



## Revisión de Artículos

**Guadalupe Martín Martín\***

Comité de Redacción.

Con el primer número del año 2012, el Comité de Redacción de la Revista inicia una nueva sección titulada “Revisión de artículos”. El objetivo de este nuevo apartado es presentar un resumen de una selección de artículos de interés en nuestro campo, elegidos entre las publicaciones recientes de las revistas internacionales más representativas de nuestra especialidad.

En esta primera edición, de entre la multitud de artículos de interés publicados recientemente en la literatura, hemos seleccionado los siguientes: un resumen de una serie de artículos que tratan de la formación de la imagen en tomografía computarizada; un artículo de revisión sobre procedimientos de verificación del isocentro en técnicas estereotáxicas y otro que aborda el desarrollo de un modelo predictivo para la toxicidad pulmonar en tratamientos de radioterapia de cáncer de mama y linfoma. Finalizamos la sección con un interesante debate que tuvo lugar en el último congreso de la ESTRO, sobre la necesidad de realizar un control de calidad específico para cada paciente en los tratamientos de IMRT.

Como coordinadora del Comité de Redacción de esta sección, os animo a participar con sugerencias de artículos que consideréis de interés para incluir en futuros números. Gracias y espero que disfrutéis de este nuevo apartado.



## X-Ray Computed Tomography: Advances in Image Formation

Med Phys 2011;38:S1-S125

**Irene Hernández-Girón**

Física Médica. Facultat de Medicina i Ciències de la Salut. Universitat Rovira i Virgili. Reus.

Física Médica. Departamento de Radiología y Medicina Física. Universidad Complutense. Madrid.

[irene.debroglie@gmail.com](mailto:irene.debroglie@gmail.com)

Desde su implantación en 1971, la tomografía computarizada (*TC*) se ha convertido en una de las técnicas de diagnóstico más utilizadas, con una gran implantación clínica gracias a su gran versatilidad para un amplio rango de indicaciones. En la actualidad se emplea en campos como la oncología, cardiología, traumatología y radiología intervencionista, entre otros. Los recientes avances tecnológicos tales como los nuevos detectores de alta resolución con sistemas electrónicos de alta velocidad, permiten efectuar estudios dinámicos con *TC*. En los últimos tiempos han aparecido escáneres especialmente diseñados para determinadas aplicaciones clínicas, como los equipos de *TC* volumétricos y los equipos de doble tubo, que permiten escanear el volumen de interés con dos energías de haz diferentes. Además, el uso de energía dual está ampliando el campo de aplicación de esta técnica. La implantación

de equipos mixtos de imagen en los que un escáner de *TC* se hibrida con un tomógrafo de emisión de positrones (*PET*) o de fotón único (*SPECT*) permite obtener información clínica relevante. La implantación de nuevas técnicas de reconstrucción en los equipos, como los métodos iterativos, permite obtener una buena calidad de imagen con dosis menores.

En junio de 2010, en Salt Lake City, se celebró la primera edición de la “*International Conference in Image Formation in X-ray Computed Tomography*”, con el objetivo de reunir a especialistas de los distintos campos relacionados con la *TC* en un mismo foro. En esta conferencia se presentaron diferentes trabajos relacionados con la imagen en *TC*, tales como nuevos procedimientos para determinar la calidad de imagen y optimizar los protocolos y la dosis, nuevos métodos de reconstrucción de imagen, reducción de artefactos,

\* Correspondencia

Email: [guadalupe.martin@salud.madrid.org](mailto:guadalupe.martin@salud.madrid.org)

aplicación del contraste de fase en *TC* y métodos de adquisición dinámica de datos. Dada la repercusión que tuvo este evento, en junio de este año va a tener lugar la segunda edición de esta conferencia. El libro de resúmenes puede descargarse en <http://www.ucair.med.utah.edu/CTmeeting/proceedings.html>.

Una selección de las aportaciones más destacadas, en forma de artículos, ha sido recogida en el número especial de la revista *Medical Physics*, titulado **"X-Ray Computed Tomography: Advances in Image Formation"** (Med Phys 2011;38:S1), que se puede descargar libremente ([http://online.medphys.org/open\\_access/focus\\_series](http://online.medphys.org/open_access/focus_series)).

Los artículos de este suplemento especial de la revista *Medical Physics* pueden agruparse en tres grandes conjuntos: a) optimización de la dosis y calidad de imagen en *TC*; b) nuevos métodos de reconstrucción de imagen en *TC*; c) nuevos desarrollos y mejoras técnicas en *TC*.

