

Dra. Ana Luisa Mendizábal Méndez*

Radiación ionizante en tomografía computada: un tema de reflexión

RESUMEN

La tomografía computada ha revolucionado el diagnóstico por imagen. Debido a su rápida evolución tecnológica y mayor disponibilidad, su utilización crece de manera vertiginosa. Sin embargo, no es inocua, ya que los pacientes expuestos a dosis de radiación ionizante, especialmente los niños, corren

un riesgo bajo pero significativo de desarrollar cáncer. Dado que se desconoce el riesgo a largo plazo, en el contexto de la protección radiológica del paciente se acepta que dichas dosis deben limitarse. Para ello se requiere un conocimiento general de los parámetros de medición, así como de los métodos de reducción y de control de la radiación. Este artículo pretende

ser una guía de los conceptos importantes en la compresión de estos factores y proporcionar al lector bibliografía relacionada para un uso consciente de esta valiosa herramienta diagnóstica.

Palabras clave: radiación ionizante, tomografía computada, dosis.

Continúa en la pág. 91

* Subsección de Tomografía Computada. Hospital Central Militar. Ejército Nacional y Periférico s/n, Lomas de Sotelo, 11200, México, D.F.
Correspondencia: Dra. Ana Luisa Mendizábal Méndez. Correo electrónico: mendizabalrx08@live.com.mx

Introducción

La tomografía computada (TC) es una modalidad de imagen que ha cobrado un importante auge. Se estima que en Estados Unidos se realizaron, durante el año 2000, más de 62 millones de estos estudios, de los cuales 4 millones correspondieron a pacientes pediátricos.¹ En un estudio retrospectivo de cohorte realizado durante un período de 22 años en un hospital de tercer nivel, se encontró que hasta 33% de los pacientes fueron sometidos a 5 o más exploraciones mediante TC a lo largo de su vida y que 5% se sometieron a este estudio de imagen entre 22 y 132 veces.²

De la radiación a la que se expone el ser humano 18% es generada por él mismo y, de ésta, 56% consiste en rayos X.¹ La TC representa 7% de los estudios radiológicos y se calcula que este porcentaje puede elevarse hasta 15% anual.³

Es común que la comunidad médica y el público en general no conozcan los efectos de la radiación ionizante ni las dosis de la misma a las que se someten los pacientes durante los estudios de TC ni sus riesgos potenciales. En un estudio publicado por Lee y su grupo en el año 2004 se reportó que 64% de los

pacientes, 56% de los radiólogos y 44% de los médicos de urgencias creían que una TC de abdomen equivalía a menos de 10 radiografías de tórax.⁴ Una radiografía de tórax en proyección posteroanterior implica para el paciente una dosis de radiación de 0.02 mSv y equivale a exponerse a 2.4 días de radiación de fondo, es decir, a la radiación que recibimos, entre otras fuentes, del cosmos y de los elementos radioactivos que naturalmente se encuentran en la tierra. La dosis efectiva promedio de un estudio de TC de abdomen es de 10 mSv, que equivale a 500 radiografías de tórax y a 3.3 años de radiación de fondo.⁵ Cuando se preguntó a los mismos sujetos si creían que el riesgo de padecer cáncer a lo largo de la vida podía incrementarse después de una TC abdominal sólo la mitad de los radiólogos pareció estar parcialmente consciente de tal posibilidad, mientras que ésta pasa prácticamente desapercibida para la mayoría de los pacientes y de los médicos de urgencias.⁴

La Administración de Alimentos y Medicamentos de Estados Unidos establece que el riesgo de desarrollar cáncer a lo largo de la vida después de una TC con una dosis efectiva de 10 mSv podría ser de hasta 1 en 2 000; pero que este riesgo, pequeño para un individuo, se convierte en un problema de salud pública si se somete a un gran número de personas a este procedimiento. Más aún cuando el beneficio del mismo podría ser incierto.⁵

Viene de la pág. 90

ABSTRACT

Computed tomography has revolutionized image diagnosis. Due to its rapid technological evolution and greater availability, its use is growing at a vertiginous rate; however, it is not innocuous, because patients are exposed to doses of ionizing ra-

diation that can entail small, but significant risks of developing cancer, especially in children. Because the long-term risks are unknown, in the context of radiological protection of the patient, it is accepted that such doses should be limited, which requires a general knowledge of measuring parameters and methods of reducing and controlling radiation. This article is

intended to serve as a guide to important concepts needed to understand such factors, and to orient the reader on the bibliography related to the topic as an aid to conscientious use of this valuable diagnostic tool.

Key words: ionizing radiation, computed tomography, dose.

De ninguna manera se trata de estigmatizar una modalidad de imagen que ha demostrado ser de gran utilidad para el diagnóstico y cuyo impacto en el manejo de los pacientes está fuera de duda. Sin embargo, incidentes como el ocurrido en un hospital estadounidense en el que 385 pacientes se sometieron a estudios de perfusión cerebral por TC y sufrieron posteriormente alopecia limitada en la zona de la exploración⁶ han causado gran revuelo en los medios de comunicación. Estos incidentes se han acompañado de importantes repercusiones médicas y legales que han llevado a decisiones que modificarán la práctica de la radiología en ese país. De ellas escribiremos más adelante.

