



Revisión de Artículos

Guadalupe Martín Martín*

Comité de Redacción.

Estimadas compañeras y compañeros,
Para este primer número de la Revista del año 2013, contamos con cuatro interesantes comentarios sobre trabajos científicos de muy alto nivel y sobre cuestiones que generan gran polémica en nuestro sector.

Para empezar, Yolanda Prezado, radiofísica española reconocida internacionalmente por su labor de investigación puntera en el campo de la radioterapia con minihaces, nos resume su último e innovador trabajo publicado en esta línea. A continuación, Manuel Vilches, realiza un meticuloso resumen del estado actual del debate sobre la justificación de los programas de cribado mamográfico, centrándose en un artículo recientemente publicado que parece mostrar datos reveladores sobre este controvertido asunto. Por otro lado, la coordinadora del grupo de trabajo de IGRT de la SEFM, M^a Cruz Lizuain, nos hace un práctico resumen del último documento publicado por la AAPM sobre garantía de calidad de técnicas de IGRT basadas en tecnología TC. Para finalizar, se incluye un resumen de las alternativas que han surgido en los últimos años para optimizar el control de calidad de los pacientes de IMRT, centrándose en un trabajo recientemente publicado cuya línea yo considero de particular interés.

Espero que disfrutéis con los trabajos publicados en esta sección y os animo, como en ediciones anteriores, a participar con sugerencias de artículos que consideréis apropiados para incluir en el próximo número de la revista. Gracias.



Proton minibeam radiation therapy: a proof of concept

Prezado Y, Fois G
Med Phys 2013;40:031712,1-8.

Yolanda Prezado

Laboratoire Imagerie et Modelisation pour la Neurobiologie et la Cancerologie.
Centre National Recherche Scientifique (France).
prezado@imnc.in2p3.fr

Este trabajo, publicado en *Medical Physics*, es la prueba de concepto de una nueva técnica de radioterapia, llamada radioterapia con minihaces de protones, que aúna las ventajas de la radioterapia con minihaces con la deposición de dosis en profundidad más selectiva de los protones.

La radioterapia es uno de los métodos más eficaces de tratamiento del cáncer. Su principal limitación radica en lograr depositar una dosis de radiación terapéutica en el tumor sin exceder las tolerancias en los tejidos sanos circundantes. Esta limitación hace que la mayor

parte de los tratamientos de tumores radioresistentes, como los gliomas, sean sólo paliativos. El alto riesgo de problemas en el desarrollo del sistema nervioso central restringe asimismo la aplicación de radioterapia en pediatría. El tratamiento de tumores próximos a un órgano de riesgo, como la médula dorsal, se ve también severamente limitado. Una posible solución es el desarrollo de nuevas técnicas de radioterapia en las que se empleen modos de irradiación radicalmente distintos a los convencionales, modificando de esta manera la dosis biológica equivalente.

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

En particular, en el caso de técnicas como la terapia con rejilla (“GRID therapy”)¹ y la radioterapia con micro² y minihaces³, se ha observado que la combinación de pequeños tamaños de campo y un fraccionamiento espacial de la dosis conduce a un incremento significativo de las dosis de tolerancia de los tejidos sanos. El fraccionamiento espacial de la dosis implica que en lugar de emplear campos uniformes, la irradiación se realiza con campos de radiación espaciados entre ellos por zonas no irradiadas. Esto da lugar a distribuciones con altos gradientes de dosis. Mientras que en la terapia con rejilla los tamaños de campo empleados están en torno a 1 cm², los tamaños de campo sub-milimétricos empleados en terapia con microhaces (entre 25 y 100 μm) y en terapia con minihaces (entre 500 y 700 μm) permiten explorar los límites de lo que se llaman “efectos de dosis-volumen”: a menor tamaño de campo, mayores son las tolerancias de los tejidos sanos. El empleo de esos tamaños de campo tan pequeños, al menos un orden de magnitud menor que los utilizados en radiocirugía, conduce a un incremento remarcable de las dosis de tolerancia de los tejidos sanos. Se ha observado que los tejidos normales son capaces de tolerar dosis de hasta 100 Gy en una fracción.

La principal ventaja de la terapia con minihaces (MBRT) es el hecho de que los tamaños de campo no son vulnerables a los pequeños movimientos del cerebro debido a la circulación sanguínea (pulsaciones cardiosíncronas), que emborronan la trayectoria de los haces en el caso de la terapia con microhaces, y que en el caso de la MBRT no hace necesario el empleo de altas tasas de dosis. La MBRT ofrece un buen compromiso entre una remarcable capacidad de preservación de los tejidos sanos y facilidad para su implementación técnica.

Una mejora añadida puede obtenerse combinando las ventajas de la MBRT con la deposición de dosis en profundidad más selectiva de los protones de energía clínica (105 MeV) y con la dispersión lateral reducida de los protones de muy alta energía (1 GeV). Este nuevo método de radioterapia se llama radioterapia con minihaces de protones (pMBRT).

El objetivo de este trabajo era doble: evaluar la posible ganancia en la preservación de los tejidos, cuantificando los cocientes dosis pico y dosis valle y estudiar la posibilidad de emplear esta nueva técnica para tratar de manera efectiva enfermedades no cancerosas, tales como la epilepsia, evaluando las penumbras.

Para ello se emplearon simulaciones Monte Carlo (GATE v.6). Se determinaron las distribuciones de dosis en un maniquí de agua. Se consideraron dos energías de protones: una energía relevante en la clínica (105 MeV) y una energía muy alta (1 GeV)

para beneficiarse de una dispersión lateral reducida. Esta energía es empleada para tratamientos en el sincro-ciclotron del Instituto de Física Nuclear de San Petersburgo (PNPI). Las nuevas tecnologías basadas en aceleración por láser podrían aumentar la disponibilidad de estos protones de alta energía para tratamiento⁴.

En las técnicas de radioterapia con fraccionamiento espacial, como la MBRT, los perfiles de dosis consisten en un patrón de picos y valles, con altas dosis en la trayectoria de los haces y bajas dosis en los espacios entre ellos. El cociente entre las dosis pico y valle (PVDR) juega un importante papel en la respuesta biológica⁵. Valores altos del PVDR con valles bajos garantizan la preservación de la arquitectura de los tejidos normales.

En la técnica de pMBRT se obtuvieron valores del PVDR similares o más altos que en la de MBRT con radiación sincrotrón, por tanto cabe esperar dosis de tolerancia iguales o superiores a las observadas en la MBRT. Una ventaja añadida de la pMBRT es que no se deposita dosis más allá del pico de Bragg, en contraposición a las técnicas que emplean fotones. Las penumbras, además, fueron significativamente más estrechas que en el caso de la radiocirugía con Gamma Knife. Estos resultados sugieren que la pMBRT podría proporcionar una ganancia extra con respecto a la preservación de los tejidos sanos y que, por tanto, podría ofrecer una alternativa prometedora para el tratamiento de casos delicados.

