



Revisión de Artículos

Guadalupe Martín Martín*

Comité de Redacción.

Estimadas compañeras y compañeros,

Para este primer número de la Revista del año 2014, contamos con cinco interesantes comentarios sobre trabajos científicos publicados recientemente en revistas internacionales de nuestro campo de reconocido prestigio.

Para empezar, Igor Olaciregui Ruiz nos habla del estudio que ha llevado a cabo en el prestigioso hospital Antoni van Leeuwenhoek de Holanda, sobre la implementación de un software de dosimetría portal *in vivo*, para verificar la dosis de los tratamientos de radioterapia (convencionales e IMRTs) de forma automática. A continuación, Verónica García Vázquez nos presenta su trabajo sobre el uso de un sistema de seguimiento óptico multicámara aplicado a la técnica de radioterapia intraoperatoria con electrones (RIO), empleado por primera vez en este tipo de tratamientos. Por otro lado, Marcelino Hermida López nos comenta su trabajo sobre aplicadores oftálmicos de $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$, en el que aporta un novedoso conjunto de distribuciones de dosis calculadas mediante un código Monte Carlo, y las compara con todos los datos experimentales y calculados disponibles en la literatura. Finalmente, contamos con el comentario de Ruth Rodríguez Romero, en el que nos explica el estudio que realizaron en su centro para analizar la influencia del movimiento respiratorio durante la adquisición de imágenes de TC y su repercusión en la delimitación de volúmenes para el tratamiento de radioterapia, y con el de Víctor Hernández, que nos propone un método para optimizar la técnica de hemicampos en tratamientos de radioterapia, en el que analiza las desviaciones del posicionamiento de las mandíbulas del acelerador y desarrolla un método de calibración que permite reducirlas.

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.



Automatic *in vivo* portal dosimetry of all treatments

Olaciregui-Ruiz I, Rozendaal R, Mijnheer B, van Herk M, Mans A
Phys Med Biol 2013;58:8253-64

Igor Olaciregui Ruiz

Servicio de Oncología Radioterápica.
 Hospital "The Netherlands Cancer Institute-Antoni van Leeuwenhoek", Amsterdam.
i.olaciregui@nki.nl

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

La motivación básica de este estudio es el compromiso de nuestro Instituto con la continua mejora de nuestro sistema de control de calidad en el departamento de Radioterapia. El objetivo final es verificar que los pacientes reciben siempre la dosis adecuada durante el tratamiento. Para ello contamos con un método propio de dosimetría

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

portal *in vivo*¹ que nos permite reconstruir la dosis recibida por el paciente (en 2D o en 3D), usando imágenes portales que se obtienen mientras el paciente recibe el tratamiento. Una de las razones principales para elegir la verificación *in vivo* frente a la tradicional (irradiación de maniqués homogéneos previa al tratamiento) es el ahorro en tiempo de máquina.

Entre enero de 2008 y agosto de 2011, analizamos unas 120.000 imágenes portales *in vivo* de campos de IMRT y unos 2.000 videos portales *in vivo* de campos VMAT. Todos estos análisis se realizaron usando nuestro *software* en modo manual y requirieron de la dedicación casi exclusiva de dos técnicos de radioterapia. En ese momento decidimos integrar y automatizar nuestra solución de dosimetría portal *in vivo* en el flujo de trabajo clínico con los siguientes objetivos:

- Reducir al máximo la carga de trabajo del personal implicado en estos procedimientos.
- Disponer automáticamente de los informes de dosimetría inmediatamente después de cada tratamiento.
- Minimizar la posibilidad de errores humanos
- Validar automáticamente los tratamientos cuyos resultados cumplan los criterios de verificación clínica.
- En caso contrario, alertar de la desviación detectada y automáticamente asignar la tarea de inspección un radiofísico o radiofísica.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades del trabajo?

El reto principal fue el poder ejecutar nuestro *software* de dosimetría portal en modo *batch*, es decir, sin precisar de ningún tipo de interacción con el usuario. Nuestro *software* de dosimetría portal tuvo que ser completamente rediseñado y reimplementado para tal fin.