Es necesario que todo el personal médico conozca los efectos de la radiación ionizante y las dosis a las que se exponen los pacientes en TC. Los radiólogos y el personal técnico deben saber interpretar los mediciones que muestran los equipos, entender en qué forma la manipulación de los parámetros de la exploración los afecta y ser capaces, por lo menos, de identificar rangos de dosis que sobrepasen los actualmente aceptables. Deseamos que este artículo sirva de guía de consulta para múltiples referencias bibliográficas, la mayoría de acceso gratuito, relacionadas con aspectos importantes acerca de la medición de las dosis de radiación, del control y de la estimación de sus riesgos potenciales en la tomografía computada.

Evidencia de los riesgos relacionados con la radiación

La radiación puede ocasionar daño celular a través de diversos mecanismos que afectan principalmente al ácido desoxirribonucleico (ADN); entre muchos otros: toxicidad por radicales libres, mutaciones y alteraciones en la capacidad de reparación.⁷ El que más se ha relacionado con el desarrollo de cáncer es la ruptura de las cadenas del ADN. Löbrich y sus colaboradores han demostrado una relación lineal de estas rupturas en

pacientes *in vivo* después de la realización de estudios de TC con dosis de 4.8 a 17.4 mGy.⁸

Un concepto básico para entender los efectos de la radiación ionizante es la transferencia lineal de energía, conocida como LET por sus siglas en inglés; se define como la energía promedio perdida por partículas con carga en colisiones electrónicas por unidad de longitud. Esto, en forma simplificada, significa: la cantidad de energía que libera una partícula o haz de radiación al atravesar un material. Los neutrones y protones tienen una LET alta, contrariamente a lo que ocurre con los rayos X y los rayos gama, que tienen LET baja. Los estudios más importantes en relación con los efectos biológicos de la radiación ionizante de LET baja a dosis menores de 100 mSv en seres humanos se resumen en el reporte de efectos biológicos de la radiación ionizante publicado por la Academia Nacional de Ciencias de Estados Unidos, que actualmente se encuentra en su séptima edición (BEIR VII fase 2).⁷

El BEIR VII se enfoca en los efectos de la exposición a la radiación en dosis consideradas bajas, es decir, menores a 100 mSv, de fuentes de baja transferencia lineal de energía. Analiza, entre otros, múltiples estudios de cohorte en trabajadores expuestos a radiación industrial, radiación en estudios médicos y radiación ambiental.

Entre los anteriores el principal es el *Lifespan Study* (LSS) realizado en Japón. Éste se llevó a cabo después de los ataques nucleares a las ciudades de Hiroshima y Nagasaki e incluyó a 93,000 sobrevivientes en un radio de 10 km del lugar de la explosión. Se encontró que 65% de estas personas se habían expuesto a dosis menores de 100 mSv y se determinó la incidencia de diferentes tipos de cáncer, así como la mortalidad relacionada a enfermedades no neoplásicas. De las muertes por leucemia 44% ocurrieron en pacientes que se habían expuesto a dosis mayores de 5 mSv. Más de la mitad de muertes por cáncer ocurridas en un periodo

de seguimiento de 47 años se presentaron en pacientes expuestos a dosis mayores de 5 mSv; se demostró que 8% de estas muertes eran definitivamente atribuibles a la radiación.⁷

Por otra parte, en un estudio reciente de 400 000 trabajadores de la industria nuclear, expuestos a una dosis promedio de 20 mSv, se encontró una asociación significativa entre la dosis de radiación y muerte por cáncer, especialmente pulmonar y mieloma múltiple.⁹

En el BEIR VII se plantea el riesgo de padecer neoplasia sólida a lo largo de la vida a consecuencia de la exposición a la radiación a partir del modelo lineal sin umbral; es decir, el riesgo aumenta en forma lineal y directamente proporcional a la dosis recibida independientemente de lo pequeña que ésta sea. El riesgo de desarrollar leucemia aumenta en forma cuadrática. Por lo tanto, en comparación con el riesgo de neoplasias sólidas, el riesgo de desarrollar leucemia es significativamente mayor.⁷ Este modelo se originó del LSS y ha sido ampliamente debatido; sin embargo, a la fecha, dado que otros múltiples estudios relacionados con los efectos nocivos de la radiación han presentado resultados que se ajustan a él, se le considera, si no el mejor, por lo menos el más adecuado.¹⁰ También se plantea, en forma general, que el riesgo es inversamente proporcional a la edad, que decrece drásticamente a partir de la cuarta década de la vida y que es significativamente mayor para las mujeres en comparación con los hombres en todas las edades.

