibilidad de sus dispositivos podría ser un presagio de problemas en el generador de impulsos.

En cuanto al fabricante *Biotronik*^{††}, la hoja de información del producto establece que sus marcapasos pueden presentar trastornos funcionales a dosis absorbidas acumuladas superiores a 20 Gy y daños menos severos a partir de 5 Gy. Indica, además, que el consumo de corriente del marcapasos puede ser una evaluación indirecta del daño en sus circuitos debido a la radiación. Si el consumo de corriente es superior al 15% del habitual, entonces se puede asumir el daño por radiación en el marcapasos. Advierte también sobre el consumo alto de corriente, que puede ocasionar en el marcapasos desgaste de su batería y, como consecuencia final, que deje de funcionar.

Discusión

Los marcapasos y desfibriladores actuales son más sensibles a la radiación que los modelos previos, debido a la incorporación de circuitos CMOS en su fabricación. Sin embargo, existen datos muy limitados sobre el efecto de las radiaciones ionizantes en estos dispositivos de nueva generación. Los datos de los que disponemos muestran una gran variabilidad y la mayoría de los estudios se basan en casos de pacientes.

§ Guidant Corp. The Impact of Therapeutic Radiation on Guidant Implantable Pacemakers (IMPs) and Implantable Cardioverter Defibrillators (ICDs). Cardiac Rhythm Management Technical Services, St. Paul, MN., 2/13/2003

¶ Medtronic, Inc., Radiation and ICDs. 1 pg, 7/9/2002 and Radiation and Pacemakers. 1 pg, 10/96, Technical Services, Redmond, WA.

** St. Jude Medical, Radiation. 1-3, 9/02 and Electromagnetic Interference. 1-6, no date, Cardiac Rhythm Management Division, Sylmar, CA.

†† Biotronik, Produktinformation 512, Radiation Exposure of Implanted Pacemakers. 1-2, Berlin, Germany, 5/18/2001.

Desde 1994, cuando la AAPM publicó la guía de tratamiento de pacientes con marcapasos en radioterapia, se han realizado escasos estudios experimentales para determinar los efectos adversos de la radiación en marcapasos y desfibriladores modernos. El estudio que abarcó mayor número de dispositivos fue el de Mounton et al.⁸ en el año 2002, en el que se analizaban 96 marcapasos, con fallos en el 16.7% de ellos para dosis de 5 Gy o inferiores. El siguiente estudio por orden de magnitud fue el de Hurkmans et al.¹² en el 2005, en el que se estudiaron 19 marcapasos que no presentaron fallos de funcionamiento para dosis inferiores a 10 Gy. En cuanto a los desfibriladores, los dos estudios con mayor número de dispositivos analizados (11 desfibriladores) registraron algún tipo de fallo en un 36.3% de los dispositivos y a dosis tan bajas como 0.5 Gy^{14,15}. Sin embargo, se ha sugerido que este tipo de estudios sobrestiman el riesgo del daño producido por la radiación. Por un lado, se cuestiona la generalización de los resultados obtenidos en estos estudios con un número tan bajo de dispositivos⁵⁴ y por otro, el hecho de que estos estudios no se hayan realizado en condiciones clínicas de tratamiento; los fraccionamientos a los que se han irradiado los dispositivos han sido generalmente altos e incluso en algunos casos, se ha impartido la dosis en una única sesión impidiendo así la recuperación de los dispositivos entre sesiones^{2,5}. Los resultados de estos estudios han mostrado que la tasa de dosis a la que es irradiado el dispositivo cardíaco puede ser también causa de fallo^{8,12}. Sin embargo, ningún estudio hasta la fecha ha realizado ensayos sobre la influencia de la tasa de dosis y la dosis absorbida acumulada de forma separada, para poder determinar este efecto. En los escasos estudios realizados para técnicas especiales de radioterapia, como la braquiterapia con balones inflables *mammosite*TM y la terapia de neutrones BNCT, se ha intentado estimar una distancia segura para la realización del tratamiento en el primero^{24,26,27} y se aconseja la recolocación del dispositivo cardíaco a una distancia “suficientemente segura” para el segundo¹⁹.

