

ESTRATEGIAS DE REDUCCION DE DOSIS EN TC

Tipo: Presentación Electrónica Educativa

Autores: LORENZO Pastor Hernández, **Nuria Fernández García**, Esther Montes Pérez, Lucia Raposo Rodríguez, Oscar Fernández Guinea

Objetivos Docentes

- CONCIENCIAR sobre la magnitud de los riesgos de la radiación ionizante y sobre la importancia de la disminución de la dosis de radiación (DR) en los estudios de tomografía computada (TC), aplicando los conceptos básicos de la protección radiológica y siguiendo el principio ALARA.
- DEFINIR los parámetros de medición de DR más utilizados en la práctica clínica.
- ANALIZAR las distintas estrategias de reducción de dosis, revisando los parámetros técnicos y valorando los factores que determinan la DR absorbida por el paciente y sus posibilidades de modificación.

Revisión del tema

A. INTRODUCCION

La utilización de la TC se ha multiplicado prácticamente por 20 entre 1980 y 2005 en los países occidentales, como consecuencia de su valor clínico reconocido en casi todas las áreas de la medicina, los crecientes avances tecnológicos en este campo y su disponibilidad generalizada.

Con los estudios de TC de alta calidad realizados hoy en día, los pacientes se benefician de un diagnóstico más rápido y preciso, aportando información anatómica necesaria para la planificación de procedimientos terapéuticos.

De los aproximadamente 67 millones de estudios de TC realizados en los Estados Unidos en 2006, alrededor de 21 millones fueron exámenes abdominales y pélvicos, lo que equivale a más del 30% de todos los estudios de TC. Aunque representa sólo alrededor del 17% de los exámenes de imagen, la TC es presuntamente responsable de prácticamente la mitad de la dosis efectiva total derivada de la realización de procedimientos médicos en los Estados Unidos.

Ya en un artículo de 2001 se describe que el 30% de los pacientes estudiados tenía más de tres exploraciones de TC en su historial clínico, el 7% tenían más de cinco exámenes, y un 4% tenía más de nueve estudios. Se han encontrado altas tasas de repetición de estudios en poblaciones específicas de pacientes con patologías crónicas o síntomas recurrentes, incluyendo aquellos con enfermedad de Crohn

y cólicos renales.

Los beneficios de la TC para la práctica de la medicina son indiscutibles.

Sin embargo, la dosis de radiación promedio impartida al paciente en un examen de TC es relativamente alta, típicamente un orden de magnitud mayor que la de exámenes convencionales con rayos X, y ha aumentado con la implantación de los equipos de TC multicorte (TCMC) en la práctica clínica. Con el uso creciente de la TC para el diagnóstico médico, es claramente la técnica radiológica que más contribuye a la dosis de radiación colectiva.

En la actualidad, la dosis de radiación asociada con una exploración de TC típica (1- 14 mSv dependiendo del examen) es comparable a la dosis anual recibida procedente de fuentes naturales de radiación, tales como el radón y la radiación cósmica, que oscila entre 1 y 10 mSv, dependiendo del lugar del planeta donde se habite.

Estudios realizados en supervivientes japoneses de la bomba atómica que recibieron dosis relativamente bajas, del orden de 10 a 50 mSv, por tanto dentro del espectro de la radiología diagnóstica, demostraron que dichas dosis se asocian a un pequeño pero significativo incremento en la incidencia de tumores.

De acuerdo con modelos de proyección de riesgo, en pocas décadas entre el 1.5 y el 2% de todos los tumores malignos en los Estados Unidos podrá atribuirse a la utilización de la TC. El riesgo de cáncer por el uso de la TC ya no puede ser considerado como un problema teórico porque recientes estudios relacionan, por primera vez, la exposición a la radiación en la TC con un aumento directo en las tasas de tumores malignos.

De acuerdo con modelos de proyección de riesgo, en pocas décadas entre el 1.5 y el 2% de todos los tumores malignos en los Estados Unidos podrá atribuirse a la utilización de la TC. El riesgo de cáncer por el uso de la TC ya no puede ser considerado como un problema teórico porque recientes estudios relacionan, por primera vez, la exposición a la radiación en la TC con un aumento directo en las tasas de tumores malignos.

Por tanto, la preocupación derivada del incremento del riesgo de cáncer por el uso de la TC continúa aumentando.

Un efecto positivo derivado de esta preocupación es que la comunidad radiológica se ha visto obligada a revisar la cantidad de radiación prescrita para las exploraciones, especialmente para pacientes pediátricos. Esto ha dado lugar en última instancia a un agresivo esfuerzo tendente a minimizar la dosis y optimizar la calidad de imagen.