Se critica a estas estimaciones de riesgo porque se basan en el estudio japonés de radiación emitida por la bomba atómica, y por tanto, involucran no sólo de radiación electromagnética, sino también de partículas, en casos en los que una mayor superficie corporal se expone a grandes cantidades de rayos X, mientras que la radiación en estudios médicos se encuentra limitada a una región anatómica. Además, los cálculos se sustentan en modelos matemáticos extremos que consideran el peor caso posible y que no toman en consideración los sesgos por edad y enfermedades asociadas. Sin embargo, no existe hasta el momento algo mejor y los artículos que se publican en este rubro siguen tomando al BEIR VII como referencia para el cálculo de riesgo. No existe a la fecha ningún estudio epidemiológico que reporte los efectos de la radiación ionizante en TC. En la actualidad se llevan a cabo algunas investigaciones de este tipo, en particular alrededor de sus efectos a largo plazo en pacientes pediátricos.

Medición de dosis de radiación en tomografía computada

No es la intención de este artículo tratar en forma detallada los conceptos de la Física relacionados con la medición de la radiación en tomografía computada (de los cuales ya se ha escrito extensamente) pero

es necesario repasar algunas definiciones básicas. A diferencia de los estudios radiológicos convencionales en los que el cuerpo humano recibe mayor radiación en el punto de entrada del haz de rayos X y ésta disminuye conforme atraviesa los tejidos, en la tomografía computada, dada su geometría particular, el paciente recibe más radiación de la periferia hacia el centro, por lo que la piel recibe mayores dosis en comparación con los órganos internos. Sin embargo, en el caso en los niños la radiación es prácticamente la misma para todo el organismo.¹¹

El primer concepto al que nos referiremos es el de la dosis absorbida, que se define como la cantidad de energía aplicada a una cierta cantidad de masa medida en Gray (Gy), que corresponden a Joule/kg. Cuando la dosis absorbida se multiplica por un factor de calidad Q (que para las formas de radiación con transferencia lineal de energía baja, como es el caso de los rayos X, es igual a 1) se obtiene la dosis equivalente en Sieverts (Sv), que representa la cantidad de energía en un punto específico.^{12,13}

Cada tejido del cuerpo humano tiene un factor de ponderación que representa su sensibilidad a la radiación ionizante. Las gónadas son más sensibles que el resto de los órganos, mientras que la piel y tejidos óseos tienen menor sensibilidad. Cuando multiplicamos la dosis equivalente por dicho factor de ponderación, obtenemos la dosis efectiva, que representa la sensibilidad biológica del organismo a la radiación.^{11,12}

Al hablar específicamente de TC el estándar de dosis se conoce como índice de dosis en TC, o CTDI, el cual tiene múltiples derivados, entre los que nos interesan particularmente: el CTDI en 100 mm (CTDI₁₀₀), el ponderado (CTDI_w), el volumétrico (CTDI_{vol}) y el producto dosis longitud (DLP).

El CTDI representa la dosis promedio absorbida a lo largo del eje longitudinal de la exploración, o eje z, durante una rotación completa del tubo de rayos X. Su medición se realiza mediante detectores termoluminiscentes colocados en el interior de un maniquí cilíndrico de acrílico, ya sea de 16 cm de diámetro (que representa la cabeza de un adulto o el abdomen de un niño) o de 32 cm de diámetro que corresponde al abdomen de un adulto.^{14,15} Es una medición compleja que consume mucho tiempo y cuya descripción detallada está fuera del alcance de este artículo.

El CTDI₁₀₀ se mide colocando cámaras de ionización en forma de lápiz de 100 mm de longitud en el centro y la periferia de los maniquíes. Cuando estas mediciones se suman, considerando que el centro corresponde a una tercera parte del volumen del maniquí y la periferia a dos terceras partes, se obtiene el CTDI_w. Éste considera, por lo tanto, la radiación absorbida en el plano de la exploración, es decir, los ejes x y y.¹⁶

En el $CTDI_{vol}$ se considera la radiación en los tres ejes de la exploración en un volumen de tamaño estandarizado; por lo tanto, no representa tampoco la radiación que recibe un paciente en una exploración de determinada longitud. Es el resultado de dividir el $CTDI_w$ entre el factor *pitch*, que resulta a su vez de dividir la longitud de la exploración entre la colimación.^{11,14}

Cuando tomamos en cuenta la longitud de la exploración en centímetros y la multiplicamos por el $CTDI_{vol}$, obtenemos el DLP, que es proporcional a la radiación total absorbida; por lo tanto, a mayor DLP existe un mayor riesgo relacionado con la exposición a la radiación.¹⁴ Ambas mediciones, o por lo menos el $CTDI_{vol}$, se muestran por normatividad en el monitor de la consola junto con los parámetros del protocolo de exploración. Tanto el DLP como el $CTDI_{vol}$ se almacenan en el equipo en un rubro aparte que puede denominarse "protocolo del paciente" o "información de dosis" junto con las imágenes del paciente. Cuando se cuenta con un sistema digital de almacenamiento de imágenes es recomendable guardar en él toda esta información.