El siguiente paso a seguir sería la implementación práctica de esta nueva técnica en centros de proton terapia y la realización de experimentos biológicos para evaluar los efectos de la pMBRT tanto en los tejidos sanos como en los tumorales.

Bibliografía

1. Tenzel W. Experience with GRID therapy. *Radiology* 1952;59:399-408.
2. Brauer E, Serduc R, Siegbahn E, Le Duc G, Prezado Y, Bravin A et al. Effects of pulsed, spatially fractionated, microscopic synchrotron X-ray beams on normal and tumoral brain tissue. *Mutat Res* 2010;704:160-6.
3. Prezado Y, Sarun S, Gil S, Deman P, Bouchet A, Le Duc G. Increase of lifespan for glioma-bearing rats by using minibeam radiation therapy. *J Synchrotron Radiat* 2012;19:60-5.
4. Bulanov S, Bychenkov V, Chvykov V, Kalinchenko G, Litzenberg D, Matsuoka T et al. Generation of GeV protons from 1 PW laser interaction with near critical density targets. *Phys Plasmas* 2010;17:043105-25.
5. Dilmanian F, Button T, Le Duc G, Zhong N, Peña L, Smith J et al. Response of rat intracranial 9L gliosarcoma to micro-beam radiation therapy. *J Neuro Oncol* 2002;4:26-38.



Cribado Mamográfico, “time to stop... thinking”^{*,†}

Effect of Three Decades of Screening Mammography on Breast-Cancer Incidence. Bleyer A, Welch H. N Engl J Med 2012;367:1998-2005.

Manuel Vilches

Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario San Cecilio de Granada.
manuelvilchesspa@gmail.com

La polémica sobre el cribado mamográfico es asunto que viene de largo¹. En el último decenio del siglo pasado encontramos ya críticas al cribado sustentadas por poco más que importantes dosis de sentido común y dudas razonables sobre los ensayos realizados o en realización, pero no evidencias en su contra. De forma que, aunque hay una importante bibliografía crítica con el cribado anterior al año 2000, fue la revisión *Cochrane*, publicada ese mismo año, en forma resumida en la revista *Lancet*, y recientemente actualizada², la que marcó el punto de inflexión del debate

Para valorar el impacto que el cribado tendrá en la salud de las mujeres que participan en el programa, deberá tenerse en cuenta la probabilidad de ocurrencia de cada una de las siguientes circunstancias:

1. Que la enfermedad no sea diagnosticada por otros medios en el periodo de tiempo entre dos mamografías consecutivas (lo que se conoce como cáncer de intervalo).
2. Que en el diagnóstico no pase inadvertida una situación patológica (lo contrario sería un falso negativo). Esto se conoce como sensibilidad y la mamografía alcanza valores muy altos (aunque no del 100%).
3. Que en caso de detectarse una situación patológica actual esta lo sea verdaderamente (lo contrario significará un falso positivo). Se conoce esto como especificidad y también la mamografía alcanza valores altos, comparada con otras técnicas diagnósticas.

* Una versión extendida de esta reseña, incluyendo una lista de referencias, puede encontrarse en el blog del autor: <http://rayosy-centollas.blogspot.com.es/2013/05/sobre-el-cribado-mamografico.html>

† El encabezado de esta revisión parafrasea (y en cierto modo rinde homenaje) a dos de las referencias listadas. La primera, el artículo de Baum et al. “Screening for breast cancer, time to think... and stop” de 1995, y el de Gostzche de 2011, “Time to stop mammography screening”. Diecisiete años las separan y a la vez las unen. En esos años ha pasado el tiempo en que las evidencias contra el cribado y aquellos que las mostraban, se manifestaban discretamente, casi de forma vergonzosa, soportando críticas impropias del debate científico.

4. Que esta detección anticipada signifique un alargamiento de la vida de la paciente o al menos una igual supervivencia se logre con una reducción significativa de morbilidad. El alargamiento, en cualquier caso, deberá referirse a un retraso del momento en que la muerte ocurra respecto al momento en el que la muerte se hubiera producido de no haber sido detectada la enfermedad con esa anticipación, de lo contrario, es decir, si la muerte ocurre en el mismo momento, el alargamiento de vida sería solo aparente, es lo que se conoce como sesgo por latencia, *lead time bias*.
5. Que la enfermedad, detectada en un estadio inicial, remita de forma espontánea sin intervención o progrese con tanta lentitud que no llegue nunca a poner en riesgo la vida de la persona afectada.

De estos objetos de valoración ningún lector tendrá problemas con aceptar la pertinencia de los cuatro primeros, con los cuales estará familiarizado. Las críticas al cribado han incidido, tradicionalmente, en estos cuatro aspectos, así como en el pequeño, pero no insignificante, riesgo de cáncer radioinducido³ o en las molestias ocasionadas por la exploración. Todos estos aspectos negativos son, al menos parcialmente, citados en los prospectos publicitarios de los programas^{3-5†}. Y si frente a la oportunidad de salvar algunas vidas gracias al cribado oponemos una ligera molestia durante la exploración, un poco de ansiedad para algunas de las mujeres, algún puñado de falsos positivos (con la angustia que generarán en quien los sufra), una posibilidad ínfima de cáncer radioinducido y un puñado de dólares... ¿quién se atreverá a poner en duda la continuidad de tales programas?

Pero ¿Qué decir de esa quinta eventualidad de nuestra lista?, ¿realmente puede esa patología, detectada por el cribado, remitir sin tratamiento o progresar

‡ Peter C. Gøtzsche y colaboradores han editado su propio folleto informativo que ha sido traducido al castellano y se actualiza periódicamente con nuevas evidencias. Puede descargarse en <http://www.cochrane.dk/screening/mamografia-es.pdf>

tan lentamente que no llegue a poner en riesgo la salud de la persona afectada? Si tal cosa ocurriera estaríamos ante lo que conocemos como sobrediagnóstico, y todas las acciones terapéuticas iniciadas por este resultado no serían sino sobretratamiento y no tendrían ningún efecto beneficioso en la salud de la persona afectada pero sí todos los efectos perniciosos. Dada la visión que tenemos del cáncer como una enfermedad inexorable que tarde o temprano, aun partiendo de una etapa latente, acabará poniendo en serio riesgo la vida de la persona enferma, la posibilidad de una remisión espontánea o un crecimiento tan lento y poco amenazador puede parecer extraña al público general o no especializado, pero no lo es. De hecho el sobrediagnóstico ocurre (no solo en el cribado mamográfico⁶) y, a tenor de los últimos datos publicados, y el artículo que nos ocupa es el más reciente y en mi opinión el más contundente, ocurre en una proporción tan importante que hace muy difícil seguir defendiendo la continuidad de los programas.