Nuestro algoritmo requiere de un gran número de datos para la correcta reconstrucción de la dosis recibida por el paciente, que han de ser proporcionados de manera automática a nuestro *software* de dosimetría portal. Este reto supuso diversos cambios en diferentes niveles de nuestro flujo de trabajo clínico tanto a nivel de programación como de protocolos clínicos. La ventaja que tenemos en nuestro instituto es que nosotros somos los propietarios de la mayoría de los programas de uso clínico incluyendo, por ejemplo, el *software* de adquisición de imágenes portales. Los cambios de protocolos clínicos fueron sencillos de implementar, pues el objetivo de automatizar la dosimetría portal *in vivo* fue desde el primer momento una prioridad esencial en el departamento.

Otro reto fue el de indicar a los técnicos de cada máquina la correcta colocación del EPID cuando alguna sesión del tratamiento se tenía que verificar con dosimetría portal. Lo solucionamos mediante la implementación de un nuevo entorno en el cual los radiofísicos y radiofísicas pueden configurar de antemano todo tipo de decisiones clínicas, tales como las sesiones que se han de verificar en cada tipo de tratamiento o los criterios de alerta. Este nuevo entorno es el que se encarga de ejecutar el *software* de dosimetría portal *in vivo* en modo *batch* en cuanto concluye la sesión de tratamiento. Para ello, fue necesario programar este entorno en continua interacción con el sistema de registro y verificación *Mosaiq* (IMPAC Medical Systems Inc, Sunnyvale, CA, USA).

El siguiente reto fue lograr que la adquisición de imágenes portales se produjese también de forma automática una vez el EPID estuviese colocado y preparado para la adquisición. Esto supuso algunos retoques en el *software* de adquisición de imágenes portales.

El último reto fue la evaluación automática de los resultados. Si los criterios para la técnica empleada se cumplen, el informe de dosimetría se graba directamente en *Mosaiq* y el tratamiento se considera 'aprobado'. En caso contrario, se asigna la tarea de inspeccionar la desviación detectada a un radiofísico o radiofísica. Todas estas acciones fueron relativamente sencillas de implementar en nuestro nuevo entorno.

¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

En el primer año de implementación de este nuevo entorno, 2012, se analizaron automáticamente un total de 27.633 campos de IMRT, 5.551 campos de VMAT y 2.003 campos de 3D-CRT. El grado de automatización es a día de hoy de casi el 100%.

Un 82% de los tratamientos fueron 'aprobados' directamente y sus informes de dosimetría *in vivo* grabados en *Mosaiq* de manera totalmente automática. La carga de trabajo se redujo pues a la inspección de las desviaciones detectadas para el resto de los tratamientos. Estas desviaciones corresponden normalmente a cambios anatómicos en el paciente y son fáciles de explicar. Actualmente, esta tarea de inspección se reparte en nuestro Instituto entre todos nuestros radiofísicos y radiofísicas y supone una carga de trabajo promedio de unas tres horas diarias (para unos 5.000 tratamientos anuales).

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Hasta ahora, la implementación de un sistema de dosimetría portal *in vivo* a gran escala se había visto obstaculizada por la carga de trabajo extra que conllevaba. Nuestro estudio reduce esa carga al mínimo y abre nuevos escenarios clínicos como, por ejemplo, la verificación *in vivo* de todas las series de un tratamiento. Además, la automatización favorece la fiabilidad de los resultados ya que minimiza la posibilidad de errores humanos y por último, asegura también la inspección inmediata de todas las desviaciones detectadas.

Nuestra nueva solución de dosimetría portal *in vivo* se ha implementado también para entornos de trabajo distintos del nuestro, donde el *software* de adquisición es el *IviewGT* (Elekta Oncology Systems, Crawley, UK), mostrando también un alto grado de automatización. A día de hoy se está usando ya clínicamente en otros centros.