Para obtener la medición de la dosis efectiva de radiación en mSv a la que se estima que un paciente pudo haber sido expuesto en un estudio de TC, se multiplica el DLP por un factor constante, pero distinto según la región anatómica explorada y la edad del paciente. Para complicar un poco más las cosas, el valor de la constante puede ser distinto según la normatividad que se siga. Por ejemplo, para el tórax de un adulto, la constante es de 0.017, de acuerdo con las guías europeas de criterios de calidad para TC del año 2000; de 0.019 de acuerdo con el consejo europeo de TCMD y de 0.014 según la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM).^{3,17} En estudios publicados sobre dosis de radiación en TC diferentes autores pueden utilizar diferentes constantes para calcular las dosis efectivas. El cuadro I muestra las fórmulas empleadas para el cálculo de los parámetros anteriores; mientras que la figura 1 representa, esquemáticamente, la forma en que se realizan las mediciones de los mismos.

Cuadro I. Fórmulas para el cálculo de dosis de radiación en tomografía computada

Medición	Fórmula
$CTDI_{vol}$ (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)/ factor <i>pitch</i> .
DLP (mGy × cm)	$CTDI_{vol}$ (mGy) × Longitud de la exploración (cm).
Dosis efectiva (mSv)	DLP (mGy × cm) × E [mSv (mGy × cm)]*

*Donde E corresponde a una constante para cada región anatómica según la edad del paciente.³

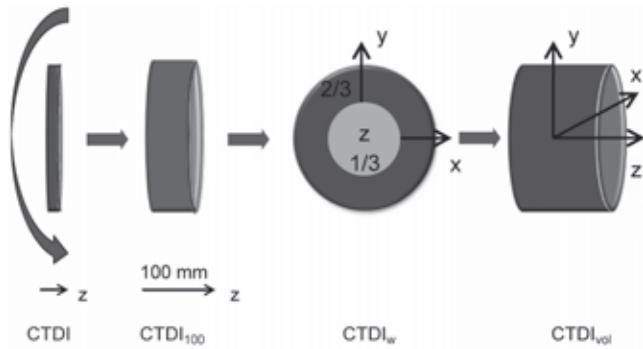


Figura 1. Representación esquemática de los diferentes tipos de índice de dosis en tomografía computada (CTDI).

Por ejemplo, en un paciente de 10 años de edad se realiza un estudio de TC de cráneo, con un protocolo para el cual el equipo muestra un $CTDI_{vol}$ de 70 mGy, longitud de la exploración de 9 cm y DLP de 630 mGy cm. Al multiplicarlo por el factor de conversión propuesto por la AAPM para la edad del paciente y la región explorada, que es de 0.0042 mSv/mGy cm,³ la dosis efectiva es:

$$\text{Dosis efectiva} = 630 \text{ mGy cm} \times 0.0042 \text{ mSv/mGy cm} = 2.64 \text{ mSv}$$

Es importante recordar que no es lo mismo realizar mediciones de radiación en un maniquí que en un ser humano, que las dosis efectivas pueden variar si el paciente es adulto o niño, delgado u obeso, además de los diversos parámetros y características del equipo. Las mediciones que obtenemos del equipo no son 100% reales, sino simplemente una aproximación y, por lo tanto, están sujetas a cierto margen de error. La única forma de obtener mediciones reales de las dosis de radiación recibida por un paciente en un estudio de TC sería la implantación de detectores termoluminiscentes en sus órganos internos, lo que obviamente resulta impráctico y antiético.

Métodos de reducción de dosis

Existen en tomografía computada diversos métodos para reducir las dosis de radiación. Algunos se basan en el ajuste de los parámetros de adquisición por parte del operador, mientras que otros son algoritmos integrados al equipo que permiten regular, hasta cierto punto, la dosis efectiva que recibe el paciente. Todos tienen algún impacto en la calidad de la imagen. Explicaremos brevemente algunos de ellos:

Reducción de corriente del tubo: es el principal parámetro que puede adaptarse al tamaño del paciente cuando se mantiene constante el resto de los parámetros de la exploración, tales como el kilovoltaje del tubo y el *pitch* o desplazamiento de la mesa. La disminución del producto corriente-tiempo de exposición expresado en miliamperes-segundo (mA·s) produce una reducción

de la dosis efectiva directamente proporcional. Es decir, si el mAs se reduce 50%, la dosis disminuye en el mismo porcentaje. Sin embargo, existe un importante incremento en el ruido; éste puede no ser tan perceptible o no afectar mucho la calidad de la imagen en pacientes adultos, pero en el caso de los niños la calidad de la imagen puede resultar afectada. Es recomendable utilizar la máxima velocidad de rotación del tubo para disminuir los artefactos por movimiento y utilizar el menor kilovoltaje-pico (kVp) del tubo de acuerdo con el tamaño del paciente para obtener el mejor contraste de imagen.^{18,19} Para los pacientes pediátricos existen tablas que sirven como guía para la selección del kVp y los mAs de acuerdo con el peso, región a estudiar, indicación clínica e incluso con el número de estudios previos.^{3,20}

