



Revisión de Artículos

Guadalupe Martín Martín*

Comité de Redacción.

Estimadas compañeras y compañeros,

En este número contamos con cinco comentarios de lo más interesante y variado. Para empezar Raquel Barquero nos presenta su estudio sobre la cuantificación en imagen planar de lesiones tiroideas tratadas con ^{131}I . A continuación, Carlos Huerga nos presenta su trabajo en el que emplea un filtro específico para PET que no es el habitual para mejorar las imágenes. Contamos además con el comentario de Josep Puxeu, en el que profundiza en los factores de corrección para cámaras de ionización en campos pequeños. Por otro lado, Leticia Irazola nos comenta los progresos en su investigación sobre dosis periférica debida a neutrones en pacientes de radioterapia. Finalmente, Alejandro García Romero expone su trabajo sobre nuevos criterios para la verificación de los tratamientos de IMRT.

Este es el último número en el que coordino la sección de Revisión de artículos. Ciertas diferencias de criterio con la Junta Directiva relativas al Comité de Redacción han provocado mi dimisión. Quería agradecer profundamente la participación de todos los colaboradores y colaboradoras que habéis participado estos 6 años en la sección de Revisión de artículos. No solo habéis hecho posible una sección de la revista interesante y de calidad, de las más leídas y mejor valoradas según la encuesta que se realizó a los socios/as, sino que me habéis dado la oportunidad de aprender mucho con cada uno de vuestros comentarios y revisiones, y de establecer relaciones profesionales muy gratificantes. Gracias también a todos los lectores y lectoras de esta sección. Desde sus inicios hasta ahora, la sección ha ido tomando diversas formas con el objetivo único de hacerla más interesante para todos vosotros; espero haberlo conseguido. Y por último, mi más sincero agradecimiento a Damián Guirado, anterior director de la Revista, por su continuo apoyo ante mis iniciativas dentro del Comité de Redacción y en particular, por su confianza para que coordinara esta sección.

Mis mejores deseos para la continuidad de la sección de Revisión de artículos que creé con tanta ilusión. Muchas gracias a todos/as.

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



¹³¹I activity quantification of gamma camera planar images

Barquero R, García HP, Incio MG, Mínguez P, Cárdenas A, Martínez D, Lassmann M
Phys Med Biol 2017;62(3).

Raquel Barquero Sanz

Sección de Radiofísica y P.R. Hospital Clínico Universitario de Valladolid.
rbarquerosa@saludcastillayleon.es

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Entendemos por cuantificación en imagen planar en lesiones tiroideas tratadas con ¹³¹I a la estimación de la actividad captada a partir de las cuentas adquiridas en la zona de la lesión, requiriéndose para ello conocer la sensibilidad o factor de calibración (cps/MBq). La motivación del estudio siempre fue entender cómo se forma esta imagen para desarrollar un procedimiento capaz de cuantificar la actividad con la mayor exactitud posible (o al menos con una incertidumbre asociada conocida), aislando y estudiando cada una de las variables de interés por separado. Previamente, junto con mi actual colega Hugo Pérez-García (residente cuando desarrollamos este estudio), habíamos desarrollado ya dos aplicaciones en FORTRAN que permitían conocer la contribución de fotones directa (d) y asociada a las penetraciones (p) que alcanzaban el cristal de la gammacámara desde la lesión, pero quedaba pendiente determinar la contribución Compton (s), que los modelos utilizados de corrección (Triple ventana) estimaban, a nuestro entender, de forma muy equivocada en el caso concreto de la imagen con ¹³¹I. Por otra parte, desde los tiempos de mi tesis, venimos utilizando de forma rutinaria en el hospital el código Monte Carlo MCNPX en casi todos los cálculos complejos de protección radiológica, entre los que había una simulación con maniquí matemático del hombre estándar en una adquisición diagnóstica con ^{99m}Tc bajo una gammacámara. Decidimos realizar la misma simulación pero ahora en una adquisición con colimador HEGP para determinar por transporte MC todos los fotones $d + p + s$ que partiendo desde la lesión alcanzaban el cristal para formar la imagen. Esta es la base del estudio publicado.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades para realizar el trabajo?