Este estudio constituye también un paso decisivo de cara a la posible integración de nuestro *software* de dosimetría portal con el de adquisición de imágenes portales, con el objetivo de poder reconstruir y verificar el tratamiento a tiempo real (*on-line*) y así ser capaces de interrumpir el tratamiento cuando se detecten daños relevantes para el paciente.

Bibliografía

1. 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.



Feasibility of integrating a multi-camera optical tracking system in intra-operative electron radiation therapy scenarios

García-Vázquez V, Marinetto E, Santos-Miranda J A, Calvo F A, Desco M, Pascau J
Phys Med Biol 2013;58:8769-82.

Verónica García-Vázquez

Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial, Universidad Carlos III de Madrid, España.
 Instituto de Investigación Sanitaria Gregorio Marañón, Madrid, España.
vgarcia@hggm.es

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

La radioterapia intraoperatoria (RIO) con electrones es una técnica que combina simultáneamente cirugía de exposición o resectiva y radioterapia, que se aplica en pacientes con persistencia tumoral o con alto riesgo de recidiva. Consiste en la aplicación directa de una dosis única de radiación sobre el tumor o el lecho tumoral. El haz de electrones es colimado mediante un aplicador que se inserta en el acelerador lineal. La reciente introducción de sistemas de simulación y planificación específicos para RIO¹ permite que se puedan seleccionar a priori los parámetros del tratamiento. De esta forma, el diámetro y bisel del aplicador, su localización respecto a la anatomía del paciente o la energía más adecuada para el haz de electrones pueden optimizarse de cara a maximizar el depósito de la radiación en las zonas a tratar y minimizar su contribución en los tejidos sanos. La distribución de la dosis se estima a partir de la imagen de tomografía axial computarizada (TAC) preoperatoria del paciente. Durante el tratamiento estos parámetros pueden registrarse, lo que resulta de gran utilidad para el posterior seguimiento y comparación de los procedimientos RIO. Sin embargo, la posición del aplicador respecto al paciente es un dato que no se podía registrar con exactitud. Para superar esta limitación planteamos el uso de sistemas de seguimiento que permiten obtener la localización exacta en un escenario de objetos como, por ejemplo, el aplicador empleado en la RIO.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades del trabajo?

La selección del sistema de seguimiento fue una de las decisiones más importantes en este estudio. El entorno de la RIO es un quirófano donde interviene un amplio equipo multidisciplinar (cirujanos, oncólogos radioterápicos, radiofísicos, anestesistas, enfermeras y técnicos en radioterapia). Las posibles oclusiones que se producen al bloquear la visión directa entre el objeto a seguir y las cámaras del sistema de seguimiento son una importante restricción de los sistemas ópticos, limitando su empleo en procedimientos de RIO. Por otro lado, los sistemas de seguimiento magnéticos presentan un volumen de trabajo demasiado limitado para este entorno, siendo además susceptibles a distorsiones en las medidas por la presencia de objetos ferromagnéticos. Como solución se optó por un sistema de seguimiento óptico de ocho cámaras que se adapta mejor al entorno RIO ya que minimiza las oclusiones respecto a los sistemas de dos cámaras, clásicamente empleados en neuronavegación.

Una de las tareas más críticas fue la integración de la información que suministra el sistema de seguimiento con la herramienta de planificación de RIO. Se situó una estructura con marcadores sobre el aplicador para obtener su posición y se construyó un puntero óptico con el que se identifican y referencian ciertas localizaciones en el paciente. Fue necesario establecer una serie de procedimientos previos para calibrar ambas herramientas. Las posiciones obtenidas con el puntero óptico se utilizan para estimar la transformación (registro) entre las coordenadas del *escenario real* y el *escenario de la imagen*. De esta forma, se puede visualizar la posición real del aplicador sobre la representación tridimensional del paciente calculada a partir de la imagen TAC.

¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

En este trabajo se presenta el uso de un sistema de seguimiento óptico multicámara para localizar el aplicador respecto al paciente con una anatomía que en condiciones reales estará alterada por la cirugía (acceso al campo quirúrgico y resección tumoral) en el escenario de la RIO. Es la primera vez que se emplea un sistema de seguimiento en este tipo de tratamientos. Además, la propuesta de emplear más de dos cámaras es novedosa en el campo de los tratamientos radioterápicos. En este trabajo no sólo se demuestra de forma práctica esta solución, sino que también se ha evaluado el error en la posición y orientación del aplicador en tres escenarios frecuentes de RIO (mama, abdomen y recto) empleando maniqués. Se han obtenido unos errores medios de posición del aplicador de 1.8 mm y de orientación de 1.6° (eje del bisel) y 0.7° (eje longitudinal del aplicador). Estos resultados son de un orden de magnitud inferior al diámetro del aplicador utilizado en este estudio (70 mm) y están en el rango de error del puntero óptico (hasta 2 mm). Además, cumplen el criterio propuesto por la Asociación Americana de Físicos Médicos en radioterapia externa para situar un maniquí en el isocentro del tratamiento mediante sistemas no radiográficos (2 mm).²

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Este estudio abre nuevas posibilidades para la RIO, puesto que permite obtener información cuantitativa de la posición de los elementos de tratamiento durante el proceso final. Estos detalles son imprescindibles para la documentación y posterior seguimiento del procedimiento realizado, y permitirán acercar el control de calidad de este tipo de tratamientos a los estándares que se emplean en la radioterapia externa. Además, la localización del aplicador después de la resección del tumor permitirá un cálculo más realista de la dosis que se va a suministrar sobre el lecho tumoral, así como de la depositada en los órganos de riesgo. La futura introducción de sistemas de imagen intraoperatoria, facilitará aún más estas tareas, lo que beneficiará a corto plazo a los pacientes que reciben estos tratamientos. Este estudio presenta un salto tecnológico hacia la RIO guiada por imagen³ abriendo un futuro innovador en este tipo de procedimientos.⁴

Bibliografía

1. Pascau J, Santos J, Calvo F, Bouché A, Morillo V, González-San Segundo C. An innovative tool for intraoperative electron beam radiotherapy simulation and planning: Description and initial evaluation by radiation oncologists. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012;83:e287-e95.
2. Willoughby T, Lehmann J, Bencomo J, Jani S, Santanam L, Sethi A. Quality assurance for nonradiographic radiotherapy localization and positioning systems: Report of Task Group 147. *Med Phys* 2012;39:1728-47.
3. Calvo F, Marinetto E, García-Vázquez V, Santos-Miranda J, Sole C, Desco M. Stereotactic image-guided intraoperative electron irradiation: proof of concept and clinical feasibility. *Radiother Oncol* 2014;111(Supl. 1):377.
4. Calvo F, Sole C, González M, Tangco E, López-Tarjuelo J, Koubychine I. Research opportunities in intraoperative radiation therapy: the next decade 2013–2023. *Clin Transl Oncol* 2013;15:683-90.



Calculation of dose distributions for 12 $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ ophthalmic applicator models with the PENELOPE Monte Carlo code

Hermida López M
Med Phys 2013;40:101705(1-14).

Marcelino Hermida López

Physics Department, Hospital Universitari Vall d'Hebron, Institut de Recerca (VHIR), Universitat Autònoma de Barcelona, Passeig Vall d'Hebron, 119-129, 08035 Barcelona, Spain.
mhermida@vhebron.net

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Los aplicadores oftálmicos de $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ se utilizan desde hace muchos años para el tratamiento de tumores intraoculares como melanomas coroidales o retinoblastomas, con buenos resultados clínicos. En estos tratamientos, el tumor puede estar muy cerca de estructuras sensibles del ojo (como el nervio óptico, el iris y la fovea), por lo que un conocimiento exacto de las distribuciones de dosis generadas es esencial para diseñar el plan de tratamiento y para valorar adecuadamente los resultados clínicos.