Disminución del voltaje del tubo: La principal ventaja de esta técnica reside en la mayor atenuación del contraste yodado producida por una menor energía de los fotones; por lo tanto, su aplicación resulta importante únicamente en estudios contrastados. Como mencionamos previamente, existe un balance en el ruido de la imagen en relación con este parámetro y con los mAs, pero también interviene el tamaño del paciente. En adultos, la disminución del kVp condiciona mayor ruido en la imagen; sin embargo, esto no ocurre en los niños, en los que esta disminución puede incluso mejorar la calidad de la misma.¹⁸ Algunas aplicaciones clínicas en adultos, en las que se ha demostrado la utilidad de esta técnica son la angiotomografía de arterias pulmonares y de arterias coronarias. En el primer caso la disminución del potencial de 120 kVp a 100 kVp reduce la dosis de radiación hasta en 45%; si se diminuye a 80 kVp puede reducirse otro 40%. Esta última técnica puede emplearse en pacientes de hasta 100 kg de peso con la ventaja adicional de requerir menores dosis de medio de contraste.²¹⁻²⁵ En cuanto a la angiotomografía coronaria la reducción de dosis, cuando se emplean protocolos con 100 kVp en comparación con 120 kVp, puede ser hasta de 64%, aunque también se limita a pacientes de menos de 100 kg o con índice de masa corporal menor de 30.²⁶

Factor pitch: en teoría, y en especial para los equipos de un solo corte, mantener el resto de los parámetros constantes e incrementar el *pitch* condicionaría una disminución de la dosis de radiación por ser inversamente proporcional al CTDI_{vol}; sin embargo, conlleva un incremento en el grosor efectivo del corte y un efecto parcial de volumen.¹⁹ En los equipos multidetector de una sola fuente de energía el incremento del factor *pitch* también se asocia con otro fenómeno conocido como *over ranging*; éste consiste en un aumento automático de la longitud de la exploración que el equipo realiza para poder reconstruir la primera y última secciones del estudio. En términos más simples, la longitud de la

exploración que planeamos en el equipo no es la real, sino que aumenta entre 3 y 12 cm dependiendo de la marca del equipo, el número de detectores, el factor *pitch* y la colimación. El incremento en el factor *pitch* aumenta la longitud del *over ranging* y por lo tanto la dosis de radiación. Un efecto similar tiene el incremento en la colimación; es decir, una colimación de 64 × 0.625 mm produce más *over ranging* que una de 16 × 0.75, si bien en los equipos de 128 detectores o más se han implementado sistemas que la limitan hasta en un 50%. En la práctica diaria, para equipos de 64 detectores es factible utilizar valores de factor *pitch* menores de 1 ya que, a valores más elevados, aumenta el ruido de la imagen; para compensarlo se produce un incremento automático en la corriente del tubo.^{27,28} Por el contrario, en los equipos de doble fuente de última generación es posible utilizar valores de factor *pitch* muy elevados, hasta de 3.4. Los espacios resultantes se llenan con la información proveniente del segundo sistema de detectores, lo que reduce el tiempo de exploración y, de manera significativa, la dosis de radiación.²⁹ Hoy en día esta técnica se aplica principalmente en estudios cardiovasculares, aunque ha comenzado a emplearse en la evaluación del tórax y del abdomen.²⁹⁻³²

Modulación de la corriente del tubo: las diferencias en el espesor medido de un paciente, que no es uniforme durante la exploración, resultan en diferentes niveles de ruido para una misma corriente de tubo. A mayor atenuación el ruido se incrementa y la proyección con mayor ruido determina el ruido de la imagen final. Las zonas del cuerpo en las que la atenuación es menor tienen, por lo tanto, menor ruido y pueden explorarse con corrientes de tubo menores. La modulación de corriente del tubo consiste en disminuir o aumentar automáticamente la corriente del tubo en respuesta a tales diferencias. Existen tres tipos de modulación:

Modulación angular: toma en cuenta las variaciones de atenuación conforme rota el tubo de rayos X (la atenuación es mayor en proyección lateral que en anteroposterior); la longitudinal, que incluye las variaciones en el eje z (es decir, a lo largo del paciente) y, por último, una combinación de los dos métodos anteriores.^{18,33}

Control automático de exposición: consiste en ajustar la corriente del tubo en tiempo real en respuesta a la variación de la intensidad de los rayos X en el detector; se relaciona estrechamente con la modulación de corriente del tubo. Existen también tres tipos básicos: el basado en el tamaño del paciente, el rotacional y el basado en el eje z. Cada fabricante les asigna una nomenclatura propia y funcionan de maneras diferentes, por lo que es indispensable familiarizarse con el equipo con el que se trabaja. Debe evitarse la utilización de esta técnica en pacientes obesos pues en ellos el sistema tiende a aumentar automáticamente la dosis de radiación para asegurar una adecuada calidad de la imagen.^{18,34}

Reconstrucción iterativa: en los estudios de TC convencionales la obtención de las imágenes se basa en un proceso conocido como retroproyección filtrada. La reconstrucción iterativa toma esta retroproyección inicial y la procesa múltiples veces hasta que logra la mejor imagen. En realidad, la imagen final es el resultado de una combinación de ambos tipos de reconstrucción y el usuario puede seleccionar qué porcentaje de reconstrucción iterativa aplica a la imagen. La utilidad de esta técnica es obtener imágenes con menor ruido y, por tanto, la reducción de la corriente del tubo con una reducción consecuente de la dosis de radiación.^{26,35}

Medidas para la protección del paciente

Si bien existen lineamientos bien establecidos para la protección del personal expuesto a la radiación, el desarrollo de guías y normas para la utilización racional de la tomografía computada, a fin de limitar las dosis a las que se exponen los pacientes, es relativamente reciente.