### a) Optimización de la dosis y calidad de imagen en *TC*

#### Fluence field optimization for noise and dose objectives in *CT*.

Bartolac S et al., Med Phys 2011;38:S2

Este trabajo presenta un nuevo método (campo modulado de fluencia, FFMCT), similar al campo de intensidad modulada utilizado en radioterapia (IMRT), para poder reducir la dosis sin comprometer la calidad de imagen. Se basa en una modulación del haz para cada proyección, obteniendo la calidad de imagen deseada en la región de interés, y peor calidad de imagen en las zonas periféricas, reduciendo así la dosis al paciente.

#### Cone-beam artifact evaluation on the factorization method

Dennerlein F et al., Med Phys 2011;38:S18

Los autores aplican el método de factorización para intentar minimizar los artefactos que aparecen en las imágenes adquiridas en equipos de haz cónico (*CB*). Utilizan datos simulados y datos reales de un maniquí de tórax y de estudios craneales de pacientes adquiridos con un equipo comercial de CBCT usado en angiografía. Las imágenes reconstruidas con los distintos métodos propuestos son evaluadas por observadores. El método de factorización da mejores resultados de calidad de imagen en las reconstrucciones (bien sea a partir de datos simulados, del maniquí de tórax o de pacientes) que otros métodos de reconstrucción, pese a aparecer algunos artefactos de alta frecuencia en las imágenes axiales.

#### Automated assessment of low contrast sensitivity for *CT* scanners using a model observer

Hernández-Girón I et al., Med Phys 2011;38:S25

Estos autores presentan un método objetivo para la determinación de la detectabilidad de bajo contraste en *TC* basado en un modelo de observador (*non-prewhitening matched filter with an eye filter* (NPWE)) utilizando imágenes del maniquí Catphan. Los estudios de calidad de imagen con observadores humanos son muy costosos y complejos por la gran cantidad de imágenes a estudiar y la gran variedad de valores de los distintos parámetros de adquisición en *TC*. Los resultados del modelo se validaron con un estudio con observadores que mostró tendencias similares. Este método podría utilizarse en el futuro para optimizar protocolos de *TC* o para comparar nuevos métodos de reconstrucción de imagen. También podría permitir la comparación de parámetros característicos de la calidad de imagen entre diferentes escáneres de *TC*.

#### Confidence intervals for performance assessment of linear observers

Wunderlich A et al., Med Phys 2011;38:S57

En este artículo se desarrollan intervalos de confianza exactos para las figuras de mérito empleadas para describir el comportamiento de los observadores lineales aplicados a *TC*. Estos modelos de observador se aplican para evaluar la calidad de imagen y poder optimizar los parámetros de adquisición y reconstrucción en *TC*. En concreto los parámetros estudiados son la curva *ROC* y el área bajo ésta. La tarea propuesta para el observador es determinar la ausencia-presencia de lesión en una región concreta de la imagen. Los intervalos de confianza propuestos, fácilmente programables en una rutina disponible como material adicional a este artículo, son una buena herramienta para optimizar los protocolos de *TC*.

### b) Nuevos métodos de reconstrucción en *TC*

#### Iterative correction of beam hardening artifacts in *CT*

Van Gompel G et al., Med Phys 2011;38:S36

Se propone un método para corregir los artefactos debidos al endurecimiento del haz para el que no es necesario conocer previamente la composición de los materiales o el espectro. Partiendo de una segmentación de los objetos en unos pocos materiales y una parametrización sencilla del espectro, minimizan las diferencias entre los datos reales del senograma y un

senograma simulado por métodos iterativos. Presentan dos métodos iterativos de reconstrucción y un método para hacer una corrección de los senogramas previa que son validados con imágenes de un maniquí para calidad de imagen en alto y bajo contraste en *TC*.

### **Gel'fand-Graev's reconstruction formula in the 3D real space**

Ye Y et al., *Med Phys* 2011;38:S69

Estos autores repasan la teoría relacionada con el método de reconstrucción de Gel'fand-Graev's, aplicado en estudios anteriores en *TC* para resolver problemas como la reconstrucción a partir de proyecciones truncadas o con un número limitado de proyecciones, extendiendo este método al espacio tridimensional. Destacan la importancia de los métodos matemáticos en imagen tomográfica y el valor que tienen los descubrimientos teóricos en el desarrollo de nuevas aplicaciones.