La medida y el cálculo de la dosis producida por estos aplicadores siguen siendo tareas complicadas debido al corto alcance de las partículas beta emitidas (unos pocos mm en agua o tejido), a los grandes gradientes de dosis y a la forma de los aplicadores (casquetes esféricos, algunos de ellos con aberturas). El *ICRU Report 72*¹ da una buena descripción de las ventajas e inconvenientes de los diferentes tipos de detectores que se han utilizado para medir la dosis producida por los aplicadores de $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$, entre ellos diodos, TLD, películas radiocrómicas y detectores de centelleo. Este estudio se basa, en parte, en los trabajos de Soares et al.² y Cross et al.,³ dos referencias esenciales sobre la dosimetría de aplicadores oftálmicos con emisores beta. Soares et al.² compararon medidas experimentales hechas en diferentes centros y con diferentes detectores, concluyendo que la incertidumbre de medida para estos aplicadores era del 10%-15%, lo que hacía imprescindible comparar las medidas con los resultados de cálculos. El método más exacto para calcular las distribuciones de dosis de fuentes beta es el método Monte Carlo, que permite simular el transporte de la radiación en sistemas con geometrías complejas y con materiales arbitrarios. Cross et al.³ compararon resultados publicados de Monte Carlo, mostrando una falta de concordancia entre los diversos cálculos disponibles hasta el momento para estos aplicadores.

Las discrepancias entre los resultados de simulaciones Monte Carlo anteriores, y el hecho de que la mayoría de las publicaciones estudian sólo los aplicadores más utilizados (CCA y CCB), mientras que para otros no había datos publicados, me motivaron a intentar calcular las distribuciones de dosis en agua de 12 modelos de aplicador (CCA, CCB, CCC, CCD, CCX/Y/Z, CXS, CGD, CIA y CIB/CIB2), utilizando el código Monte Carlo PENELOPE.⁴ Los resultados obtenidos fueron comparados con las medidas y cálculos publicados, intentando explicar los motivos de las discrepancias encontradas.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades del trabajo?

La mayor dificultad vino del gran número de aplicadores estudiados, que alargó bastante el tiempo necesario para hacer el trabajo, especialmente siendo un trabajo con un único autor. Además hicieron falta varios meses para realizar todos los cálculos con una baja incertidumbre estadística. Una vez obtenidos los resultados, la mayor dificultad consistió en analizar las diferencias observadas entre mis resultados y los resultados publicados, intentando encontrar los motivos de las diferencias encontradas.

¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

La mayor aportación del trabajo es dar un conjunto de distribuciones de dosis calculadas con un código Monte Carlo de uso general, y comparar esas distribuciones con todos los datos experimentales y calculados disponibles en la literatura. El artículo presenta distribuciones de dosis a lo largo del eje central de los aplicadores y perfiles transversales de dosis a varias profundidades de interés clínico. Los datos se presentan en tablas, para facilitar su comparación en el futuro. Para algunos aplicadores, los resultados del artículo ofrecen una mejor concordancia con los datos experimentales publicados que otros estudios de Monte Carlo anteriores. Para otros aplicadores, este trabajo presenta el primer conjunto de datos de distribución de dosis disponible en la literatura. En el artículo también se aclaran algunos errores encontrados en publicaciones anteriores.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

El artículo revisa los resultados calculados y medidos disponibles en la bibliografía, aclarando las causas de algunas de las contradicciones observadas. Las distribuciones de dosis calculadas pueden ser muy útiles para la verificación de sistemas de planificación y cálculo, así como para validar resultados experimentales. Dada la excelente concordancia con datos experimentales publicados, con las medidas proporcionadas por el fabricante en los certificados de calibración de los aplicadores y con los resultados de otras simulaciones Monte Carlo, los resultados de este trabajo podrían servir de base para la elaboración de un conjunto de datos dosimétricos de consenso para aplicadores oftálmicos de $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$, como los que ya existen para otro tipo de fuentes utilizadas en braquiterapia.