En la actualidad, las campañas *Image Gently* (haz imagen gentilmente) e *Image Wisely* (haz imagen sabiamente) proponen medidas para disminuir las dosis de radiación a las que se exponen los pacientes. La primera se dirige a la protección de los niños. En ellos frecuentemente se realizan estudios de TC con los mismos parámetros empleados para un adulto, lo cual incrementa la dosis de radiación en forma importante y, por ende, el riesgo de desarrollar una neoplasia, ya que estos pacientes son más sensibles a los efectos de la radiación y tienen una mayor expectativa de vida para manifestarlos. La iniciativa propone cuatro pasos: 1) adecuar las dosis de radiación al tamaño del paciente ajustando los parámetros del protocolo de exploración, 2) realizar el estudio sólo cuando sea necesario, tomando en cuenta el riesgo-beneficio y el posible empleo de otras modalidades de imagen que no impliquen el uso de radiación ionizante, 3) limitar el estudio a la región anatómica indicada y 4) realizar la imagen en una sola fase, ya que en los niños los estudios multifásicos rara vez arrojan información diagnóstica adicional.^{36,37}

La campaña *Image Wisely* ha desarrollado recursos educativos y agrupa en un solo sitio web dirigido tanto a médicos clínicos, radiólogos y técnicos, como al público en general, gran cantidad de material útil para la comprensión de los riesgos relacionados con el uso médico de la radiación ionizante. Para los médicos radiólogos, el sitio web proporciona información sobre la auditoría de dosis de radiación y la optimización de protocolos en equipos de diversos fabricantes. Fomenta la instrumentación de una tarjeta de registro de estudios de imagen del paciente, una importante medida de control para evitar la repetición innecesaria de estudios.^{38,39}

El debate es mayor alrededor de las indicaciones apropiadas para los estudios de TC. Si bien no es posi-

ble normar la conducta del médico clínico, la posibilidad de consultar criterios apropiados resulta útil para ayudar al médico a elegir el estudio de imagen más adecuado de acuerdo con la afección del paciente. En la página web del Colegio Americano de Radiología es posible acceder libremente a algunas guías.⁴⁰

Los accidentes a los que nos referimos antes, aparentemente causados por errores humanos, han generado cambios en la práctica radiológica en Estados Unidos. A partir del próximo año, las leyes del estado de California hacen obligatorio el registro de las dosis de radiación de todos los estudios de TC, su verificación anual por un físico médico, así como el reporte de errores en las dosis a pacientes y médicos.⁴¹

La práctica de dar a conocer a los pacientes los riesgos relacionados con la radiación ionizante para fines diagnósticos, si bien apropiada, a la fecha no se ha generalizado. En la mayoría de los casos, los formatos de consentimiento informado únicamente manifiestan los riesgos relacionados con la administración de contraste endovenoso. En un estudio publicado en el año 2006, únicamente 5% de 113 instituciones encuestadas solicitaba a los pacientes dicho consentimiento en forma escrita cuando se trataba de un estudio de TC.⁴² No existen aún formatos que contengan información sobre estos riesgos. Parece existir una laguna al respecto, ya que tampoco las campañas antes citadas o las organizaciones que las promueven los consideran aún.

Auditoría de dosis de radiación

No es suficiente conocer los métodos de medición y de disminución de dosis de radiación. Es necesario, en primer lugar, conocer cuáles son las dosis consideradas adecuadas para el estudio de cada región anatómica en adultos y niños. Para ello se han establecido niveles de referencia ya sea considerando el CTDI_{vol}, el CTDI_w o el DLP. Éstos no constituyen un límite superior absoluto o un valor ideal, sino una referencia que, si se sobrepasa, debe llevar al análisis y corrección del protocolo de exploración. Para el personal técnico, el conocimiento de estos niveles sirve como una alerta, antes de realizar el estudio, de una posible dosis excesiva de radiación; la que deben comunicar inmediatamente al radiólogo responsable antes de proseguir con el examen. Estas dosis de referencia se encuentran disponibles en *Image Wisely*⁴³ y no deben confundirse con los niveles de notificación, que son valores de CTDI_{vol} o DLP asignados por los fabricantes a cada protocolo para alertar al técnico o incluso impedir la exploración si se plantea exceder ciertos niveles de radiación.⁴⁴