### **FBP and BPF reconstruction methods for circular X-ray tomography with off-center detector**

Schäfer D et al., *Med Phys* 2011;38:S85

En este trabajo se presentan distintos algoritmos de reconstrucción para adquisiciones en geometrías circulares de *TC* con el detector descentrado. Estas geometrías permiten tener un gran campo de visión (FOV). Exponen dos algoritmos nuevos: un algoritmo de retroproyección filtrada (BPF) mejorado que usa la información redundante de las proyecciones opuestas antes de diferenciar en una sola proyección, y otro método tipo Katsevich. Los autores reconstruyen imágenes a partir de datos simulados con un maniquí voxelizado y con datos reales por los dos métodos propuestos, aplicando además, métodos tradicionales de retroproyección filtrada. Los resultados del segundo método son mejores para esta geometría concreta.

### **CT image reconstruction with half precision floating-point values**

Maaß C et al., *Med Phys* 2011;38:S95

Los algoritmos de reconstrucción iterativos están implantándose progresivamente en *TC* ya que permiten obtener imágenes con mejor calidad que con los métodos analíticos. Los autores buscan optimizar el tiempo de reconstrucción de los métodos iterativos. En lugar de usar 32 bits optan por usar 16 bits tanto en el espacio de los datos crudos como en el de la imagen. Esto reduce el tráfico en el bus de memoria, que es el principal cuello de botella de todos los méto-

dos de reconstrucción actuales, hasta en un 50%. Se reconstruyen imágenes simuladas usando 16 y 32 bits con distintos métodos y se comparan los resultados por parejas, de forma visual y cuantitativa. Cuando se consideran 16 bits de precisión se reduce el tiempo de reconstrucción de forma considerable sin comprometer la calidad de imagen.

### **A constrained, total-variation minimization algorithm for low-intensity x-ray CT**

Sidky E et al., *Med Phys* 2011;38:S116

Los autores desarrollan un algoritmo de reconstrucción iterativa basado en técnicas de minimización de la varianza (TV). Se adquieren imágenes de un conejo con un pequeño alambre y se reconstruyeron con su método y aplicando algoritmos de retroproyección filtrada (FBP). El método que proponen, tras 100 iteraciones, permite obtener imágenes con menor nivel de ruido para niveles equivalentes de contraste del alambre.

## **c) Nuevas aplicaciones y mejoras técnicas en TC**

### **Dynamic CT technique for assessment of wrist joint instabilities**

Leng S et al., *Med Phys* 2011;38:S50

Estos autores desarrollan un método dinámico en 3D para obtener imágenes de la articulación de la muñeca con una alta resolución temporal y espacial, y así permitir un diagnóstico precoz de posibles inestabilidades. Para ello adquirieron imágenes de la muñeca de un cadáver acoplada a un sistema de movimiento con un *TC* de doble fuente. Se simulon distintos estadios de la dolencia estudiada y tipos de movimiento y las imágenes se reconstruyeron con técnicas de 3D. También se crearon películas a partir de las imágenes que fueron evaluadas por cirujanos ortopédicos junto con las imágenes originales. Los resultados preliminares demuestran que esta técnica permite hacer un diagnóstico precoz de la inestabilidad de muñeca.

### **Beam shaper with optimized dose utility for helical cone-beam CT**

Köhler T et al., *Med Phys* 2011;38:S76

Se presenta el desarrollo de un nuevo filtro de forma aplicado a *TC* helicoidal para disminuir la dosis a paciente. En general, los algoritmos de reconstrucción asignan distintos pesos estadísticos a los datos

recogidos por los detectores en la retroproyección. Los datos de los detectores centrales tienen más peso que los de las filas más exteriores. El filtro diseñado crea una variación espacial en el ruido a lo largo del detector, de forma que los pesos asociados a los datos al retroproyectar son los más óptimos desde el punto de vista estadístico. Las imágenes adquiridas usando este filtro y posteriormente reconstruidas con distintos métodos, incluidos los iterativos, muestran una reducción sensible del ruido, y en consecuencia de la dosis.

### Noise properties of grating based x-ray phase contrast computed tomography

Köhler T et al., *Med Phys* 2011;38:S106

En este trabajo se aplica la técnica del contraste de fase en *TC*. Para ello se simuló un objeto circular compuesto por distintos materiales de interés biológi-

co para distintas energías del haz usando propagación de ondas. Se aplicó el método Monte Carlo para simular la atenuación del haz en el objeto. El ruido en las imágenes reconstruidas de contraste de fase de *TC* a partir de los datos simulados fue máximo a bajas frecuencias y la relación contraste ruido (CNR) alcanzó un valor máximo en el rango intermedio de energías considerado independientemente del material. Las imágenes de contraste de fase en *TC* dan información adicional y podrían ser útiles en algunas aplicaciones. Dado que para bajas frecuencias, estas imágenes tienen peor calidad, esto puede ser un obstáculo para la aplicación generalizada de este método en *TC*.