En cuanto a los estudios realizados sobre casos de pacientes, que han sido la mayoría, no se ha registrado ningún fallo en marcapasos a dosis absorbidas inferiores a 50 Gy, excepto en el caso de tratamientos de protonterapia en el que se registraron 2 fallos sin que tuvieran ninguna repercusión clínica²⁰. En lo referente a desfibriladores, se han registrado 4 casos en los que se produjo algún tipo de fallo en los dispositivos para un valor de dosis que no pudo ser estimado con exactitud; en uno de ellos el paciente sufrió un efecto clínico grave como consecuencia del fallo de su desfibrilador⁴⁵.

Algunos fabricantes de marcapasos y desfibriladores aportan recomendaciones sobre las dosis limitantes para realizar un tratamiento “seguro” de radioterapia

con sus productos, pero existen diferencias acusadas entre dichas recomendaciones. Aunque estas variaciones pudieran ser debidas a diferencias en los diseños y productos, la fiabilidad de estas recomendaciones está limitada por el hecho de que según uno de los fabricantes, “no existe una dosis segura de radiación debido a la naturaleza aleatoria de la misma”.

En cuanto a las IEM estudios previos han demostrado su efecto insignificante durante el tratamiento de radioterapia en marcapasos y desfibriladores, ya que se encuentran presentes únicamente cuando se inicia o interrumpe el haz de radiación^{2,4,39}. A pesar de ser cierto esto para los tratamientos de radioterapia convencional, podría producirse un efecto de mayor significación de estas interferencias en presencia de nuevas tecnologías como la IMRT y el *gating* respiratorio, debido a que en estas técnicas la radiación se detiene continuamente durante el tratamiento, para bloquear el campo o permitir el movimiento del PTV. Adicionalmente, los tiempos de tratamiento son mayores en estas nuevas tecnologías y suelen impartirse con un mayor número de campos para conseguir una mejor distribución de la dosis absorbida⁵⁴. De hecho, el único estudio realizado hasta la fecha sobre tratamientos de IMRT de próstata, analizaba 24 pacientes con desfibriladores, de los cuales un 25% presentaron fallos en sus dispositivos durante el tratamiento que no implicaron repercusiones clínicas relevantes⁵².

En resumen, existe una falta de estudios concluyentes sobre el efecto de la radiación en marcapasos y desfibriladores que nos proporcione una información clara sobre el tratamiento de pacientes con dispositivos cardíacos en radioterapia. No existen estudios sobre los efectos de las IEM en estos dispositivos con las técnicas de IMRT o *gating* respiratorio, tampoco se han realizado estudios para determinar la influencia de la tasa de dosis sobre marcapasos y desfibriladores, y los estudios para técnicas novedosas como protonterapia y terapia con neutrones son escasos y con pocos dispositivos analizados. Además, los estudios experimentales realizados se han hecho generalmente en periodos cortos de tiempo y con dosis por fracción altas (no comparables a las empleadas en la práctica clínica), los generadores se han colocado en el eje central de radiación y los resultados con fallos no se han podido reproducir. Adicionalmente, no existen datos de estos experimentos que puedan verificar que las recomendaciones propuestas por los diferentes estudios publicados sirvan para evitar el fallo de los marcapasos o de los desfibriladores en los tratamientos de radioterapia. En cuanto a los principales fabricantes de marcapasos y desfibriladores, existen diferencias significativas entre las recomendaciones dadas por cada uno de ellos y controversia con respecto a su fiabilidad. Por todos estos motivos, se plantea la necesidad de estudios más completos,

que engloben todas las carencias comentadas anteriormente (estudios del efecto de la tasa de dosis, fraccionamientos clínicos o, efectos de las IEM ante nuevas tecnologías), cuyos resultados permitan una guía actualizada para el tratamiento de pacientes con dispositivos cardiacos en radioterapia.