El sobrediagnóstico está principalmente asociado al diagnóstico de carcinoma ductal in situ (CDIS). Esta patología, que es diagnosticada principalmente por los programas de cribado (aproximadamente el 20% de todos los cánceres diagnosticados por cribado son CDIS), no tiene efecto sobre la salud de la persona afectada en un porcentaje considerable de casos (hasta en un 75% de los casos según algunas estimaciones) pero, una vez diagnosticada y dado que es imposible saber a priori si el caso evolucionará o no, pone en marcha toda la maquinaria terapéutica disponible: cirugía (en algunos casos mastectomía, por tratarse de una enfermedad no localizada), radioterapia e incluso quimioterapia, y esto son ya palabras mayores, pues como sabemos estos tratamientos tienen importantes efectos adversos que pueden incluso tener un resultado fatal⁷. Pero también es posible observar cierto grado de remisión espontánea o latencia asintomática, y por tanto sobrediagnóstico, en el caso de cáncer invasivo^{8,9}.

La bibliografía no es de gran ayuda¹⁰, la sensación de cualquiera que acuda a ella será la de que es muy difícil resolver objetivamente este debate¹¹, pues para ello sería necesario realizar un gigantesco ensayo que abarcara al menos treinta años y en el que se pudiera valorar el impacto poblacional del programa. Pero resulta que discutiendo y discutiendo, ¡ya han pasado esos treinta años! Y tenemos, no un ensayo, sino el experimento completo, con cientos de miles, millones de mujeres, cribadas durante largos periodos de tiempo. Esto es lo que Bleyer y Welch¹² han hecho en este artículo con datos de los EE UU de América, donde el programa lleva 30 años implantado.

El artículo analiza el efecto que estas tres décadas (desde 1976 a 2006) de cribado mamográfico, en el grupo de mujeres mayores de 40 años, ha tenido en

la incidencia del cáncer de mama por estadios en el momento del diagnóstico, en los EE UU de América. El trabajo es concienzudo, riguroso y bien documentado, y es posible incluso acceder en un suplemento a los datos estadísticos empleados, año a año.

Los autores distinguen cuatro estadios para la enfermedad: carcinoma ductal in situ, enfermedad localizada (invasiva pero confinada al órgano), enfermedad regional y enfermedad distal. Los dos primeros se identifican como estadios iniciales y los dos últimos como estadios tardíos. La hipótesis de trabajo es obvia: idealmente, si el cribado es capaz de detectar la enfermedad en estadios iniciales de la misma (lo que nadie pone en duda) y todos estos casos hubieran evolucionado a estadios tardíos de no haber sido diagnosticados y tratados precozmente, entonces el incremento en la incidencia de los estadios iniciales debe reflejarse en una reducción numéricamente equivalente en la incidencia observada para los estadios avanzados si asumimos que la incidencia total del cáncer de mama, suma de ambas, no ha cambiado en este periodo de tiempo (esta constancia puede no ser cierta, y el análisis considera la posibilidad de un incremento de la incidencia total). Si, una vez tenido en cuenta ese posible incremento de la incidencia total, la reducción en estadios tardíos no es compatible con el incremento observado en los estadios iniciales (es decir, la diferencia entre ambos valores es estadísticamente significativa) deberemos aceptar que parte de los casos detectados por el cribado no estaban destinados a evolucionar a estadios tardíos y habrían sido sobrediagnosticados. El asunto no puede ser otro: si no se observa una reducción equivalente en la incidencia de los estadios avanzados, entonces el incremento en los estadios iniciales provocado por el cribado habrá sido, al menos en parte, diagnóstico innecesario.

Se establece la línea base de incidencia en ausencia de cribado (frente a la que comparar las incidencias en años sucesivos) a partir de las estadísticas del trienio 1976-78, rechazando los datos de incidencia del año 1973, en el que comenzó el registro de cáncer en ese país, por ser anómalamente bajos, y los años 1974 y 1975 por ser anómalamente altos. La incidencia actual se calcula con los datos del trienio 2006-8. Los autores tienen en cuenta el exceso de cáncer atribuible a la terapia de reemplazo hormonal utilizada extensivamente durante los años 1990 a 2005.

Se comparan las incidencias, antes y después de la implantación del programa de cribado, bajo cuatro escenarios distintos.

- En el primer escenario, o caso base según la denominación de los autores, se asume que la incidencia subyacente (desconocida) no ha cambiado en estas tres décadas.

- En un segundo escenario, que los autores llaman “mejor estimación” (*best guess*), se asume un incremento de la incidencia subyacente en la población cribada (mayores de 40 años), igual al observado en la población no cribada (mujeres menores de 40 años), un 0.25% por año tanto para estadios iniciales como avanzados.
- En el tercer escenario, el “caso extremo”, los autores asumen un incremento doble para la incidencia en la población cribada, 0.5%.
- En el cuarto, el “caso muy extremo”, se calcula la incidencia base para estadios tardíos antes del programa tomando el mayor de los datos observados, 113 casos en 100 000 mujeres.

Con los dos últimos escenarios los autores pretenden maximizar el efecto del cribado en la contención de la incidencia de estadios tardíos y minimizar la ocurrencia del sobrediagnóstico.

En esos treinta años, la incidencia de cáncer de mama en estadios iniciales ha pasado de 112 a 234 por cada 100 000 mujeres, coincidiendo este incremento con la introducción de los programas de cribado. El incremento se asocia a la detección de más casos de enfermedad localizada y a la entrada en escena del CDIS que era indetectable antes de la introducción de la mamografía. Por otro lado, la reducción en el número de casos de estadio avanzado, de 102 a 94 por cada 100 000 mujeres, se asocia a un menor número de casos de enfermedad regional. El número de casos de enfermedad metastásica es idéntico antes y después de la introducción de los programas.

Asumiendo una incidencia subyacente constante en el tiempo (el caso base), el efecto del cribado sería evitar el desarrollo a estadio avanzado de solo 8 de los 122 casos de enfermedad inicial detectados (lo que significaría, aceptando un 75% de curación para estos estadios, una relación 19 a 1, entre casos sobrediagnosticados y vidas salvadas). Los otros 114 casos detectados han progresado igualmente hasta estadios avanzados a pesar de su diagnóstico precoz. Los autores traducen estas proporciones a números netos, sin más que multiplicar por el número de mujeres en la banda de edad considerada (que se ha extraído de las estadísticas). Según esos cálculos el exceso de detección es de 1 518 000, 1 369 000, 1 213 000 y 1 016 000 para los cuatro supuestos considerados para la evolución de la incidencia subyacente, lo que significa más de un millón de mujeres sobrediagnosticadas y sobretratadas en estos 30 años, entre un 33 y un 22% de todos los cánceres de mama diagnosticados y tratados, y más del 50% de los diagnosticados mediante cribado, si todo el sobrediagnóstico se atribuyera a esta práctica, lo cual puede no ser cierto, aunque dada la coincidencia en el tiempo parece una hipótesis razonable

y coincide con estimaciones anteriores^{13,14} si bien podemos encontrar estimaciones algo más bajas¹⁵ y algunas mucho más bajas¹⁶.