Bibliografía

1. ICRU, Dosimetry of Beta Rays and Low-Energy Photons for Brachytherapy With Sealed Sources. J ICRU 2005;4:5-8.
2. Soares C, Vynckier S, Järvinen H, Cross W, Sipilä P, Flühs D. Dosimetry of beta-ray ophthalmic applicators: Comparison of different measurement methods. Med Phys 2001;28:1373-84.
3. Cross W, Hokkanen J, Järvinen H, Mourtada F, Sipilä P, Soares C et al. Calculation of beta-ray dose distributions from ophthalmic applicators and comparison with measurements in a model eye. Med Phys 2001;28:1385-96.
4. Salvat F, Fernández-Varea J, Sempau J, PENELOPE-2008: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Nucl Energy Agency (July 2008), (2009).



The influence of respiratory motion on CT image volume definition

Rodríguez-Romero R, Castro-Tejero P
Med Phys 2014;41:041701(1-11).

Ruth Rodríguez Romero

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica.
Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda.
rrromero@salud.madrid.org

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Los tratamientos de Radioterapia se basan en la información geométrica y la densidad (máscica o electrónica) proporcionada por los estudios TC de pacientes. El movimiento respiratorio durante la adquisición de las imágenes produce artefactos que pueden alterar el tamaño, forma y densidad de las estructuras anatómicas del paciente.¹

En nuestro hospital disponemos de un equipo TC multicorte que permite la adquisición de imágenes sincronizadas con la respiración del paciente (4DTC). Sin embargo, no siempre es posible realizar estudios 4DTC, bien porque los pacientes no presenten ciclos respiratorios suficientemente estables para permitir la sincronización, o bien por incompatibilidades con sistemas de inmovilización de compresión diafragmática que dificultan o impiden la correcta monitorización de la respiración del paciente. En estos casos, las opciones son estimar el desplazamiento máximo mediante adquisiciones rápidas de TC en las fases extremas del ciclo respiratorio con la colaboración del paciente (inspiración y espiración mantenida), o bien una adquisición suficientemente lenta para obtener la envolvente de una estructura móvil correspondiente a todo el ciclo respiratorio.

Este trabajo tenía un objetivo doble: determinar la exactitud de los estudios 4DTC respiratorios, y establecer cuáles son las condiciones de una adquisición TC lenta, para los casos en que no sea posible la sincronización respiratoria.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades del trabajo?

La principal dificultad para el desarrollo del trabajo fue la disponibilidad de un maniquí apropiado. Las primeras pruebas realizadas, utilizando maniqués caseros dispuestos sobre una plataforma móvil, no mostraron suficiente reproducibilidad. Finalmente, tras contactar con el distribuidor nacional del maniquí QUASAR, pudimos llevar a cabo el estudio utilizando en préstamo dicho maniquí. El maniquí permite desplazar longitudinalmente insertos

que contienen estructuras de dimensiones y volúmenes conocidos. Agradecemos la colaboración prestada por *Modus Medical Devices S.A.* (Ontario, Canadá), *Dextro Médica S.L.* (Valencia, España), y José Luis Bonet.

Por otra parte, al estudiar los requisitos necesarios para obtener un TC lento, nos encontramos con limitaciones técnicas del equipo TC utilizado que implicaban tiempos de adquisición máximos de 2.4 y 3.0 s para adquisiciones helicoidales y secuenciales, respectivamente. Por ello, los estudios TC para tiempos superiores fueron obtenidos mediante simulación matemática del proceso de adquisición de imágenes TC de estructuras en movimiento. Dicha simulación fue validada con los datos experimentales obtenidos previamente.

Por último, la revisión bibliográfica resultó escasa y no especialmente reciente. Encontramos una única referencia (Ford EC et al.)² con la que comparar datos de exactitud de las adquisiciones 4DTC, y sólo tres relativas al uso de TC lento (Lagerwaard FJ et al.,³ van Sörnsen de Köste JR et al.⁴ y Pan et al.⁵).

¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

Los resultados confirman la fiabilidad de los estudios 4DTC en la adquisición de imágenes de objetos móviles: discrepancias menores de 3% en volumen y 2 mm en posición, para ciclos de 15 mm de amplitud máxima y 3 s de periodo mínimo y objetos de al menos 2 cm de longitud.