Conclusiones

De la revisión de artículos realizada se desprende que el fallo en el funcionamiento de marcapasos y desfibriladores debidos al tratamiento de radioterapia es poco frecuente, pero que no existe una dosis mínima segura de radiación para estos pacientes. En cuanto a las recomendaciones indicadas por los fabricantes sobre dosis limitantes en sus dispositivos no han demostrado ser fiables y varían enormemente entre ellas. Habría que realizar estudios más completos sobre el efecto de la radiación en los marcapasos y desfibriladores, que incluyesen todos los aspectos de los diferentes tratamientos de radioterapia. Por todo esto, hasta que tengamos disponibles estos datos, sería conveniente realizar el planteamiento más conservador posible del tratamiento de radioterapia, con el objetivo de minimizar el riesgo de perjuicio al paciente. Para ello, se considera esencial estar en contacto con el servicio de cardiología antes, durante y después del tratamiento, para seguridad del paciente. Cada servicio de oncología radioterápica debería seguir su propio protocolo actualizado para el tratamiento de pacientes con marcapasos o desfibriladores. A modo de ejemplo, se ha recopilado una lista de recomendaciones para el tratamiento de estos pacientes en radioterapia, recogida de los artículos revisados y principalmente del protocolo actualizado (2012) publicado por la Sociedad Holandesa de Radioterapia y Oncología⁵⁵ (véase el apéndice 1).

Bibliografía

- Alzeta J, Fernandez JM. Registro Español de Desfibriladores Automáticos Implantables. VII Informe Oficial del Grupo de Trabajo Desfibriladores Automáticos Implantables de la Sociedad Española de Cardiología (2010). *Rev Esp Cardiol* 2011;64:1023-34.
- Last A. Radiotherapy in patients with cardiac pacemakers. *Br J Radiol* 1998;71:4-10.
- O'Brien K. Australian Government. Australian Institute of Health and Welfare. Living dangerously: Australians with multiple risk factors for cardiovascular disease. Bulletin No. 24. AIHW Cat. No. AUS 57. Canberra: AIHW, 2005.
- Marbach J, Sontag M, Van Dyk J, Wolbarst A. Management of radiation oncology patients with implanted cardiac pacemakers: report of AAPM Task Group no. 34. *Med Phys* 1994;21:85-90.
- Little F. Pacemakers in radiotherapy. *Clin Oncol* 1994;6:211-2.
- Sundar S, Symonds R, Deehan C. Radiotherapy to patients with artificial cardiac pacemakers. *Cancer Treat Rev* 2005;31:474-86.
- Solan A, Solan M, Bednarz G, Goodkin M. Treatment of patients with cardiac pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators during radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;59:897-904.
- Mouton J, Haug R, Bridier A, Dodinot B, Eschwege F. Influence of high-energy photon beam irradiation on pacemaker operation. *Phys Med Biol* 2002;47:2879-93.
- Purdy J. Dose to normal tissues outside the radiation therapy patient's treated volume: a review of different radiation therapy techniques. *Health Phys* 2008;95:666-76.
- Mazonakis M, Zacharopoulou F, Varveris H, Damilakis J. Peripheral dose measurements for 6 and 18 MV photon beams on a linear accelerator with multileaf collimator. *Med Phys* 2008;35:4396-403.
- Mouton J, Haug R, Bridier A, Dodinot B, Eschwege F. Influence of high-energy photon beam irradiation on pacemaker operation. *Phys Med Biol* 2002;47:2879-93.
- Hurkmans C, Scheepers E, Springorum B, Uiterwaal H. Influence of radiotherapy on the latest generation of pacemakers. *Radiother Oncol* 2005;76:93-8.
- Hoecht S, Rosenthal P, Sanca D, Behrens S, Hinkelbein W. Implantable Cardiac Defibrillators May Be Damaged by Radiation Therapy. *J Clin Oncol* 2002;20:2212-3.
- Hurkmans C, Scheepers E, Springorum B, Uiterwaal H. Influence of radiotherapy on the latest generation on implantable cardioverter-defibrillators. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;63:282-9.
- Uiterwaal H, Springorum B, Scheepers E, De Ruiter G, Hurkmans C. Interference Detection in implantable defibrillators induced by therapeutic radiation therapy. *Neth Heart* 2006;14:330-4.
- Nath R, Epp E, Laughlin J, Swanson W, Bond V. Neutrons from high-energy x-ray medical accelerators: an estimate of risk to the radiotherapy patient. *Med Phys* 1984;11:231-41.
- Wilkinson J, Bounds C, Brown T, Gerbi B, Peltier J. Cancer-radiotherapy equipment as a cause of soft errors in electronic equipment. Device and Materials Reliability, IEEE Transactions. 2005;5:449-51.
- Hashii H, Hashimoto T, Okawa A, Shida K, Isobe T, Hanmura M et al. Comparison of the Effects of High-Energy Photon Beam Irradiation (10 and 18 MV) on 2 Types of Implantable Cardioverter-Defibrillators. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2013;85:840-5.
- Koivunoro H, Serén T, Hyvönen H, Kotiluoto P, Iivonen P, Auterinen I, Seppälä T et al. Epithelial neutron beam interference with cardiac pacemakers. *Appl Radiat Isot* 2011;69:1904-6.
- Oshiro Y, Sugahara S, Noma M, Sato M, Sakakibara Y, Sakae T, et al. Proton beam therapy interference with implanted cardiac pacemakers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;72:723-7.
- Hashimoto T, Isobe T, Hashii H, Kumada H, Tada H, Okumura T, et al. Influence of secondary neutrons induced by proton radiotherapy for cancer patients with implantable cardioverter defibrillators. *Radiat Oncol* 2012;29:7-10.