En la discusión los autores recuerdan que a pesar de ello, la muerte por cáncer de mama entre mujeres mayores de 40 años ha decrecido en estos treinta años de forma muy importante, un 28% (de 71 a 51 muertes por cada 100 000 mujeres) pero esta reducción ha sido mucho más significativa, del 42%, entre las mujeres menores de 40 años, no sometidas al cribado, y debe por tanto atribuirse a la mayor efectividad de las nuevas terapias, especialmente la terapia sistémica adyuvante.

El trabajo no hace sino confirmar resultados obtenidos por otros autores a partir del análisis de los ensayos clínicos realizados hasta la fecha. Los autores reconocen las deficiencias metodológicas y las limitaciones de las aproximaciones realizadas, pero argumentan convincentemente sobre el pequeño impacto que estos déficits tienen en el resultado global.

Lo que hace a este artículo especialmente demoledor es, en primer lugar, que sus resultados se encuentran en la banda más desfavorable para el cribado (bajo cualquiera de los cuatro escenarios utilizados) y que se trata de un estudio observacional de ámbito nacional, que abarca un largo periodo de tiempo (lo que reduce el sesgo por tiempo de latencia), pacientes de toda índole y una gran variedad de protocolos, lo que hace sus resultados más próximos a lo que realmente ha ocurrido con la introducción de los programas. Es, como los propios autores señalan, una vista desde el espacio. Reconocen que los ensayos aleatorios son la fuente principal de información, pero señalan que los ensayos disponibles han quedado anticuados, y no incluyen los avances logrados en la terapia ni el impacto que la mayor calidad de imagen y la reducción de los umbrales de detección ha tenido en un posible aumento del sobrediagnóstico.

El artículo ha sido prontamente aplaudido pero también criticado, aunque de forma muy moderada, en una correspondencia reciente a la que los autores replican¹⁷. Pero nuevas respuestas siguen y seguirán apareciendo en los próximos meses.

Cada vez son más los expertos que cuestionan la continuidad del cribado mamográfico. Algunos, los más moderados, consideran al menos que la participación en dichos programas es un asunto limítrofe, un “*close call*” que dicen los angloparlantes; una decisión que debe quedar en manos de mujeres y médicos bien informados sobre los riesgos y beneficios esperables, y que los mensajes más agresivos utilizados hasta ahora para lograr la participación mayoritaria de la población diana deben ser abandonados. Otros, los que más han sufrido las críticas de los entusiastas de los programas de cribado, creen que ya es tiempo de hacer público lo

que consideran un hecho probado, que los riesgos del cribado superan con mucho los escasos beneficios y que los recursos invertidos no solo no mejoran la atención sanitaria sino que la dificultan y empeoran considerablemente¹⁸. Hoy la situación es cada día más clara, los datos, más contundentes. Y estos datos parecen indicar que los costes del cribado son muchos y los pretendidos beneficios, escasos. Puede discreparse y argumentar contra ellos, pero no deberíamos permanecer al margen. Lo más urgente es que la mejor información disponible llegue a todas las personas implicadas, para que las decisiones oportunas, individuales o comunitarias, se tomen con su conocimiento. Hay demasiado en juego.

Bibliografía

- Baum M. Screening for breast cancer, time to think... and stop? *Lancet* 1995;346:436-7; author reply 439. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23581452>. Último acceso, 10 de abril de 2013.
- Gøtzsche P, Nielsen M. Screening for breast cancer with mammography. *Cochrane database Syst Rev* 2011;1:CD001877. Disponible en: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD001877.pub3/pdf/standard>. Último acceso, 19 de abril de 2013.
- Guirado D, Vilches M. ¿Está justificado el cribado mamográfico? *Radiología* 2002;44:61-4.
- Jørgensen K, Gøtzsche P. Content of invitations for publicly funded screening mammography. *BMJ (Clinical research ed.)* 2006;332:538-41. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1388137/>. Último acceso, 4 de marzo de 2013.
- Jørgensen K, Gøtzsche P. Presentation on websites of possible benefits and harms from screening for breast cancer: cross sectional study. *BMJ (Clinical research ed.)* 2004;328:148. Disponible en: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=314513&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>. Último acceso, 25 de abril de 2013.
- Moynihán R, Doust J, Henry D. Preventing overdiagnosis: how to stop harming the healthy. *BMJ* 2012;344:e3502-e3502. Disponible en: <http://www.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bmj.e3502>. Último acceso, 25 de marzo de 2013.
- Baum M. Harms from breast cancer screening outweigh benefits if death caused by treatment is included. *BMJ (Clinical research ed.)* 2013;346:5. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23344314>. Último acceso, 7 de marzo de 2013.
- Zahl P, Mæhlen J, Welch H. The natural history of invasive breast cancers detected by screening mammography. *JAMA Intern Med* 2008;168:2311-6. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19029493>. Último acceso, 25 de abril de 2013.
- Zahl P, Gøtzsche P, Mæhlen J. Natural history of breast cancers detected in the Swedish mammography screening programme: a cohort study. *Lancet Oncol* 2011;12:1118-24. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21996169>. Último acceso, 15 de marzo de 2013.
- Rasmussen K, Jørgensen K, Gøtzsche P. Citations of scientific results and conflicts of interest: the case of mammography screening. *EBM* 2013;18:83-9. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23635839>.
- Duffy S, Lynge E, Jonsson H, Ayyaz S, Olsen H. Complexities in the estimation of overdiagnosis in breast cancer screening. *Br J Cancer* 2008;99:1176-8. Disponible en: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2567065&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>. Último acceso, 15 de marzo de 2013.
- Bleyer A, Welch H. Effect of three decades of screening mammography on breast-cancer incidence. *NEJM* 2012;367:1998-2005. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23171096>. Último acceso, 7 de marzo de 2013.
- Zahl P, Strand B, Mæhlen J. Incidence of breast cancer in Norway and Sweden during introduction of nationwide screening: prospective cohort study. *BMJ* 2004;328:919.
- Jørgensen K, Gøtzsche P. Overdiagnosis in publicly organised mammography screening programmes: systematic review of incidence trends. *BMJ (Clinical research ed.)* 2009;339:b2587. Disponible en: <http://www.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bmj.b2587>. Último acceso, 7 de marzo de 2013.
- Kalager M, Adami H, Bretthauer M, Tamimi R. Overdiagnosis of invasive breast cancer due to mammography screening: results from the Norwegian screening program. *Ann Intern Med* 2012;156:491-9. Disponible en: <http://annals.org/article.aspx?articleID=1103746>. Último acceso, 5 de abril de 2013.
- Njor S, Olsen A, Blichert-Toft M, Schwartz W, Vejborg I, Lynge E. Overdiagnosis in screening mammography in Denmark: population based cohort study. *BMJ (Clinical research ed.)* 2013;346:f1064. Disponible en: <http://www.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bmj.f1064>. Último acceso, 5 de abril de 2013.
- Bleyer A, Welch H. Effect of screening mammography on breast cancer incidence. *New Eng J Med* 2013;368:679. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23406034>. Último acceso, 7 de marzo de 2013.
- Gøtzsche P. Time to stop mammography screening? *CMAJ* 2011;183:1957-8. Disponible en: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3225414&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>. Último acceso, 7 de marzo de 2013.



Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179

Bissonnette J, Balter P, Dong L, Langen K, Lovelock D, Miften M et al. *Med Phys* 2012;39:1946-63.

M. Cruz Lizuain Arroyo

Coordinadora del grupo de IGRT de la SEFM
lizuain@telefonica.net

La imagen ha formado parte de los tratamientos radioterápicos desde el comienzo de esta especialidad médica, pero ha sido en los últimos años, con la introducción de nuevas técnicas de irradiación, como la radioterapia con haces de fluencia modulada (IMRT, VMAT) o la radioterapia estereotáxica intra o extra craneal (SRT, SBRT), cuando la información obtenida a partir de los sistemas de imagen se ha hecho imprescindible en la optimización de los mismos.

Las imágenes planas de los inicios, obtenidas en la propia unidad de irradiación con una calidad mediocre y sin referencias comunes con la técnica de tratamiento, han ido evolucionando, hacia imágenes 3D de calidad similar a las obtenidas con los TC de diagnóstico, en conjunción con un software que permite registrar, fusionar, analizar y tomar decisiones sobre la anatomía del paciente, antes y durante el tratamiento radioterápico. Es indiscutible que el uso de unidades de irradiación dotadas de sistemas de imagen de tecnología TC, se ha incrementado en la última década y que lo seguirá haciendo, ya que la experiencia está demostrando que es un buen medio para identificar y corregir errores geométricos; podríamos asegurar que los tratamientos radioterápicos guiados por la imagen (IGRT) han pasado a ser una forma habitual de trabajo en las unidades de oncología radioterápica.

Diferentes grupos de trabajo (AAPM¹⁻⁴, SEFM^{5,6}) han abordado el tema de la garantía de calidad de las técnicas de IGRT y publicado recomendaciones para realizar el control de calidad de éstas.

Se analiza aquí el TG-179⁴, último documento publicado por la AAPM sobre garantía de calidad de técnicas de IGRT, basadas en tecnología TC. No es exactamente un protocolo al uso, en el que se describen detalladamente una serie de procedimientos para realizar el trabajo, sino sobre todo unas reflexiones sobre los problemas con los que se encontrará el usuario, en función de las características de los equipos, remitiéndole a protocolos anteriores que incluyen una descripción más detallada de estos procedimientos.

En el TG-179⁴ se contemplan cuatro tipos de equipos que producen imágenes volumétricas, 3D, y que se denominan *equipos basados en tecnología TC*, más que por las características técnicas de funcio-

namiento por el tipo de imágenes resultantes; estos equipos se describen someramente en el punto II de este documento.

TC sobre raíles. Se puede considerar el sistema pionero⁷, consiste en un TC de diagnóstico montado sobre unos raíles en la sala de tratamiento, coaxial con la unidad de irradiación y compartiendo la mesa de tratamiento. Al girar el tablero de la mesa 180°, el paciente estará en la posición de tratamiento o dentro del túnel del TC que se que se desliza por los raíles.

TC de haz cónico de kilovoltaje (kV-CBCT). Desarrollado por Jaffray⁸⁻¹⁰, está formado por un tubo de rayos que produce un haz cónico de hasta 50 cm x 50 cm y una unidad de detección (*flat panel*) montados en la unidad de irradiación, con su eje perpendicular al eje del haz de radiación y con el mismo isocentro. A partir de un gran número de imágenes planas (más de 200) el software del equipo reconstruye una imagen 3D, que representa en forma de cortes similares a los de un TC.

TC de haz en abanico de megavoltaje (MVCT). Se trata del sistema de imagen de los equipos de Tomoterapia¹¹, donde el haz con el que se producen las imágenes es el mismo que el de irradiación (estrecho), aunque degradado a 3.5 MV; dependiendo del desplazamiento de la mesa (*pitch*) se pueden obtener imágenes o cortes de distintos espesores.

TC de haz cónico de megavoltaje (MV-CBCT). Al igual que en el anterior el haz de imagen es de megavoltaje, ya que ésta se produce con el mismo haz de irradiación y utiliza como detector el dispositivo de imagen portal de silicio amorfo (EPID). La reconstrucción de las imágenes es similar a la de los equipos kV-CBCT.

La siguiente sección, punto III del TG-179⁴ se refiere a las aplicaciones clínicas de cada una de las modalidades de equipos. Se advierte que el número y tipo de aplicaciones han ido aumentando continuamente, desde su inicial dedicación a la estereotaxia intracraneal y a los tratamientos de próstata con IMRT, hasta la situación actual en la que se usa para todo tipo de tratamientos y que dependen más de la disponibilidad del equipo de irradiación que de las características del dispositivo complementario que produce la imagen. Está claro que con un TC sobre raíles, las imágenes,

además de tener una gran calidad, serán las más adecuadas para la planificación dosimétrica y por lo tanto para la radioterapia adaptativa, pero los equipos de tipo CBCT tienen la ventaja de su rapidez, lo cual los hace idóneos para los tratamientos hipofraccionados, con altas dosis por fracción (SBRT). En cuanto a los sistemas con haz en abanico (Tomoterapia) hay referencias de su uso tanto en la alineación del paciente como en la verificación de los volúmenes de interés en cualquier localización anatómica (cabeza y cuello, pulmón, mama, próstata, etc., etc.)

Los autores dedican un párrafo a justificar la necesidad de utilizar técnicas de imagen en los tratamientos de SBRT, se trata de suministrar, en un número de sesiones muy pequeño, alrededor de 5, una dosis absorbida muy alta en un volumen muy ajustado, por lo que es imperativo que exista un programa de control de calidad dedicado a este tipo de técnicas, que cubra: la seguridad del paciente, las incertidumbres geométricas, la calidad de la imagen, la inmovilización del paciente, y la sincronización del haz de radiación con el movimiento respiratorio, si fuera preciso, etc. (AAPM TG-101²)

La sección IV del documento corresponde a la garantía de calidad y está dividida en dos partes la primera dedicada a la exactitud geométrica y la segunda a la calidad de la imagen.

Dentro de la exactitud geométrica, la determinación e identificación del isocentro de irradiación con el de imagen es de la mayor importancia y por ello en el texto se la denomina "calibración geométrica" y se recomienda verificarla diariamente.