Por el contrario, las imágenes TC adquiridas sin sincronización respiratoria mostraron gran distorsión de las estructuras móviles, obteniéndose los valores más bajos de coeficientes de similitud *Dice* (0.70 para objetos ≥ 2 cm de longitud) para los ciclos respiratorios de mayor amplitud y frecuencia. (Se definió el coeficiente de similitud *Dice*, para cada objeto, como la intersección de los volúmenes obtenidos en movimiento y reposo dividido por la semisuma de ambos. De esta manera se puede cuantificar la distorsión que experimenta el objeto móvil según el menor o mayor grado de coincidencia, de 0 a 1, en posición y volumen respecto a la situación de reposo). El análisis de los datos simulados indica que los tiempos de adquisición utilizados fueron insuficientes para los ciclos respiratorios estudiados (3 y 6 s): el tiempo de adquisición debe ser al menos el doble del periodo respiratorio para obtener la envolvente de un objeto en movimiento. A partir de este valor de tiempo de adquisición, la longitud del objeto móvil se estabiliza alcanzando su valor máximo y la posición de su centro de masas tiende a su valor en reposo.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Es necesario realizar estudios 4DTC para garantizar la veracidad de la información anatómica (volumen, densidad, posición) de órganos afectados por el movimiento respiratorio.

En este trabajo se ha establecido que un estudio TC es suficientemente lento para obtener la envolvente de una estructura móvil, siempre que el tiempo de adquisición sea mayor o igual del doble del periodo del movimiento. Teniendo en cuenta el rango del periodo respiratorio (entre 3 y 6 s) y las limitaciones técnicas de los equipos TC (periodos de rotación máximos de 4 s³⁻⁵), resulta inviable en la mayoría de los casos.

Tampoco es posible prever y corregir la distorsión presente en un TC adquirido sin sincronización respiratoria, ya que, necesitaríamos conocer de antemano la anatomía del paciente en reposo, además de su ciclo respiratorio y la fase de los órganos móviles en el inicio de la adquisición. Por ello, cuando no sea posible obtener estudios 4DTC ni TC lento, se recomienda realizar adquisiciones TC rápidas (para reducir la distorsión causada por el movimiento) en fase de inspiración y espiración mantenida (para estimar la amplitud del movimiento).

Bibliografía

1. Keall P, Mageras G, Balter J, Emery R, Forster K, Jiang S et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys* 2006;33:3874-900.
2. Ford E, Mageras G, Yorke E, Ling C. Respiration-correlated spiral CT: A method of measuring respiratory-induced anatomic motion for radiation treatment planning. *Med Phys* 2003;30:88-97.
3. Lagerwaard F, van Sörnsen de Köste J, Nijssen-Visser R, Schuchhard-Schipper R, Oei S, Munne A et al. Multiple
4. Van Sörnsen de Köste J, Lagerwaard F, De Boer C, Nijssen-Visser M, Sennan S. Are multiple CT scans required for planning curative radiotherapy in lung tumors of the lower lobe? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;55:1394-9.
5. Pan T, Mawlawi O, Luo D, Liu H, Chi PM, Mar MV et al. Attenuation correction of PET cardiac data with low-dose average CT in PET/CT. *Med Phys* 2006;33:3931-8.



A method for accurate zero calibration of asymmetric jaws in single-isocenter half-beam techniques

Hernandez V, Sempau J, Abella R, Lopez M, Perez M, Artigues M, Arenas M
 Med Phys 2013 Feb;40:021706(1-6).

Victor Hernandez

Servicio de Física Médica. Hospital San Joan de Reus, Tarragona.
 vhernandezmasgrau@gmail.com

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

En radioterapia las técnicas de hemicampos se usan en una gran variedad de tratamientos. En estas técnicas se combinan hemicampos (o sea, campos con una de las mandíbulas en su posición cero) con distintos ángulos de brazo, de modo que la unión de campos es automática y no se requieren rotaciones de mesa o colimador. No obstante, en estas técnicas la exactitud de la posición cero de las mandíbulas resulta especialmente crítica, tal y como han indicado distintos autores. Actualmente las recomendaciones más estrictas establecen una tolerancia de 1 mm para esta posición, pero desviaciones dentro de esta tolerancia pueden originar sobredosificaciones (o subdosificaciones) de hasta el $\pm 40\%$ en la zona de la unión de los hemicampos.