22. Abner A, Meskell P, Carrozza J, Boisselle P, Holupka E. Dose to Cardiac Pacemakers and Implanted Defibrillators from Beta and Gamma Coronary Artery Brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;54:301.
23. Edmundson G, Vicini F, Chen P, Mitchell C, Martinez A. Dosimetric Characteristics of the Mammosite RTS, A New Breast Brachytherapy Applicator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;52:1132-9.
24. Croshaw R, Kim Y, Lappinen E, Julian T, Trombetta M. Avoiding mastectomy: accelerated partial breast irradiation for breast cancer patients with pacemakers or defibrillators. *Ann Surg Oncol* 2011;18:3500-5.
25. Kim Y, Arshoun Y, Trombetta M. Pacemaker/implantable cardioverter-defibrillator dose in balloon high-dose-rate brachytherapy for breast cancer treatment. *Brachy* 2012;11:380-6.
26. Ye S, Brezovich I, Shen S, Kim S. Dose errors due to inhomogeneities in balloon catheter brachytherapy for breast cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;60:672-7.
27. Sung W, Kim S, Kim J, Lee J, Shin Y, Jung J et al. Dosimetric perturbations due to an implanted cardiac pacemaker in MammoSite treatment. *Med Phys* 2012;39:6185-91.
28. Waltz B, Reder R, Pastore J, Litman P, Johnson R. Cardiac pacemakers: Does radiation therapy affect performance? *J Am Med Assoc* 1975;234:72-3.
29. Venselaar J. The effects of ionizing radiation on eight cardiac pacemakers and the influence of electromagnetic interference from two linear accelerators. *Radiother Oncol* 1985;3:81-7.
30. Venselaar J, Van Kerkoerle H, Vet A. Radiation damage to pacemakers from radiotherapy. *Pacing Clin Electrophysiol* 1987;10:538-42.
31. Marbach J, Meoz-Mendez R, Huffman J, Hudgins P, Almond P. The effects on cardiac pacemakers of ionizing radiation and electromagnetic interference from radiotherapy machines. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1978;4:1055-8.
32. Salmi J, Eskola H, Pitkanen M, Malmivuo J. The influence of electromagnetic interference and ionizing radiation on cardiac pacemakers. *Strahlenther Onkol* 1990;166:153-6.
33. Little F. Pacemakers in radiotherapy. *Clin Oncol* 1994;6:211-2.
34. Hanna S. Report on Magnetic Field Leakage Measurements. Siemens Medical System, Concord, CA, personal communication, 7/3/03. Citado por Steidley KD et al. Pacemaker/ICD Irradiation Policies in Radiation Oncology. Congreso IRPA11;2011;Madrid.
35. Johnson S. Magnetic Field at Clinac Isocenter. Oncology Systems, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, personal communication, 9/7/99. Citado por Steidley KD et al. Pacemaker/ICD Irradiation Policies in Radiation Oncology. Congreso IRPA11;2011;Madrid.
36. Tsekos A, Momm F, Brunner M, Guttenberger R. The cardiac pacemaker patient - might the pacemaker be directly irradiated? *Acta Oncol* 2000;39:881-3.
37. Nibhanupudy J, De Jesus M, Fujito M, Goldson A. Radiation dose monitoring in a breast cancer patient with a pacemaker: a case report. *J Natl Med Assoc* 2001;93:278-81.