Como conclusión, este número especial de la revista *Medical Physics* centrado en la tomografía computarizada ofrece una visión del estado actual de la obtención de imagen y los aspectos relacionados con esta técnica, así como de nuevas mejoras y aplicaciones que probablemente encontremos en los hospitales en un futuro próximo.



### Isocenter verification for linac-based stereotactic radiation therapy: review of principles and techniques

Rowshanfarzad P, Sabet M, O'Connor D, Greer P  
*J Appl Clin Med Phys* 2011;12:3645.

#### Juan Francisco Calvo Ortega

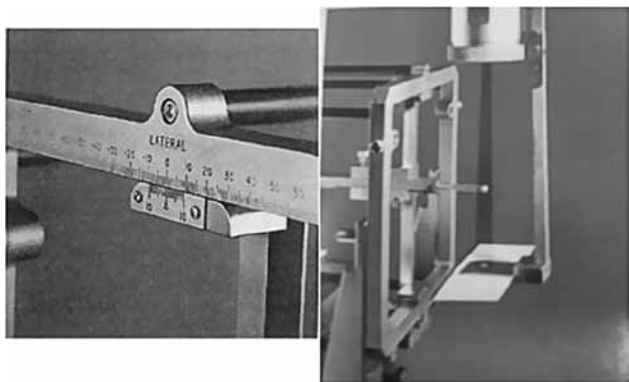
Departamento de Oncología Radioterápica. Hospital Quirón. Barcelona.  
jfcdr@ yahoo.es

En el presente artículo, el grupo australiano de Física Médica dirigido por el Dr Greer, publicó una interesante revisión de los procedimientos descritos en la bibliografía para la verificación del isocentro de un acelerador lineal, que es una prueba crucial cuando se practican técnicas estereotáxicas.

El concepto de “radiocirugía estereotáxica”, introducido en el año 1950 por Leksell, hace referencia a la administración de una alta dosis en una única sesión para el tratamiento ablativo de pequeñas lesiones cerebrales. Originalmente la técnica fue implementada en las unidades Gammaknife, pero actualmente la radiocirugía se realiza en la mayoría de los centros usando aceleradores lineales. Obviamente, el proceso radioquirúrgico requiere una gran exactitud en el alineamiento del isocentro del acelerador y del sistema indicador del mismo empleado durante la localización

estereotáxica (p.ej. el sistema de láseres de la sala de tratamiento). El documento de la AAPM TG-142 (2009) recomienda una tolerancia de  $\pm 1$  mm para dicho alineamiento.

El artículo de Greer et al. se centra fundamentalmente en el llamado “test de Winston-Lutz”. La prueba fue introducida en el año 1988 por Lutz et al. (*Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1988;14:373-1) como método para verificar la coincidencia entre el isocentro de radiación del acelerador y las coordenadas estereotáxicas del isocentro planificado en el sistema de cálculo. En el test original, un marcador esférico metálico se colocaba dentro de un sistema estereotáxico acoplado a la mesa del acelerador (véase la fig. 1). El marcador se ajustaba dentro del mismo utilizando escalas de Vernier, de forma que su centro coincidiera con las coordenadas estereotáxicas planificadas. A continuación, se adquirían imágenes



**Fig. 1.** Tras la colocación del marcador en las coordenadas planificadas usando escalas mecánicas del sistema estereotáxico, se irradia una película con un colimador circular.

portales radiográficas correspondientes a irradiaciones del marcador para distintas combinaciones brazo-mesa, empleando el sistema de colimación de haces pequeños (colimadores circulares). Después del revelado de la película radiográfica, se medía para cada irradiación la distancia entre el centro del campo de radiación y el centro de la imagen producida por el marcador, usando para ello plantillas con escalas métricas. La incertidumbre reportada por Lutz et al. para este procedimiento era de 0.4 mm.

La variabilidad intra e inter-observador en la inspección visual de las imágenes constituye uno de los principales inconvenientes del método descrito. Si bien posteriormente se emplearon digitalizadores de película y programas para el análisis de las imágenes obtenidas, el método de Winston-Lutz basado en película continuaba siendo laborioso y costoso en tiempo.

Los sistemas digitales de imagen portal (EPIDs) acoplados al acelerador han reemplazado gradualmente el empleo de películas para la realización del test de Winston-Lutz. Los EPIDs presentan las ventajas asociadas a la imagen digital, así como un considerable ahorro de tiempo en la adquisición y análisis de imágenes respecto del método basado en película. Su principal inconveniente radica en la limitación mecánica de adquirir imágenes para determinadas combinaciones de brazo-mesa, debido a la posible colisión del EPID con algún elemento de la mesa del acelerador (p.ej. el *gantry* y la mesa, ambos a 90°).