La motivación principal de este estudio fue optimizar las técnicas de hemicampos. El trabajo incluye el análisis de los efectos dosimétricos de las desviaciones de posicionamiento de las mandíbulas y el desarrollo de un método de calibración que permita reducir dichas desviaciones.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades del trabajo?

El principal objetivo del trabajo fue desarrollar un método de calibración para ajustar la posición cero de las mandíbulas al eje de giro del colimador. El método propuesto parte de la medida de la dosis en la unión D_u correspondiente a la combinación de 2 hemicampos con la misma mandíbula cerrada y giro de colimador opuesto (con el brazo fijo a 0°). A continuación se introduce una corrección para corregir la D_u medida, ajustando así la posición cero de la mandíbula al eje de giro del colimador. El método propuesto no usa el campo de luz luminoso, por lo que la calibración es independiente de la posición del foco de luz, del espejo y de la percepción visual individual de cada persona.

Los principales retos de este trabajo fueron, más allá de la propia determinación del método, el análisis de las implicaciones dosimétricas en tratamientos típicos, el estudio del efecto del ángulo del brazo y la evaluación de la estabilidad a largo plazo de la calibración propuesta.

Al plantear el trabajo tuvimos dudas sobre si desarrollar el procedimiento de calibración con películas radio-cromicas o con dosimetría portal (Portal Dosimetry® de Varian). En realidad realizamos todas las medidas con ambos métodos en 4 aceleradores y observamos que, aunque las dosis en la unión dependen del método usado, el resultado final de la calibración es totalmente comparable. En el artículo publicado sólo se incluyeron los resultados correspondientes a dosimetría portal por resultar más práctico.

¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

Los resultados más importantes del estudio son los siguientes:

1. El método de calibración propuesto reduce las dosis en la unión aproximadamente del $\pm 35\%$ a un $\pm 8\%$ (con el brazo fijo a 0°).
2. Al estar todas las mandíbulas calibradas frente al mismo eje (el eje de giro del colimador), la calibración es válida para cualquier combinación de hemicampos, o sea para hemicampos con distintas mandíbulas a cero.
3. El ángulo del brazo y la posición relativa de los campos de tratamiento tienen un efecto apreciable, alterando la dosis en la unión aproximadamente en un $\pm 9\%$. Este efecto se debe principalmente a la flexión del cabezal por efecto de la gravedad, tal y como describimos en una publicación previa (ref. 24 del artículo).
4. En tratamientos clínicos típicos (con distintas angulaciones de brazo), la calibración propuesta mejora de forma importante la homogeneidad de la distribución de la dosis en la zona de la unión.

Recientemente Cenizo et al. (ref. 17 del artículo) propusieron un método de calibración de la posición cero basado en simulaciones Monte Carlo. El método que hemos publicado en este trabajo, en cambio, requiere simplemente el perfil de un hemicampo y la medida de la dosis en la unión. Además, la calibración se puede realizar mediante dosimetría portal, hecho que hace el método propuesto más práctico.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Cada vez se realizan más tratamientos de radioterapia con técnicas de modulación de intensidad, que permiten en muchas ocasiones evitar el uso de hemicampos. No obstante, los hemicampos se usan aún en muchos centros y en una gran variedad de localizaciones. Es recomendable que los centros que usen técnicas de hemicampos realicen periódicamente controles de la posición cero de las mandíbulas, que se pueden realizar muy rápidamente con dosimetría portal (menos de 10 minutos por acelerador). En función de los resultados obtenidos se puede aplicar el método propuesto para mejorar la calibración del posicionamiento de las mandíbulas, especialmente cuando las dosis en la unión presenten desviaciones superiores al $\pm 20\%$.

En conclusión, el método propuesto mejora la homogeneidad de la distribución de dosis en la zona de la unión de hemicampos, permitiendo la administración de estos tratamientos de una forma más precisa y segura.