De todo lo anterior se deduce que resulta imprescindible usar una DR tan baja como sea razonablemente posible (ALARA) para limitar los riesgos.

Nuestro objetivo será lograr imágenes con calidad diagnóstica de la manera más eficiente, es decir, con la dosis más baja posible. Aunque los fabricantes de equipos siguen avanzando hacia la automatización de la optimización de dosis, los radiólogos tenemos que aceptar la responsabilidad principal de reducir al mínimo la dosis de radiación en los pacientes sometidos a una TC.

Para aplicar las estrategias de reducción de dosis, los radiólogos debemos saber interpretar los datos dosimétricos disponibles en el informe que muestra el equipo, entender en qué forma la manipulación de los parámetros técnicos afecta a la dosis de radiación efectiva y ser capaces de identificar rangos de dosis que sobrepasen los actualmente aceptables.

Es tiempo de que pensemos más en términos de calidad de imagen aceptable que en calidad óptima.

B. MEDIDAS DE LAS DOSIS DE RADIACION.

Para entender y hacer un uso óptimo de las estrategias para la reducción de dosis en CT, los radiólogos debemos estar familiarizados con los conceptos de exposición, dosis absorbida y dosis efectiva.

El término EXPOSICIÓN se refiere a la intensidad de un haz de rayos X, midiendo su capacidad de ionizar el aire. Es más fácil entender el concepto si lo consideramos como el número de fotones de rayos X que atraviesa un área determinada y se mide generalmente usando una cámara de ionización y un electrómetro.

La dosis de RADIACIÓN ABSORBIDA es la cantidad de energía absorbida por unidad de masa en un

punto específico y se mide en grays (1 Gy = 1 J/kg).

La **DOSIS EFECTIVA (DE)** es una media ponderada de las dosis en todos los órganos expuestos teniendo en cuenta las distintas radiosensibilidades de los diferentes órganos.

La DE, que se mide en Sieverts (Sv), permite comparar los riesgos de exposición a radiaciones ionizantes de diferentes procedimientos de diagnóstico, como la radiografía abdominal (0.6 mSv) y la TC abdominal (10 mSv),

Sin embargo, debemos ser cautelosos en la aplicación del concepto de dosis efectiva en la práctica clínica, ya que fue diseñada principalmente para su uso en protección radiológica, determinando el riesgo para una población en términos epidemiológicos generales.

En la actualidad, los quipos de TC proporcionan datos de dosis para cada examen en un informe que se presenta como una imagen DICOM que se almacena en el PACS junto a las imágenes de TC anatómicas para el estudio correspondiente. La información más importante en dicho informe son los datos de producto de dosis-longitud (DLP) y el índice de dosis volumen (CTDIvol).

CTDIvol, expresado en milligrays (mGy), es el indicador de dosis más utilizado y expresa la dosis media suministrada al volumen de escaneo para una prueba específica. Este parámetro permite la comparación directa de la DR entre exámenes TC con diferentes valores de los parámetros de corte, incluso entre estudios realizados con equipos de diferentes fabricantes.

Sin embargo, el CTDIvol no tiene en cuenta el tamaño y la forma del paciente, ya que calcula y mide la dosis sobre la base de análisis de fantomas acrílicos cilíndricos de diámetro estándar, 16 cm. de diámetro en la cabeza y 32 cm. en el cuerpo.

Para un conjunto de parámetros de adquisición, el valor del CTDIvol es "fijo" e independiente del tamaño del paciente y de la longitud de la exploración. El CTDIvol no cuantifica cuánta radiación recibe un paciente concreto, sino que simplemente indica la intensidad de la radiación.

El CTDIvol se muestra en la consola del equipo de TC inmediatamente antes de que el paciente sea explorado y puede utilizarse para alertar al operador con el fin de modificar el protocolo de adquisición si el CTDIvol se considera excesivo para ese estudio en particular.

El *American College of Radiology (ACR)* ha establecido niveles de referencia para el CTDIvol que indican el percentil 75 en servicios acreditados. Para un estudio de TC abdominal el nivel de referencia del CTDIvol es 25 mGy con un máximo recomendable de 30 mGy.