La comprobación de los resultados obtenidos de sensibilidad para diferentes tamaños y distancias de lesiones requería la contrastación con medidas experimentales que no podíamos hacer en el hospital. Para superar esta dificultad tuvimos la suerte de contar con Alexander Cárdenas que desde Perú realizó su tesis de maestría adquiriendo todas las imágenes necesarias en una GC Siemens e-cam.

Por otra parte también había que contrastar los resultados obtenidos con MCNPX con algún otro código MC utilizado habitualmente en dosimetría en MN. De nuevo tuvimos la suerte de contar con Pablo Mínguez que disponía del código SIMIND, superando así esta nueva dificultad gracias a sus cálculos.

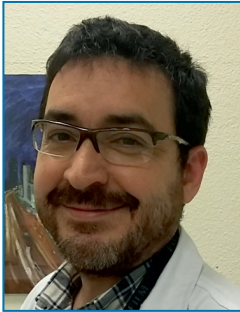
¿Cuál ha sido el hallazgo y los resultados más importantes del estudio?

Quizá sea que la sensibilidad en cada adquisición planar de lesiones que han captado ¹³¹I dependen tanto de la forma y el tamaño como de la distancia al colimador de HE. Por lo que si se desea reducir la incertidumbre lo máximo posible, se requiere la determinación de estos parámetros de forma individualizada por paciente en cada estudio dosimétrico para cada lesión.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

El procedimiento desarrollado permite cuantificar la imagen planar si se conoce bien la forma y la geometría de cada lesión, de forma similar al seguido en RT externa, en la que un estudio exhaustivo previo de imágenes tomográficas permite definir dichas características del tumor, para después proceder al cálculo dosimétrico correspondiente con la necesaria exactitud.

La generalización del mismo para otras terapias “no estándar” (²²³Ra y ⁹⁰Y por ejemplo) en MN ayudaría de forma significativa a cumplir los requisitos de obligado cumplimiento en febrero de 2018 de la nueva Directiva Comunitaria.



Denoising of PET images by context modelling using local neighbourhood correlation

Huerga C, Castro P, Corredoira E, Coronado M, Delgado V, Guibelalde E
Phys Med Biol 2017;62(2).

Carlos Huerga Cabrerizo

Servicio de Radiofísica y Radioprotección. Hospital Universitario La Paz.
carlos.huerga@salud.madrid.org

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Inicialmente, no pensábamos centrarnos en la reducción del ruido en la imagen PET. Estábamos buscando nuevas técnicas de segmentación de imágenes, para las que inevitablemente hay que aplicar alguna técnica de *denoising*. Al empezar a estudiar este campo, nos dimos cuenta de que había algunos temas que todavía no estaban cerrados y decidimos que merecía la pena investigarlos.

En nuestro caso, la idea central es que, habitualmente, a las imágenes PET tras su reconstrucción, se les aplica un filtro de uso general, por ejemplo, un filtro Gaussiano. Pensamos, que utilizar un filtro específico para el PET, incluso específico de alguna manera para nuestro equipo, mejoraría los resultados.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades para realizar el trabajo?

En el artículo empleamos análisis multi-resolución basado en *wavelets*. En este análisis la señal se representa utilizando una base compuesta de versiones dilatadas y trasladadas de una onda finita. El resultado es una representación que además de una descomposición en frecuencias de la imagen, mantiene la localización espacial.

La teoría de esta transformada es relativamente reciente y, a pesar de que cuenta con un amplio soporte bibliográfico, su aplicación a la imagen PET es escasa. Esta falta de bibliografía específica supuso un reto y una dificultad a partes iguales.