La auditoría de dosis consiste en un proceso periódico de revisión de las dosis de radiación relacionadas con cada protocolo, la identificación de factores que podrían relacionarse con dosis por encima de los niveles de referencia y la instrumentación de medidas correctivas,

en su caso. Existen diferentes guías publicadas en Europa y Norteamérica que orientan sobre esta actividad y se encuentran en desarrollo diferentes programas de cómputo para tal fin: Inclusive se está llevando a cabo, en Estados Unidos, un proyecto de registro de dosis que facilitará la comparación de las mismas en diferentes centros hospitalarios, así como el establecimiento de valores de referencia.^{17, 41, 45, 46}

Conclusiones

Hay que replantearse si los métodos de imagen están supliendo al examen físico o si se utilizan para sortear la presión que ejercen los pacientes con la percepción

errónea de que los malos resultados médicos son inaceptables. Los aspectos administrativos, éticos y legales relacionados con la práctica médica pueden hacer de la selección y realización adecuada de un estudio de imagen un asunto de gran complejidad. A fin de cuentas, la instrumentación de la filosofía ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*: tan baja como sea razonablemente posible) es responsabilidad de todo el personal involucrado en la atención del paciente. Para cumplirla se requiere conocer los métodos de medición de la dosis de radiación, los riesgos inherentes a su uso, las técnicas que permiten limitarla y los procedimientos para su control.

Referencias

- Brenner D, Hall EJ. Computed Tomography- An increasing source of radiation exposure. NEJM 2007;357:2277-2284.
- Sodickson A et al. Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults. Radiology 2009;251(1):175-184.
- AAPM report 96. Measurement, reporting, and management of radiation dose in CT: report of AAPM Task Group 23. Disponible en: www.aapm.org/pubs/reports/rpt_96.pdf
- Lee, CI et al. Diagnostic CT scans: assessment of patient, physician, and radiologist awareness of radiation dose and possible risks. Radiology 2004;231(2):393-398.
- Food and Drugs Administration [Internet]. What are the radiation risks from CT?, c 2002. Disponible en: <http://www.fda.gov/RadiationEmittingProducts/RadiationEmittingProductsandProcedures/MedicalImaging/MedicalX-Rays/ucm115329.htm>.
- Food and Drugs Administration [Internet]. Safety investigations of CT brain perfusion scans: Update 11/9/2010 Disponible en: <http://www.fda.gov/MedicalDevices/Safety/AlertsandNotices/ucm185898.htm>.
- The National Academy Press [Internet]. Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII – Phase 2, c 2006. Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, N.R.C. Disponible en: http://www.nap.edu/catalog.php?record_id=11340.
- Lobrich M et al. In vivo formation and repair of DNA double-strand breaks after computed tomography examinations. Proc Natl Acad Sci USA 2005;102(25):8984-8989.
- Cardis E et al. The 15-Country Collaborative Study of Cancer Risk among Radiation Workers in the Nuclear Industry: estimates of radiation-related cancer risks. Radiat Res 2007;167(4):396-416.
- Little MP et al. Risks associated with low doses and low dose rates of ionizing radiation: why linearity may be (almost) the best we can do. Radiology 2009;251(1):6-12.
- McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. Radiographics 2002;22(6):1541-1553.
- Wrixon AD. New ICRP recommendations. J Radiol Prot 2008;28(2):161-168.
- Amis ES et al. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine. J Am Coll Radiol 2007;4(5):272-284.
- Shrimpton PC. Assessment of patient dose in CT [Internet]. National Radiological Protection Board, 2004. Disponible en: [http://www.biophysicsite.com/Documents/MSCT2004b/Appendix_C_Assessment_of_Patient_Dose_in_Paediatric_CT.pdf](http://www.biophysicssite.com/Documents/MSCT2004b/Appendix_C_Assessment_of_Patient_Dose_in_Paediatric_CT.pdf).
- McCollough CH, Leng S, Yu L, Cody DD, Boone JM, McNitt-Gray MF. CT dose index and patient dose: they are not the same thing. Radiology 2011;259(2):311-316.
- Payne JT. CT radiation dose and image quality. Radiol Clin North Am 2005;43(6):953-962.
- Bongartz G, Golding SJ, Jurik AG, Leonardi M, van Meerten EvP, Rodríguez R, Schneider K, et al. European Guidelines for Multislice Computed Tomography [Internet]. Funded by the European Commission. c 2004 [citado el 15 nov 2011]. Disponible en: http://w3.tue.nl/fileadmin/sbd/Documenten/Leergang/BSM/European_Guidelines_Quality_Criteria_Computed_Tomography_Eur_16252.pdf.
- McCollough CH, et al. Strategies for reducing radiation dose in CT. Radiol Clin North Am 2009;47(1):27-40.
- McNitt-Gray MF. Radiation issues in computed tomography screening. Radiol Clin North Am 2004;42:711-723.
- Singh S, et al. Dose reduction and compliance with pediatric CT protocols adapted to patient size, clinical indication, and number of prior studies. Radiology 2009;252(1):200-208.
- Björkdahl P, Nyman U. Using 100- instead of 120-kVp computed tomography to diagnose pulmonary embolism almost halves the radiation dose with preserved diagnostic quality. Acta Radiol 2010;51(3):260-270.
- Heyer CM, et al. Image quality and radiation exposure at pulmonary CT angiography with 100- or 120-kVp protocol: prospective randomized study. Radiology 2007;245(2):577-583.
- Szucs-Farkas Z, et al. Patient exposure and image quality of low-dose pulmonary computed tomography angiography: comparison of 100- and 80-kVp protocols. Invest Radiol 2008;43(12):871-876.
- Szucs-Farkas Z, et al. Detection of pulmonary emboli with CT angiography at reduced radiation exposure and contrast material volume: comparison of 80 kVp and 120 kVp protocols in a matched cohort. Invest Radiol 2009;44(12):793-799.
- Szucs-Farkas Z, et al. Is body weight the most appropriate criterion to select patients eligible for low-dose pulmonary CT angiography? Analysis of objective and subjective image quality at 80 kVp in 100 patients. Eur Radiol 2009;19(8):1914-1922.
- Raff GL. Radiation dose from coronary CT angiography: five years of progress. J Cardiovasc Comput Tomogr 2010;4(6):365-374.
- Schilham A, et al. Overranging at multislice CT: an underestimated source of excess radiation exposure. Radiographics 2010;30(4):1057-1067.
- Rogalla P, Kloeters C, Hein PA. CT technology overview: 64-slice and beyond. Radiol Clin North Am 2009;47(1):1-11.