38. Santhanam S, Bolton S, Vasanthan S, Thomas G. Safe delivery of radiotherapy in patients with implanted cardiac pacemakers. *Br J Cancer* 2002;86:S57.
39. Riley B, Garcia J, Guerrero T. The utilization of a 3-Dimensional non coplanar treatment plan to avoid pacemaker complications. *Med Dosim* 2004;29:92-6.
40. Mitra D, Ghosh K, Gupta P, Jayanti J, Dev A, Sur P. Radiation Dose Monitoring in a lung cancer patient with a pacemaker – a case report. *Int Radiol Imag* 2006;16:875-7.
41. Munshi A, Wadasadawala T, Kumar Sharma P, Sharma D, Budrukkar A, Jalali R. Radiation therapy planning of a breast cancer patient with in situ pacemaker – challenges and lessons. *Acta Oncol* 2008;47:255-60.
42. Thomas D, Becker R, Katus H, Schoels W, Karle C. Radiation therapy-induced electrical reset of an implantable cardioverter defibrillator device located outside the irradiation field. *J Electrocardiol* 2004;37:73-4.
43. John J, Kaye G. Shock coil failure secondary to external irradiation in a patient with implantable cardioverter defibrillator. *Pacing Clin Electrophysiol* 2004;27:690-1.
44. Sepe S, Schaffer P, Krimmel K, Schaffer M. Irradiation treatment of laryngeal cancer in a patient with an implantable cardioverter-defibrillator (ICD). *Onkologie* 2007;30:378-80.
45. Nemeč J. Runaway implantable defibrillator – a rare complication of radiation therapy. *PACE* 2007;30:716-8.
46. Kapa S, Fong L, Blackwell C, Herman M, Schomberg P, Hayes D. Effects of scatter radiation on ICD and CRT function. *PACE* 2008;31:727-32.
47. Gelblum D, Amols H. Implanted cardiac defibrillator care in radiation oncology patient population. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009;1525-31.
48. Kikuchi D, Iizuka T, Hoteya S, Miyata Y, Mitani T, Ochiai Y. Safe and successful chemo radiotherapy for a patient with cardiac pacemaker and triple cancers. *Gan To Kagaku Reecho* 2009;36:1025-7.
49. Wadasadawala T, Pandey A, Agarwal J, Jalali R, Laskar S, Chowdhary S. Radiation Therapy with Implanted Cardiac Pacemaker Devices: a Clinical and Dosimetric Analysis of Patients and Proposed Precautions. *Clin Oncol* 2011;23:79-85.
50. Ferrara T, Baiotto B, Malinverni G, Caria N, Garibaldi E, Barboni G et al. Irradiation of pacemakers and cardio-defibrillators in patients submitted to radiotherapy: a clinical experience. *Tumori* 2010;96:76-83.
51. Zweng A, Schuster R, Hawlicek R, Weber H. Life-threatening pacemaker dysfunction associated with therapeutic radiation: a case report. *Angiology* 2009;60:509-12.
52. DiBiase S, Eagen J, Dufendach C. The Influence of Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) on Cardiac Devices in Patients Undergoing Treatment for Prostate Cancer. *ASTRO's 53rd Annual Meeting*. 2011; Miami, Florida.
53. Uiterwaal H. In regard to Solan et al.: treatment of patients with cardiac pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators during radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;60:1662-3.