En los equipos del tipo kV-CBCT la calibración geométrica es preceptiva, ya que durante los giros, los componentes de la imagen y del equipo de terapia, pueden flexionar o desviarse de su eje de rotación. En el TG-179 se recomienda una prueba (basada en el test de Winston Lutz¹²) a partir de la cual se obtiene una tabla de diferencias entre los píxeles (*flexmap*) que representan ambos isocentros, en función de la posición del brazo del acelerador. Los desplazamientos identificados en el *flexmap* se aplican automáticamente, al obtener la imagen, alineándola respecto del isocentro de radiación y eliminando el posible difuminado de ésta. Esta prueba forma parte del software de los equipos CBCT de Elekta⁶ y es similar al procedimiento *IsoCal* de Varian⁶.

Para los otros tipos de equipos, se recomienda una prueba más clásica de verificación del isocentro, siguiendo los protocolos TG-142¹ y TG-148¹³. En todos los casos, la tolerancia en la calibración geométrica está por debajo del milímetro.

Respecto al control de calidad de la imagen, se comenta en el documento, que todavía no hay suficiente experiencia para establecer protocolos de trabajo basados en la evidencia, ya que pocos autores han

podido repetir suficientemente los test de imagen para establecer tolerancias y frecuencias. Se remite a los protocolos anteriores AAPM Rep. 74¹⁴, TG-142¹, aunque se describen brevemente las pruebas. Recuerda que la resolución y la uniformidad, en estas imágenes, están afectadas por la radiación dispersa, en el caso de los haces anchos y por las energías altas, cuando la imagen se produce con haces de MV. En esta misma sección se presentan rangos de dosis absorbida en las pruebas de imagen, dependiendo del tipo de equipo, pero no se incluye ningún método para su determinación, enviando al lector al TG-75¹⁵, aunque la autora de este comentario recomienda también revisar el TG-111¹⁶ y el documento de la SEFM⁶.

Los autores del TG-179 consideran taxativa la realización de controles diarios en los equipos de IGRT de tecnología TC, con los que se podrían detectar cambios o errores producidos por colisiones, intervenciones técnicas no programadas, etc., además de disponer de un registro de los parámetros y de las condiciones de trabajo, a partir del cual tomar decisiones en cuanto a frecuencias o tolerancias en el programa de control de calidad. Se proponen una batería de pruebas tanto geométricas como de imagen, realizadas con un maniquí sencillo. La tolerancia aceptada en la geometría diaria es de ± 2 mm de acuerdo con el TG-101² y TG-104³, pero en desacuerdo con el TG-142⁴ que propone una tolerancia inferior ± 1 mm, cuando se trata de técnicas de SBRT. El grupo considera que una exactitud de 2 mm en la geometría es suficiente para la finalidad de estas pruebas, que consisten en verificar la integridad y funcionalidad del sistema, dedicando un tiempo razonable a su ejecución. Como ejemplo, realizar la calibración geométrica determinando el *flexmap*, llevaría un tiempo aproximado de 2 horas, lo que sería inaceptable en el trabajo diario.

El resumen de la sección dedicada al control de calidad se presentan en la Tabla II; es interesante destacar, que la periodicidad en las pruebas mensuales (geometría e imagen) puede pasar a ser semestral cuando el usuario disponga de suficiente información sobre la estabilidad del equipo.

La última sección del documento está dedicada al proceso de puesta en marcha de técnicas de radioterapia guiada por la imagen, en la que se recomienda que un grupo multidisciplinar formado por técnicos, físicos y médicos desarrollen los procedimientos de trabajo que incluyan, además de las pruebas de aceptación técnicas, los puntos siguientes:

- Definición de la exactitud requerida en la posición inicial del paciente desde el punto de vista clínico.
- Recomendación de las técnicas de imagen apropiadas para distintas localizaciones anatómicas.
- Procedimientos para disminuir la dosis absorbida debida a la técnica de imagen.

- Identificación de los accesorios de inmovilización.
- Resultados de las pruebas de imagen principio-fin (*end-to-end*) realizadas antes de iniciar el proceso de IGRT.
- Identificación de obstáculos y fallos que pueden afectar a la seguridad del paciente y al uso eficiente de la tecnología.

En la tabla III se presenta una estimación del personal y tiempo necesario para implementar las técnicas de IGRT, basada en la experiencia de los integrantes del grupo de trabajo de la AAPM TG-179. El contenido de esta tabla puede ser una gran ayuda para aquellos centros hospitalarios que están en la situación de decidir la incorporación de la IGRT a su cartera de servicios.

Bibliografía

1. Klein E, Hanley J, Bayouth J, Yin F, Simon W, Dresser S et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys* 2009;36:4197-213.
2. Benedict S, Yenice K, Followill D, Galvin J, Hinson W, Kavanagh B et al. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. *Med Phys* 2010;37:4078-101.
3. Yin F, Wong J, Balter J, Benedict S, Bissonnette J, Jaffray D et al. The role of in-room kV x-ray imaging for patient setup and target localization: Report of AAPM Task Group 104. In AAPM report 2009, p. 62.
4. Bissonnette J, Balter P, Dong L, Langen K, Lovelock D, Miften M et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179. *Med Phys* 2012;39:1946-63.
5. Lizuain MC, Capuz B, Crispín V, García S, Juan X, Jurado D et al. La radioterapia guiada por la imagen. *Rev Fis Med* 2008;9:113-26.
6. Sociedad Española de Física Médica. Recomendaciones Para el Control de Calidad de Equipos y Técnicas de Radioterapia Guiada por la Imagen (IGRT). Documento del grupo de trabajo de IGRT (2012). Disponible en: <http://www.sefm.es/>.
7. Uematsu M, Fukui A, Shioda A, Tokumitsu H, Takai K, Kojima T et al. A dual computed tomography linear accelerator unit for stereotactic radiation therapy: a new approach without cranially fixated stereotactic frames. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;35:587-92.
8. Jaffray D, Drake D, Moreau M, Martinez A, Wong J. A radiographic and tomographic imaging system integrated into a medical linear accelerator for localization of bone and soft-tissue targets. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;45:773-89.
9. Jaffray D, Siewerdsen H. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Initial performance characterization. *Med Phys* 2000;27:1311-23.
10. Jaffray D, Siewerdsen H, Wong J, Martinez A. Flat panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;53:1337-49.
11. Mackie T, Olivera G, Kapatoes J, Ruchala K, Balog J, Tome W et al. Helical tomotherapy. En, *Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State of the Art*. AAPM Summer School Proceeding, edited by Palta J and Mackie R (Medical Physics Publishing, Madison, WI, 2003), pp. 247-84.
12. Lutz W, Winston K, Maleki N. A system for stereotactic radio-surgery with a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1988;14:373-81.
13. Langen K, Papanikolaou N, Balog J, Crilly R, Followill D, Grant W. QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148. *Med Phys* 2010;37:4817-53.
14. Shepard S, Lin P-JP, Boone J, Cody D, Fisher J, Frey G, et al. AAPM Report No. 74 Quality Control in Diagnostic Radiology, 1 ed. (Medical Physics Publishing, Madison WI, 2002).
15. Murphy M, Balter J, Balter S, BenComo J, Das I, Jiang S et al. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. *Med Phys* 2007;34:4041-64.
16. Dixon R, Anderson J, Bakalyar D, Boedeker K, Boone J, Cody D et al. Comprehensive Methodology for the evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography. Report of Task Group 111. American Association of Physicists In Medicine 2010.