También, en muchos trabajos, cuando modelan el ruido suponen que este es un ruido blanco Gaussiano. Estos modelos, son realmente útiles en muchos campos de la física, pero quizás, para la imagen PET no lo son tanto. Por eso, desde el principio, nuestra intención era enfrentarnos a las características del ruido PET incluyendo su textura en el proceso y estimando su dependencia con la señal.

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

El método que describimos es capaz de mantener los valores de captación y preservar los bordes en las regiones “significativas” adaptando el proceso de reducción de ruido al contexto de cada pixel.

Este algoritmo tiene dos importantes características que lo hacen especialmente interesante para algunas tareas, como por ejemplo, en la segmentación. La primera característica importante es que realiza una fuerte reducción del ruido en las regiones de fondo; esto se muestra con el aumento del contraste de tejidos, considerados de referencia, y con captaciones similares como hígado, y mediastino. La otra característica esencial es la preservación de los bordes.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Algunas de las mejoras que introducen los modernos PET vienen no solamente de la parte del hardware: mejores cristales, detección digital, tiempo de vuelo, sino también de forma significativa, de la parte de los métodos de reconstrucción: corrección por el factor de dispersión y reducción de ruido incluidos en la reconstrucción. Nuestra propuesta, es que esto último, la manera en que se reduce el ruido, es clave para la interpretación correcta de la imagen PET y en algunas ocasiones no es convenientemente considerado. En el futuro, intentaremos extender esta metodología considerando su efecto sobre otros procesos, como detección automática de señales y segmentación.



Field Correction Factors for a PTW-31016 Pinpoint Ionization Chamber for both flattened and unflattened beams. Study of the main sources of uncertainties

Puxeu Vaqué J, Duch Guillén MA, Nailon WH, Lizuain Arroyo MC, Ginjaume M
 Med Phys 2017;44(5).

Josep Puxeu

Servei de Protecció Radiològica i Física Mèdica. Hospital Universitari Sant Joan de Reus.
 jpuxeu@gmail.com

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

Mi interés por la dosimetría de los campos pequeños viene desde prácticamente el principio de la residencia. En 2008 apareció la propuesta de *Alfonso et al* sobre el nuevo formalismo y la introducción de un nuevo factor de corrección. Se suponía que el mayor responsable de esta corrección para las cámaras de ionización era el volumen. Lo primero que me planteé fue qué influencia tendrían las particularidades de nuestro detector en el factor de corrección. Me puse en contacto con el fabricante para pedir información sobre las tolerancias en cada uno de los elementos de la cámara y poder empezar las simulaciones de Monte Carlo.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades para realizar el trabajo?

Lo menos difícil fue conseguir de *PTW* las incertidumbres geométricas de distintos modelos de cámaras de ionización. La simulación Monte Carlo de los haces sin filtro del modelo *TrueBeam* fue un tema más complejo ya que inicialmente no funcionaban las rutinas para utilizar *PSFs* en formato IAEA para *PENEASY* de PENELOPE.

Los primeros resultados que obtuvimos para el tamaño de campo de 0.5 cm × 0.5 cm no eran acordes con los resultados experimentales, así que hubo que estudiar a qué se debía la discordancia.

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

La incertidumbre combinada entre la tolerancia en el proceso de construcción de la cámara, su posicionamiento y el tamaño de campo definido por el acelerador en el factor de corrección, es aproximadamente un 2% para el tamaño de campo de 0.5 cm × 0.5 cm, mientras que las variaciones en el factor de campo debidas a la tolerancia de 0.5 mm en tamaño de campo de 0.5 cm × 0.5 cm pueden llegar a ser de un 13%.

Estas diferencias observadas al comparar factores de campo mediante simulaciones MC podían ser debidas a ajustes en el modelo del acelerador, pero fueron confirmadas al comparar experimentalmente dos aceleradores de dicho modelo, dando plausibilidad a la tolerancia de las mandíbulas como responsable de dichas diferencias.