29. Goetti R, Baumüller S, Feuchtner G, Stolzmann P, Karlo C, Alkadhi H et al. High-pitch dual-source CT angiography of the thoracic and abdominal aorta: is simultaneous coronary artery assessment possible? *Am J Roentgenol* 2010;194(4):938-944.
30. Baumüller S, Alkadhi H, Stolzmann P, Frauenfelder T, Goetti R, Schertler T. Computed tomography of the lung in the high-pitch mode: is breath holding still required? *Invest Radiol* 2011;46(4):240-245.
31. De Zordo T, Von Lutterotti K, Dejacq C, Soegner PF, Frank R, Algner F et al. Comparison of image quality and radiation dose of different pulmonary CTA protocols on a 128-slice CT: high-pitch dual source CT, dual energy CT and conventional spiral CT. *Eur Radiol* 2011;22(2):279-286.
32. Hardie AD, Mayes N, Boulter DJ. Use of high-pitch dual-source computed tomography of the abdomen and pelvis to markedly reduce scan time: clinical feasibility study. *J Comput Assist Tomogr* 2011;35(3):353-355.
33. Kalra MK et al. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* 2004;233(3):649-657.
34. Lee CH et al. Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: from basics to practice. *Radiographics* 2008;28(5):1451-1459.
35. Tamm, EP, Rong J, Cody DD, Ernst RD, Fitzgerald NE, Kundra V. Quality Initiatives: CT Radiation Dose Reduction: How to Implement Change without Sacrificing Diagnostic Quality. *Radiographics* 2011;31(7):1823-1832.
36. Goske MJ. et al. The Image Gently campaign: working together to change practice. *Am J Roentgenol* 2008;190(2):273-274.
37. Image Gently The alliance for radiation safety in pediatric radiology [Internet]. Image Gently and SPR c 2011. Disponible en: <http://spr.affiniscape.com/associations/5364/ig/>.
38. Image Wisely Radiation safety in adult medical imaging [Internet]. American College of Radiology c 2010. Disponible en: <http://www.imagewisely.org>.
39. Brink, JA, Amis ES. Image Wisely: a campaign to increase awareness about adult radiation protection. *Radiology* 2010;257(3):601-602.
40. American College of Radiology [Internet]. Appropriateness criteria c 2011. Disponible en: http://www.acr.org/Secondary>MainMenuCategories/quality_safety/app_criteria.aspx.
41. Bagian JP et al. Radiation risks of diagnostic imaging. En: Sentinel Event Alert. 2011, The Joint Commission. p. 1-4.
42. Lee CI, Flaster HV, Haims AH, Monaco EP, Froman HP. Diagnostic CT scans: institutional informed consent guidelines and practices at academic medical centers. *Am J Roentgenol* 2006;187(2):282-287.
43. McCollough, C. Diagnostic reference levels [Internet]. American College of Radiology c 2010. Disponible en: <http://www.imagewisely.org/~media/ImageWisely%20Files/Medical%20Physicist%20Articles/IW%20McCullough%20Diagnostic%20Reference%20Levels.pdf?CSRT=1667889089885741382>.
44. AAPM. Dose check guidelines version 1.0. 04/27/2011. Disponible en: http://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/NotificationLevelsStatement_2011-04-27.pdf.
45. Coo TS, Zimmerman S, Maidment AD, Kim W, Boonn WW. Automated extraction of radiation dose information for CT examinations. *J Am Coll Radiol* 2010;7(11):871-877.
46. American College of Radiology. National Radiology Data Registry, Dose index registry c 2004-2011. Disponible en: <https://nrdr.acr.org/Portal/DIR/Main/page.aspx>.