54. Hudson F, Coulshed D, D'Souza E, Baker C. Effect of radiation therapy on the latest generation of pacemakers an implantable cardioverter defibrillators: A systematic review. *J Med Imaging Radiat Oncol* 2010;54:53-61.
 55. Hurkmans C, Kneijens J, Oei B, Maas A, Uiterwaal G, van der Borden A et al. Management of radiation oncology patients with a pacemaker or ICD: A new comprehensive practical guideline in The Netherlands. *Radiat Oncol* 2012;7:198.
4. Si la estimación de dosis acumulada en el DC sobrepasara los 10 Gy sería necesaria su recolocación previo al tratamiento. Para pacientes con dosis estimadas en su DC entre 2 y 10 Gy, se debería valorar de forma individualizada la recolocación.
 5. Si se sospechase cualquier fallo en el funcionamiento del DC, consultar directamente con el servicio de cardiología para determinar de forma conjunta con los servicios de oncología radioterápica y radiofísica cómo proceder.

Apéndice I

A continuación se expone una serie de recomendaciones recopiladas por la autora, recogida principalmente del protocolo publicado por la Sociedad Holandesa de Radioterapia y Oncología (2012)⁵⁵ y de los artículos revisados, como ejemplo del procedimiento que podría ser adoptado por un servicio de radioterapia para el tratamiento de pacientes con dispositivos cardiacos.

Antes de comenzar el tratamiento

1. Contactar con el servicio de cardiología para planificar el seguimiento de el/la paciente durante el tratamiento de radioterapia.
2. El servicio de cardiología debe realizar una revisión completa del dispositivo cardiaco (DC) previo al inicio del tratamiento de radioterapia y determinar si el/la paciente es o no dependiente del DC.

Durante el tratamiento

1. Realizar una dosimetría 3D en la que el DC no se encuentre nunca incluido en el haz directo de los campos de tratamiento y evitar incluirlo en los campos de verificación si existiera esa posibilidad.
2. La planificación dosimétrica debe configurarse de forma que el DC reciba la menor dosis posible, empleando siempre campos de baja energía (<10 MV) y evitando las técnicas de IMRT y *gating* respiratorio en la medida de lo posible⁵⁴.
3. Se debe realizar una estimación de la dosis absorbida total en el DC durante el tratamiento completo mediante dosímetros TLDs (o cualquier otro método de dosimetría *in vivo*) o mediante cálculos.

6. En pacientes con desfibriladores, programarles sus DC para desactivar la función de "terapia anti-taquicardia" durante cada sesión del tratamiento.
7. Siguiendo las recomendaciones del protocolo de la Sociedad Holandesa de Radioterapia y Oncología⁵⁵, los pacientes se pueden clasificar según su riesgo, en función de la dosis que pueda recibir su DC y de la dependencia del paciente de su DC:

a. Riesgo bajo: son los pacientes que recibirán una dosis en su DC inferior a 2 Gy y no son dependientes de su DC. Para este grupo de pacientes no es necesaria la monitorización del paciente. El personal del departamento debe estar informado para seguir el protocolo estándar de resucitación cardio-respiratoria ante una emergencia.

b. Riesgo medio: son los pacientes que recibirán una dosis en su DC entre 2 y 10 Gy y aquellos que recibirán una dosis inferior a 2 Gy pero que son dependientes de su DC. Empleando algunas medidas adicionales estos pacientes se podrían tratar igualmente de forma segura. Estas medidas consisten en:

I. Revisiones del DC por el servicio de cardiología con periodicidad semanal.

II. Disponibilidad en la unidad de tratamiento de un monitor de ECG y de un "carro de parada" dotado de desfibrilador.

III. En caso de emergencia, debe haber disponible un equipo de marcapasos externo, personal capacitado para proceder a una resucitación cardio-respiratoria y personal especializado del servicio de cardiología que se pueda presentar en 10 minutos desde el aviso de la emergencia.

- c. **Riesgo alto:** son los pacientes que recibirán una dosis en su DC superior a 10 Gy. Para estos pacientes en los que no es posible recolocar el DC para que reciba menor dosis, habría que valorar de forma individualizada si la indicación del tratamiento de radioterapia supera los riesgos asociados a la irradiación del DC. En caso afirmativo, se deberían tomar las mismas medidas de seguridad que las empleadas con pacientes de riesgo medio y adicionalmente las siguientes.
 - I. Realizar una monitorización cardiaca durante cada sesión del tratamiento por personal especializado.
 - II. Realizar una revisión del DC después de cada sesión de tratamiento.

Al finalizar el tratamiento

Se debe acordar con el servicio de cardiología el seguimiento de el/la paciente durante algún tiempo después de la finalización del tratamiento de radioterapia, ante posibles fallos tardíos del DC. Se recomiendan revisiones del DC transcurridos uno, tres y seis meses después de la finalización del tratamiento.