En los últimos años han aparecido muchos artículos proponiendo factores de corrección para distintos detectores. Muchos de ellos obtenidos experimentalmente y algunos mediante simulación MC. En nuestro caso se obtuvieron los valores mediante simulación, considerando las principales fuentes de incertidumbre y se validaron experimentalmente para 4 energías distintas, probando su validez y su baja dependencia energética para el modelo de cámara estudiado.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

Desde mi punto de vista es importante porque implica que aunque los factores de corrección para el modelo de cámara son grandes, su incertidumbre es más que aceptable clínicamente. Por lo contrario, la comparación de factores de campo entre aceleradores, aun del mismo modelo, no tiene sentido para tamaños de campo de 1 cm × 1 cm o inferiores. Esto también implica que habrá que verificar el factor de campo para los tamaños más pequeños después de una calibración de las mandíbulas del acelerador.



Peripheral equivalent neutron dose model implementation for radiotherapy patients

Irazola L, Terrón JA, Sánchez-Nieto B, Roberto B, Sánchez-Doblado F
Phys Med 2017 Mar 31.

Leticia Irazola Rosales

Departamento de Fisiología Médica y Biofísica, Facultad de Medicina. Universidad de Sevilla.
Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Virgen Macarena, Sevilla.
leticia@us.es

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

El alto porcentaje de curación y el aumento de la esperanza de vida logrado actualmente en pacientes sometidos a radioterapia, han dejado ver algunos de los principales efectos secundarios de estos tratamientos. Entre ellos, cabe destacar el desarrollo de segundas neoplasias malignas tras un largo período después de la irradiación y, totalmente independientes de la patología primaria. Una de las principales fuentes de estos segundos cánceres, son sin duda, las dosis periféricas que el paciente recibe fuera de la zona de tratamiento. Aunque estas dosis no son usualmente consideradas en la rutina clínica, nuestro grupo lleva ya años abordando su estudio, y en publicaciones previas conseguimos obtener por primera vez y de forma global su estimación.

La necesidad de universalizar los modelos desarrollados para su uso en la clínica, se unió a una mejora que consideramos necesaria para dar una información más personalizada al paciente. Por ello en este artículo, se pretende no sólo generalizar la metodología sino introducir el tamaño de paciente como parámetro relevante en las estimaciones de dosis.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades para realizar el trabajo?

Con objeto de simplificar la compleja medida de neutrones en el ámbito de la radioterapia, el principal reto fue extender el modelo para su uso en cualquier instalación. Esto es ahora posible, con el único conocimiento de la fluencia neutrónica térmica en un punto de referencia en la sala (medible con cualquier detector a este fin, dado que la metodología implementada considera en cada órgano el espectro energético total). Además, una vez verificados los modelos, nos planteamos introducir las dimensiones del paciente como parámetro de interés (especialmente para pacientes pediátricos). Para ello, tuvimos que pensar en la propuesta de una función que representase bien los diferentes comportamientos de la componente neutrónica medidos en los diversos puntos, para los diferentes tamaños de maniqués evaluados.

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

El potencial de esta metodología para el conocimiento de las dosis neutrónicas es principalmente su universalidad, al poder ser usada en cualquier instalación y para cualquier tratamiento. Así mismo, su sencillez, puesto que se necesitan sólo unos datos tan simples como la contaminación en la sala (en términos de fluencia neutrónica térmica), el número de UM irradiadas y las dimensiones del paciente (altura y peso).

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

La primera y más importante es la fácil implementación de estos modelos en la clínica, permitiendo la evaluación de dosis periférica y segundos cánceres, tanto para estudios retrospectivos como futuros. Además, el trabajo presenta una primera base de datos de 510 pacientes que han sido medidos y estimados con la metodología introducida. Como punto importante, se resaltan las grandes diferencias encontradas en los valores de dosis para tratamientos pediátricos, donde la esperanza y calidad de vida cobran especial relevancia.