Rowshanfarzad et al. describen en su artículo distintos métodos para el procesamiento de la imagen digital obtenida mediante EPID o tras la digitalización de la película (transformada de Hough, filtro de detección de bordes de Sobel, método de doble convolución, etc.). El objetivo de estos métodos es la determinación del campo de radiación y la segmentación de la imagen debida al marcador radio-opaco, para finalmente conocer la distancia entre el isocentro de radiación y el indi-

cador del isocentro utilizado en el procedimiento estereotáxico, como por ejemplo, los láseres de la sala de tratamiento. Destaca el hecho de que los métodos descritos proporcionan exactitudes de hasta 0.1 mm en la determinación de la posición del isocentro de radiación (Winkler et al. *Phys Med Biol* 2003;48:N199-N205), lo que justifica la utilización de los EPIDs para la realización del test de Winston-Lutz.

En el caso de que el test de Winston-Lutz indique una desviación entre el isocentro de radiación del acelerador y el isocentro determinado por las coordenadas del sistema estereotáxico, se han descrito distintos algoritmos para corregir las coordenadas estereotáxicas planificadas (Low et al. *Med Phys* 1995;22:443-8; Treuer et al. *Phys Med Biol* 2000;45:2331-42; Karger et al. *Phys Med Biol* 2001;46:N19-N26; Mamalui-Hunter et al. *Phys Med Biol* 2008;53:5139-49; Grimm et al. *J Appl Clin Med Phys* 2011;12:182-98) de esta forma se consigue minimizar la distancia entre el isocentro de radiación y el centro del volumen blanco a tratar.

En el artículo que nos ocupa se describen distintos maniqués para la realización del test de Winston-Lutz. El más común, suministrado por marcas comerciales como BrainLAB y Elekta, consiste en un puntero que contiene un marcador esférico (de tungsteno, acero, etc.), que actúa como marca fiducial del indicador del isocentro del acelerador (normalmente representado por los láseres de la sala de tratamiento). Es interesante indicar que el fabricante Elekta suministra junto con el maniqué, un programa específico para el análisis del test de Winston-Lutz. Recientemente, otros fabricantes (Modus Medical Devices Inc. y Varian Medical Systems) han incorporado otros tipos de maniqués más sofisticados así como programas para el análisis de las imágenes tomadas durante la prueba.

El artículo de Rowshanfarzad et al. termina comentando sucintamente distintos métodos más sofisticados que el de Winston-Lutz, para la determinación y calibración del isocentro del acelerador. Destaca el método basado en la dosimetría 3D de gel, descrito por Novotný et al. (*Radiother Oncol* 2002;63:223-30), en el que se evalúa el isocentro de radiación mediante comparación de los centros de los perfiles de dosis calculados y medidos. Aunque los autores usan una unidad Gammakife para su estudio, el procedimiento puede ser extrapolado a un acelerador lineal. Este método presenta como desventaja el considerable tiempo y recursos materiales necesarios para realizarlo.

Por último, y a título personal, quisiera comentar que el trabajo de Rowshanfarzad et al. no menciona referencias bibliográficas para el caso de sistemas estereotáxicos que incluyan como método de localización el uso de imagen tomográfica adquirida mediante sistemas de RX acoplados al acelerador. Para esta situación, es interesante conocer la adaptación del test de Winston-Lutz realizada por Childress et al. (*Med Phys* 38;6:3505).





## Predictive models for pulmonary function changes after radiotherapy for breast cancer and lymphoma

Sanchez-Nieto B, Goset K, Caviedes I, Delgado I, Córdova A  
 Int J Radiat Oncol Biol Phys 2012;82:e257-64

### Beatriz Sanchez Nieto

Facultad de Física. Pontificia Universidad Católica de Chile. Santiago (Chile).  
 bsanchez@fis.puc.cl

El pulmón es un órgano de riesgo cuya toxicidad radio-inducida impone límites a las dosis absorbidas que pueden prescribirse en el tratamiento de tumores en la zona torácica. El desarrollo de técnicas como la intensidad modulada ha permitido en los últimos años el empleo de estrategias de aumento de dosis absorbidas, con las que se consigue una mejor conformación del tumor en el volumen irradiado. Sin embargo, algunos trabajos recientes sobre cáncer de pulmón de células no pequeñas (Nelson et al., Int J Radiat Oncol Biol Phys 2006;65:573-86) sugieren que podría obtenerse un mejor control local de la enfermedad con un aumento de dosis absorbida aún más agresivo, que necesariamente implicaría incrementar la dosis absorbida en el pulmón sano circundante. Se precisarían en este caso curvas de respuesta a dosis absorbidas precisas, que permitieran un aumento seguro de la dosis absorbida sin incurrir en niveles de toxicidad no deseados.