Evaluation of the efficiency and effectiveness of independent dose calculation followed by machine log file analysis against conventional measurement based IMRT QA

Sun B, Rangaraj D, Boddu S, Goddu M, Yang D, Palaniswaamy G et al. *J Appl Clin Med Phys* 2012;13:3837

Guadalupe Martín Martín

Sº de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Fuenlabrada
guadalupe.martin@salud.madrid.org

El debate que tuvo lugar durante el congreso de la ESTRO del pasado año 2012¹ sobre el control de calidad específico para pacientes de IMRT (IMRT QA a partir de ahora), sigue arrojando multitud de

publicaciones cuyo objetivo es optimizar el método convencional para estos controles de calidad, típicamente realizados con película o con matrices de detectores bidimensionales y complementados

con medidas dosimétricas en puntos de maniqués homogéneos.

Entre los últimos artículos publicados en este sentido, existen varias líneas de investigación centradas en los diferentes objetivos a la hora de optimizar el proceso convencional del IMRT QA; entre las más destacadas está, por un lado, la que apuesta por pasar del análisis convencional basado en el criterio gamma a un análisis basado en objetivos clínicos, mediante la valoración de las discrepancias de dosis directamente sobre el histograma de dosis-volumen (HDV) del paciente. Se pasa de una evaluación basada en medidas sobre un maniquí homogéneo a otra basada en el impacto clínico de cualquier variación de dosis sobre los volúmenes blanco y las estructuras críticas del paciente. En esta línea se centran los trabajos de Zhanj et al.², Carrasco et al.³, Stasi et al.⁴ y Viser et al.⁵ El trabajo de Chung et al.⁶ señala, además, la circunstancia de que puede no ser equivalente el cálculo de dosis que realiza un planificador en un maniquí homogéneo con respecto al que realizaría en un paciente. En su estudio, emplearon película radiocrómica para evaluar la precisión del cálculo de un planificador comercial ante posibles heterogeneidades. Sus resultados revelaron que para el caso de un maniquí homogéneo la dosis medida con la película se ajustaba bien a la calculada por el planificador, mientras que para un maniquí antropomórfico la tasa de fallos del planificador era notablemente superior. Esto implica que el planteamiento del IMRT QA convencional podría no ser lo suficientemente riguroso para pacientes con heterogeneidades presentes en el recorrido de los campos de radiación.

Por otro lado, están los trabajos que abogan por el ahorro de tiempo de máquina, sustituyendo las medidas previas del IMRT QA convencional por verificaciones dosimétricas realizadas con el paciente presente, mediante el dispositivo de imagen portal (EPID)⁷⁻¹⁶. En esta línea, el trabajo de Chytik et al.¹⁷ propone un novedoso método basado en la predicción de la dosis en el CT del paciente mediante la simulación por Monte Carlo de la fluencia de los campos y de la dispersión generada por el paciente en el EPID, junto con las medidas de dosis obtenidas con el EPID durante la primera sesión del tratamiento. En su estudio realizado con maniqués antropomórficos demuestran la validez del método y proponen trasladarlo a la clínica con pacientes.

Finalmente, se encuentran los trabajos que priorizan el ahorro de tiempo de máquina empleando el método del cálculo independiente de UM¹⁸⁻²⁰, seguido del análisis de los ficheros de tratamiento obtenidos en la primera o en sucesivas sesiones del tratamiento. El método basado en el análisis de los ficheros de tratamiento ha sido propuesto como una alternativa válida para el IMRT QA convencional por varios grupos²¹⁻²⁴, existe ya un programa comercial para este fin y el

grupo de Sun et al. ha estado empleando dicho método en su servicio de forma rutinaria durante varios años, como parte del procedimiento del IMRT QA. En su artículo titulado "*Evaluation of the efficiency and effectiveness of independent dose calculation followed by machine log file analysis against conventional measurement based IMRT QA*" plantean la necesidad de una alternativa al IMRT QA convencional, que requiere mucho tiempo de máquina, y puede no resultar eficiente en la detección de fallos de transferencia de datos y de cálculo de dosis. Además, sostienen que las medidas realizadas en maniqués homogéneos no pueden ser representativas de la geometría del paciente ni de sus heterogeneidades. En los últimos 3 años en su centro, realizaron controles de calidad de IMRT de unos 4000 pacientes mediante verificaciones dosimétricas convencionales con cámara de ionización y matrices de detectores bidimensionales. No encontraron ningún error que hubiera supuesto la replanificación o modificación de los parámetros del tratamiento, sin embargo, tuvieron que repetir del orden del 15% de estas medidas, con el consiguiente empleo de tiempo y de recursos. Los problemas que habitualmente provocaron estas repeticiones fueron debidos a planes de tratamiento generados o ejecutados incorrectamente, fallos en los equipos, elección de los puntos de medida en regiones de alto gradiente de dosis o documentación incorrecta del plan (generalmente fallos en las coordenadas del punto a medir). Además, encontraron casos en los que existía alguna discrepancia en la red de registro y verificación, provocados por inserción de datos erróneos o por errores humanos, que habían pasado desapercibidas en el IMRT QA previo al tratamiento, pero habían sido descubiertas durante verificaciones en la primera o en posteriores sesiones. El objetivo de su trabajo fue comparar la eficiencia y efectividad del método alternativo para el IMRT QA, basado en el análisis de los ficheros de tratamiento y en el cálculo independiente de la dosis con respecto al método convencional, para la detección de errores durante la ejecución de tratamientos de IMRT. Para ello, eligieron 16 tratamientos de IMRT de diferentes localizaciones, que fueron calculados con un planificador comercial y recalculados sobre un maniquí homogéneo para control de calidad. Se realizaron medidas de dosis mediante cámara de ionización y detector bidimensional de diodos para todos los planes de tratamiento. El mismo conjunto de planes fue recalculado con un segundo planificador comercial, y los cálculos realizados por ambos planificadores, incluyendo los HDV y los puntos de dosis, fueron comparados y evaluados. Los ficheros de tratamiento (con los datos del ángulo del *gantry*, del colimador, número de segmentos, y posición de cada lámina del CML para cada segmento) fueron capturados durante las medidas de dosis

previas al inicio del tratamiento y analizados para verificar la transferencia y ejecución de los datos de cada campo de radiación. Los resultados obtenidos fueron consistentes tanto para las desviaciones de dosis entre los puntos medidos con la cámara de ionización y los calculados con ambos planificadores, como para el análisis gamma realizado entre la distribución de dosis calculada por el planificador primario y la obtenida con el detector de diodos bidimensional y también para las diferencias de dosis promedio 3D calculadas por los 2 planificadores. El análisis de los ficheros de tratamiento mostró que los datos transferidos de las UM, ángulo del *gantry*, posición de las mandíbulas y ángulo del colimador fueron concordantes con los planificados y que el error de posicionamiento máximo de las láminas del CML fue inferior a 0.5 mm. El método del cálculo de la dosis independiente seguido del análisis de los ficheros de tratamiento supuso en promedio un tiempo de 47 minutos, frente a las 2 horas en promedio que implicó el procedimiento del IMRT QA convencional.