On the new metrics for IMRT QA verification

García-Romero A, Hernández-Vitoria A, Millán-Cebrián E, Alba-Escorihuela V, Serrano-Zabaleta S, Ortega-Pardina P
 Med Phys 2016;43(11).

Alejandro García Romero

Servicio de Física y Protección Radiológica.
 Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza.
agarciarom@salud.aragon.es

¿Cuál ha sido la motivación para empezar este estudio?

La verificación pretratamiento en IMRT ha sido en los últimos años una de las principales tareas de los radiofísicos que trabajan en radioterapia. Hoy en día se dispone de nuevas herramientas para realizarla, y se ha puesto de manifiesto que los criterios que definen la similitud entre distribuciones de dosis calculadas y medidas o calculadas en sistemas redundantes, tienen que reflejar si las discrepancias tienen alguna implicación clínica en el paciente. Aunque esto ya ha sido recalcado por otros autores, todavía persisten muchos sistemas basados en verificaciones planares donde no se hace especial hincapié en este hecho. Es sorprendente constatar cómo planes que se dan por aprobados bajo determinados criterios no lo estarían bajo otros (y viceversa), o como diferentes sistemas pueden conducir a diferentes resultados. Con este trabajo pretendíamos, modestamente, dotar a la comunidad científica de nuevos criterios que resuman la verificación desde el punto de vista clínico, comparar con los ya existentes y utilizar herramientas útiles para la extracción de valores de corte como el análisis ROC.

¿Cuáles fueron los principales retos y dificultades para realizar el trabajo?

El principal reto de este trabajo fue el manejo del flujo de información de los 58 pacientes verificados retrospectivamente. Disponíamos de un sistema de verificación basado en HDV (Compass), pero sus herramientas de análisis y exportación son limitadas. Hubo que tratar 174 matrices de dosis (correspondientes a Monte Carlo, Compass y Sistema de Planificación) para extraer los resultados de todos los criterios de aceptación propuestos. Se desarrolló una aplicación que permite adaptar toda la información y traducirla en indicadores, algunos de ellos propuestos en este trabajo, como la función global de diferencias en dosis o el índice de robustez radiobiológica, que mide cómo de cerca está una distribución de dosis de exceder los criterios de aceptación preestablecidos.

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

En primer lugar, se ha encontrado una función que resume bien las discrepancias entre el HDV del sistema de planificación y el HDV de verificación, la función global de diferencias en dosis; en segundo lugar, el análisis gamma 3D por órganos se ha mostrado efectivo a la hora de clasificar planes con criterios de diferencias en dosis; en tercer lugar, los criterios radiobiológicos y los basados en diferencias en dosis no siempre conducen a los mismos resultados y son por tanto complementarios, y por último, las técnicas de verificación convencionales deben ser revisadas y modificadas para tener en cuenta su implicación clínica en el paciente. Adicionalmente se ha comprobado que el índice de robustez radiobiológica definido en el trabajo está relacionado con la probabilidad de aceptación de un plan.

¿Cuáles son las repercusiones del estudio?

En cuanto a la metodología, el artículo expone herramientas interesantes en la revisión del sistema de verificación IMRT de cualquier usuario. En cuanto a los criterios de aceptación o rechazo de un plan, se pone de manifiesto cómo están relacionados y cuáles pueden ser útiles. Creemos que una verificación basada en el HDV y criterios radiobiológicos debería ser el estándar de verificación en el futuro.



SIEMENS



Small cells don't have to lead to big problems.

Siemens answers help doctors detect diseases earlier, saving costs and extending lives.

When diseases are caught early, they make less of an impact on everyone. That's because a large majority of today's healthcare costs go toward treating the late stages of diseases like cancer and heart disease. With Siemens advanced diagnostic technology, doctors

can accurately identify these killers earlier. So patients get the treatment they need sooner. Which helps save lives and cuts costs. Wherever there are tough health-care questions, we're answering them.

[siemens.com/answers](https://www.siemens.com/answers)