Aunque la toxicidad pulmonar radio-inducida ha sido fuente de numerosos estudios, no existe todavía consenso sobre la dosis absorbida de tolerancia a aplicar, ni siquiera para la más estudiada de las toxicidades pulmonares, la neumonitis. Esta es precisamente la conclusión del trabajo de Marks y cols. (Int J Radiat Oncol Biol Phys 2010;76:S70-6). Tras una extensa revisión de la literatura, concluyen en su trabajo que existen distintos parámetros dosimétricos relacionados con la tasa de neumonitis radio-inducida y que sería necesario combinar estos factores dosimétricos con otros factores clínicos asociados.

Modelar la toxicidad de un órgano a la radiación no es una tarea sencilla, ya que requiere la determinación precisa de diversos factores, entre los que se encuentran por ejemplo: la definición específica del órgano (pulmón aislado, irradiado, ambos pulmones, etc.); la toxicidad a analizar (neumonitis, alteración en las pruebas de función pulmonar, etc.); la latencia de la toxicidad (temprana o tardía); las características del paciente (fumador, edad, enfermedades, etc.); los tratamientos de quimioterapia (previos o posteriores a la radioterapia, tipo de fármacos); etc. En definitiva, el modelado de la respuesta un órgano a la radiación se podría considerar como un puzzle complejo, en el que hubiera que colocar las distintas piezas para lograr vislumbrar con mayor precisión la imagen final.

Muchos de los estudios publicados no son claros a la hora de definir inequívocamente algunos de los parámetros enumerados, lo que repercute en la dificultad de extraer resultados concluyentes.

En este contexto, el objetivo de nuestro estudio prospectivo consistió en predecir cambios agudos y tardíos en la función pulmonar (que representan el daño producido en el pulmón), en función de parámetros dosimétricos (dosis absorbida promedio y porcentaje de pulmón irradiado por encima de un cierto umbral de dosis absorbida,  $V_d$ ), clínicos y otros asociados directamente al paciente.

El análisis de los cambios en los parámetros de la función pulmonar respecto a los valores de base se realizó mediante un modelo multivariado que incluyó variables independientes aisladas como dosis absorbida umbral ( $V_d$ ), tipo de quimioterapia, hábito fumador del paciente, edad, etc. y términos de interacción entre ellas.

Se seleccionaron 73 pacientes con cáncer de mama o linfomas (sin tumores pulmonares), de los cuales 66 fueron incluidos en el análisis (el resto no pudo completar el seguimiento por razones diversas). Para los 66 pacientes analizados se calcularon los HDVs y los BHDVs (HDVs biológicamente corregidos) del pulmón definido como órgano irradiado (pulmón ipsilateral de la mama tratada o ambos pulmones en el caso de linfomas o de cáncer de mama bilateral). A cada paciente se le efectuaron diversas pruebas de función pulmonar (PFT) tales como la espirometría, capacidad pulmonar total, volumen residual y capacidad de difusión de Monóxido de Carbono, previas al tratamiento de radioterapia (valores de base) y, al mes y al año de finalizarlo.

En el trabajo se presentan los parámetros de las correlaciones significativas del modelo multivariado, para efectos agudos y tardíos en el pulmón irradiado. De esta forma es posible cuantificar el cambio en los distintos  $PFTs$  ( $\Delta PFTs$ ) en función de las variables independientes analizadas que resultaron significativas (p. ej. caída al mes de la capacidad vital forzada en función del  $V_{20}$ ).

Entre los resultados destaca el hecho de que el empleo de los BDVH en lugar de los DVH, no mejoró la correlación entre los parámetros dosimétricos y los  $\Delta PFTs$ . Por otro lado, y en concordancia con la publicación de la guía QUANTEC (Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic, Int J Radiat Oncol Biol Phys 2010;76:S3-9),

ninguno de los parámetros dosimétricos analizados resultó ser, como parámetro único, un buen valor predictivo del daño producido en el pulmón. Es decir, para explicar estos cambios hay que recurrir a modelos más complejos con interacción entre muchas variables. No obstante, se observaron ciertos umbrales de dosis absorbida que presentaron una correlación significativa con respecto a los  $\Delta PFTs$  y que mostraron una clara dependencia con la latencia del daño. De esta forma, las reacciones agudas resultaron ser más sensibles a los volúmenes irradiados a bajas dosis absorbida (p.ej. inferiores a 20 Gy), mientras que los efectos tardíos mostraron una mejor correlación con volúmenes irradiados a dosis absorbidas del orden de 40 Gy. Lo anterior podría sugerir que, dependiendo de la latencia del daño, el pulmón podría modelarse más como un órgano en serie que en paralelo.