Como conclusión, plantean que el cálculo independiente de la dosis permite la posibilidad de identificar varios problemas derivados del cálculo del planificador primario (cálculos de heterogeneidades, corrupción de datos y fallos del sistema), que generalmente pasarían desapercibidos por éste y además, con el análisis de los ficheros de tratamiento se pueden identificar varios problemas (posicionamiento del *gantry*, del colimador, de las láminas del MLC y de las mandíbulas) que tampoco se podrían detectar con las medidas clásicas del IMRT QA. Proponen además, que con la suficiente experiencia del programa de IMRT QA convencional, se podría realizar una transición gradual al método propuesto por ellos. No obstante, para la puesta en marcha clínica de la IMRT aconsejan realizar siempre medidas dosimétricas en maniqués comparadas con las distribuciones de dosis planificadas y advierten que su método no es válido para todos los casos (p. ej.: tratamientos de una única fracción o hipofraccionados de radioterapia extra-cranial estereotáxica).

Bibliografía

- Pawlicki T, Nyström H. We should do pre-treatment QA for IMRT even though we didn't do it for conformal therapy. ESTRO31. 2012 Barcelona.
- Zhang M, Qin S, Chen T, Kim S, Jabbar S, Haffty B et al. A Clinical Objective IMRT QA Method Based on Portal Dosimetry and Electronic Portal Imager Device (EPID) Measurement. *Technol Cancer Res Treat* 2013;12:145-50.
- Carrasco P, Jornet N, Latorre A, Eudaldo T, Ruiz A, Ribas M. 3D DVH-based metric analysis versus per-beam planar analysis in IMRT pretreatment verification. *Med Phys* 2012;39:7626-34.
- Stasi M, Bresciani S, Miranti A, Maggio A, Sapino V, Gabriele P. Pretreatment patient-specific IMRT quality assurance: a correlation study between gamma index and patient clinical dose volume histogram. *Med Phys* 2012;39:7626-34.
- Visser R, Wauben D, de Groot M, Godart J, Langendijk J, Van't Veld A et al. Efficient and reliable 3D dose quality assurance for IMRT by combining independent dose calculations with measurements. *Med Phys* 2013;40:021710.
- Chung K, Yoon M, Son J, Yong Park S, Lee K, Shin D et al. Radiochromic film based transit dosimetry for verification of dose delivery with intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 2013;40:021725.
- Mans A, Wendling M, McDermott L, Sonke J, Tielenburg R, Vijlbrief R et al. Catching errors with in vivo EPID dosimetry. *Med Phys* 2010;37:2638-44.
- McDermott L, Wendling M, Nijkamp J, Mans A, Sonke J, Mijnheer B et al. 3D in vivo dose verification of entire hypo-fractionated IMRT treatments using an EPID and cone-beam CT. *Radiother Oncol* 2008;86:35-42.
- McDermott L, Wendling M, Sonke J, van Herk M, Mijnheer B. Replacing pretreatment verification with in vivo EPID dosimetry for prostate IMRT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;67:1568-77.
- McDermott L, Wendling M, van Asselen B, Stroom J, Sonke J, van Herk M et al. Clinical experience with EPID dosimetry for prostate IMRT pre-treatment dose verification. *Med Phys* 2006;33:3921-30.
- Pecharromaán-Gallego R, Mans A, Sonke J, Stroom JC, Olaciregui-Ruiz I, van Herk M et al. Simplifying EPID dosimetry for IMRT treatment verification. *Med Phys* 2011;38:983-92.
- Van Elmpt W, Nijsten S, Mijnheer B, Dekker A, Lambin. The next step in patient-specific QA: 3D dose verification of conformal and intensity-modulated RT based on EPID dosimetry and Monte Carlo dose calculations. *Radiother Oncol* 2008;86:86-92.
- Van Elmpt W, Nijsten S, Dekker A, Mijnheer B, Lambin P. Treatment verification in the presence of inhomogeneities using EPID-based three-dimensional dose reconstruction. *Med Phys* 2007;34:2816-26.
- Van Elmpt W, Nijsten S, Schiffeleers R, Dekker A, Mijnheer B, Lambin P et al. A Monte Carlo based three-dimensional dose reconstruction method derived from portal dose images. *Med Phys* 2006;33:2426-34.
- Wendling M, Louwe R, McDermott L, Sonke J, Van Herk M, Mijnheer B. Accurate two-dimensional IMRT verification using a back-projection EPID dosimetry method. *Med Phys* 2006;33:259-73.
- Wendling M, McDermott L, Mans A, Sonke J, Van Herk M, Mijnheer B. A simple backprojection algorithm for 3D in vivo EPID dosimetry of IMRT treatments. *Med Phys* 2009;36:3310-21.
- Chytyk-Praznik K, Vanuytven E, Vanbeek T, Greer P, McCurdy B. Model-based prediction of portal dose images during patient treatment. *Med Phys* 2013;40:031713.
- Dietmar G, Stock M, Kroupa B, Olofsson J, Nyholm T, Ahnesjö A et al. Patient-specific IMRT verification using independent fluence-based dose calculation software: experimental benchmarking and initial clinical experience. *Phys Med Biol* 2007;52:4981-92.

19. Goetzfriend T, Rickhey M, Treutwein M, Koelbl O, Bogner L. Monte Carlo simulations to replace film dosimetry in IMRT verification. *Med Phys* 2011;21:19–25.
20. Pawlicki T, Yoo S, Court L, McMillan S, Rice R, Russell J et al. Moving from IMRT QA measurements toward independent computer calculations using control charts. *Radiother Oncol* 2008;89:330–7.
21. Litzenberg D, Moran J, Fraass B. Verification of dynamic and segmental IMRT delivery by dynamic log file analysis. *J Appl Clin Med Phys* 2002;3:63–72.
22. Stell A, Li J, Zeidan O, Dempsey J. An extensive log-file analysis of step-and-shoot intensity modulated radiation therapy segment delivery errors. *Med Phys* 2004;31:1593–602.
23. Teke T, Bergman A, Kwa W, Gill B, Duzenli C, Popescu I. Monte Carlo based, patient-specific RapidArc QA using Linac log files. *Med Phys* 2010;37:116–23.
24. Agnew C, King R, Hounsell A, McGarry C. Implementation of phantom-less IMRT delivery verification using Varian DynaLog files and R/V output. *Phys Med Biol* 2012;57:6761-77.