Nuestro estudio sugiere además, que para minimizar una reacción aguda en los pacientes irradiados, el  $V_{20}$  debería mantenerse tan bajo como fuera posible, indistintamente de si el paciente hubiera sido o no tra-

tado con quimioterapia (dicha reacción desapareció en un año en los pacientes de nuestro estudio). En el caso de pacientes tratados con quimioterapia basada en Doxorubicina y Ciclofosfamida previa al tratamiento de radioterapia, e independientemente de la distribución de dosis-volumen obtenida, se observó un efecto tardío severo en el pulmón.

Asimismo, la variabilidad en las distribuciones de dosis absorbida de los tratamientos empleados ha permitido explorar un rango importante de combinaciones dosis-volumen, pero no comparables a las que se obtendrían en el caso de tumores pulmonares. Es necesario, por tanto, resaltar que nuestros resultados son válidos sólo en el contexto explorado en este trabajo (con toxicidades muy bajas, sin manifestaciones clínicas aparentes y en tumores no pulmonares). Además, la aplicación de estos modelos debe realizarse con cautela, tener claro sus rangos de validez y sobre todo, se debe seguir trabajando para entender mejor la compleja interacción entre todas las piezas del puzzle.



## We should do pre-treatment QA for IMRT even though we didn't do it for conformal therapy

Pawlicki T, Nyström H. ESTRO31. Barcelona, 11 de Mayo de 2012

## It is STILL necessary to validate each individual IMRT treatment plan with dosimetric measurements before delivery

Smith J, Dietrich S. Point/Counterpoint, Med Phys 2011;38:553-8.

### Guadalupe Martín Martín

Hospital U. de Fuenlabrada. Servicio de Radioterapia.  
[guadalupe.martin@salud.madrid.org](mailto:guadalupe.martin@salud.madrid.org)

El debate llevado a cabo en el congreso **ESTRO 31** que tuvo lugar en Barcelona el pasado mes de mayo, se centró en una cuestión de máxima actualidad: “¿Deberíamos realizar un control de calidad específico para cada paciente en los tratamientos de IMRT?”.

El orador que argumentó **a favor** de la propuesta (Todd Pawlicki, EEUU) expuso los siguientes argumentos para justificar su posición:

1. La IMRT es una terapia de alto riesgo y el control de calidad (CC) previo al tratamiento sirve para detectar errores graves antes de que puedan suceder en el propio paciente.
2. El CC de IMRT específico para cada paciente sigue siendo útil si le damos la orientación adecuada. Los CC rutinarios de pacientes de IMRT no deberían realizarse con la misma dedicación y detalle que los procedimientos de puesta en marcha de la técnica.

Una vez realizados controles de calidad precisos para la puesta en marcha de la IMRT, los CC de pacientes de IMRT deberían ser un chequeo rápido para asegurar que no existen errores graves en el plan de tratamiento.

3. No se trata de cuestionar si deberíamos continuar o no con estos procedimientos de CC, sino de mejorar la efectividad, automatismo e integración de los sistemas actuales. Las medidas basadas en cámara de ionización o en película son efectivas pero ineficientes y los dispositivos de imagen portal (EPIDs) son más eficientes, pero necesitan mejorar en cuanto a adquisición y análisis de datos.
4. La máxima efectividad para estos procedimientos de CC se conseguiría con la transición del 2D actual, a la dosimetría in-vivo en 3D acompañada de otros sistemas integrados.

El orador cuya posición estaba **en contra** de la propuesta (Hakan Nyström, Suecia) argumentó no estar en contra del control de calidad en sí, sino en contra del desperdicio de tiempo de las unidades de tratamiento y de recursos, en algo que además no funciona. Expuso los siguientes motivos para justificar su planteamiento:

1. El coste es enorme y totalmente desproporcionado. Emplear el dinero de los pacientes sin estar claramente justificado, no es solo irresponsable por nuestra parte, sino que es intelectualmente indigno de nuestra profesión.
2. El empleo de tiempo de las unidades de tratamiento para CC supone menos disponibilidad de tiempo para los tratamientos y el consiguiente aumento de las listas de espera. Retrasar el inicio del tratamiento de un paciente con un tumor en crecimiento a causa del tiempo necesario para medidas rutinarias de IMRT, es cualquier cosa menos un criterio de buena calidad.
3. Esto tiene consecuencias negativas en la introducción de nuevas tecnologías: uno de los más prometedores avances de la radioterapia es la radioterapia adaptativa; con el sistema actual de CC para pacientes de IMRT, sería muy trabajoso repetir las medidas de las nuevas re-planificaciones y se producirían retrasos en los tratamientos.
4. El argumento de mayor peso en contra de la propuesta, es que es un método inefectivo para evitar errores. Según el último informe sobre accidentes en radioterapia publicado por la ICRP (ICRP REF: 32/147/07, Febrero 2009), la mayoría de los accidentes registrados, en particular en tratamientos de IMRT, no se habrían evitado ni siquiera con el mejor programa imaginable de CC específico de pacientes.

Como alternativa al CC específico de pacientes de IMRT, H. Nyström puso como ejemplo algunas herramientas, que con una combinación adecuada podrían ser efectivas para dar el paso a la sustitución del planteamiento actual: una correcta formación y entrenamiento del personal; una minuciosa puesta en marcha de la técnica; el empleo de programas de cálculo independiente de unidades de monitor; el chequeo de los ficheros de ejecución del tratamiento (ficheros "log"), el empleo de sistemas in-vivo automáticos basados en EPIDs o de cámaras de transmisión con registro de dosis absorbida durante el tratamiento, etc, etc. De entre todas estas opciones, resaltó la del chequeo de los ficheros "log", ya que la mayoría de los errores registrados en tratamientos de radioterapia se produjeron a lo largo del tratamiento y no en la primera sesión. Si estos ficheros fueran enviados a un planificador, se podrían aplicar al CT del paciente,

o incluso al CBCT del día, y se podría reconstruir la distribución de dosis absorbida. Además, este procedimiento podría ser totalmente automático y no requeriría el preciado tiempo de unidad de tratamiento, ni el del radiofísico/a. De hecho, ya se ha publicado en la literatura un trabajo que ha puesto en marcha esta metodología. Concluyó su exposición haciendo un llamamiento al uso de nuestras habilidades e intelecto para solventar esta cuestión de manera inteligente.

Por otro lado, en la sección de controversias de la revista *Medical Physics*, también tuvo lugar el pasado año un debate sobre el mismo tema (*Med Phys* 2011 38;2:553-8); J. Charles Smith, el físico que en este caso estaba **a favor** de la propuesta, basó su argumentación en la necesidad de estas medidas para verificar posibles fallos debidos a las carencias propias del sistema de planificación. En concreto, la falta de precisión de los algoritmos de cálculo para caracterizar el movimiento de las láminas del MLC o para realizar un modelado perfecto de los componentes de un acelerador lineal. Como conclusión manifestó que por el momento el CC específico para pacientes de IMRT es necesario para detectar al menos errores graves de ejecución del tratamiento. Sonja Dietrich, la física que estaba **en contra** de la propuesta, explicó que el fallo más importante a tener en cuenta, sería el debido a los fallos del software del acelerador y de los ficheros "log" del tratamiento: "No se puede asegurar que los ficheros "log" no se corrompan durante todas las sesiones del tratamiento". Añadió además: "para verificar por ejemplo, tratamientos de pulmón con *gating*, ¿Qué se supone que se está verificando con un maniquí homogéneo, estático y con los campos a veces colocados todos con el gantry a 0°?" Concluyó su argumentación explicando que las medidas dosimétricas para validar un plan de IMRT no verifican las condiciones del tratamiento real, ni tampoco las regiones de altos gradientes de dosis absorbida de forma precisa. Por tanto, habría que considerar si lo más adecuado es emplear un procedimiento alternativo de CC o una combinación de este con las medidas dosimétricas para verificar con seguridad los tratamientos de IMRT.

En el debate de la ESTRO se preguntó a la audiencia si estaba a favor o en contra de la propuesta. Antes del inicio del debate el resultado fue aproximadamente igual para el número de votos a favor y en contra; al finalizar el debate, se repitió la cuestión al público resultando un ligero aumento a favor de la propuesta en contra. En definitiva, ni el debate que tuvo lugar en ESTRO 31, ni el artículo de controversias de la revista *Medical Physics* nos pueden proporcionar una respuesta definitiva sobre el tema en cuestión, sin embargo, los distintos argumentos aquí expuestos pueden aportar los aspectos clave para ayudarnos a tomar la decisión más acorde con nuestro propio criterio.