El **DLP**, expresado en milligrays x centímetro (mGy × cm), es el producto del CTDIvol (mGy) por la longitud de la exploración (cm). Representa la dosis integrada a lo largo de la exposición y la cantidad total de incidencia de radiación sobre el paciente. Una variación en la DLP refleja a su vez los cambios tanto en parámetros de dosis como en la longitud de exploración. Por tanto, limitar la longitud de exploración (cobertura del eje z) a únicamente la anatomía de interés clínico y disminuir el número de fases de adquisición para los exámenes multifásicos son simples aunque potentes estrategias para la reducción de la dosis.

CTDIvol y DLP dependen en gran medida de los parámetros de exploración seleccionados, incluyendo el kilovoltaje pico (kVp) y el producto de la corriente del tubo por el tiempo expresado en mAs. Asimismo, se relacionan con factores intrínsecos del equipo, como son la filtración y colimación de la fuente de rayos x. Como tal, son indicadores confiables pero no representan con exactitud la dosis de radiación a un paciente en particular, sobre todo porque no toman en cuenta el tamaño de dicho paciente.

La **DOSIS EFECTIVA (DE)** es el valor más utilizado para la comparación entre los procedimientos radiológicos, siendo útil para evaluar el riesgo potencial biológico de un determinado examen. Se puede obtener sencillamente multiplicando DLP por un factor de conversión (k) que varía dependiendo de la región del cuerpo que se va a examinar. La dosis efectiva es el valor más utilizado para la comparación entre los procedimientos radiológicos.

Para el CT del abdomen y la pelvis, k es igual a 0.015 mSv/mGy × cm.

Por tanto, si el DLP en el informe de la dosis es de 1000 mGy × cm, una estimación de la dosis efectiva sería 15 mSv porque (1000 mGy × cm) x (0.015 mSv/mGy × cm) = 15 mSv.

LIMITACIONES DE LAS ESTIMACIONES DE DOSIS MEDIANTE CTDI_{vol}, DLP y DE.

El CTDI_{vol} se usa comúnmente para aproximarse a las dosis-órgano del paciente. Sin embargo, esto es exacto sólo para una reducida gama de pacientes cuyo tamaño es similar al del fantoma.

CTDI_{vol} sobrestima las dosis-órgano en pacientes grandes porque los tejidos blandos subcutáneos atenúan los rayos X incidentes, protegiendo los órganos internos.

Por el contrario, CTDI_{vol} subestima las dosis-órgano en los pacientes pequeños porque la radiación que llega a los órganos internos es mayor.

Existen varios métodos para corregir estas estimaciones de dosis mediante la incorporación de información del tamaño del paciente.

La dosis efectiva (DE) tiene importantes limitaciones cuando se aplica a pacientes individuales porque los factores de ponderación utilizados representan promedios de la población y no incorporan la sensibilidad a la radiación relacionada con la edad o el sexo.

Cuando un fantoma de 32 cm es reemplazado por uno de 16 cm, el valor de DLP prácticamente se duplica y el factor de conversión (ED/DLP) se reduce aproximadamente a la mitad; sin embargo, la dosis que recibe el paciente permanece invariable. Por consiguiente, dichos parámetros deben basarse en un mismo tamaño del fantoma.

CONCLUSIONES

1. CTDI_{vol} y DLP son los parámetros de dosis que pueden ser interpretados universalmente y deben ser especificados en todos los protocolos de TC.
2. Los radiólogos debemos revisar los valores de CTDI y DLP preestablecidos por del fabricante durante la instalación de un nuevo equipo, así como cuando se realicen modificaciones del protocolo.
3. Tenemos la responsabilidad final de elegir qué valores de CTDI_{vol} van a ser utilizados en un paciente concreto, dependiendo de las características del mismo (es decir, edad o tamaño).
4. La revisión sistemática de los valores de dosis permite identificar desviaciones inesperadas debidas a mal funcionamiento del equipo ó a errores en el protocolo.
5. Calcular la dosis efectiva (DE) permite la comparación directa con otros tipos de exámenes radiológicos, valorando los resultados obtenidos respecto a los niveles de referencia establecidos por organismos internacionales.

C. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA DOSIS DE RADIACIÓN (DR).

En general, hay algunos factores que tienen influencia directa sobre la dosis de radiación (DR), tales como la fluencia de los fotones (mAs), la energía del haz de rayos X (Kv), el tiempo de exposición, el grosor de corte, el espesor del objeto, el pitch, la modulación de la corriente del tubo y la distancia desde el tubo de rayos X al isocentro.

Además, hay otros factores que tienen un efecto indirecto sobre dicha DR, al influir directamente sobre la calidad de imagen, como es el filtro de reconstrucción.

Los principales elementos que determinan la DR producida por la TC son: fluencia de los fotones (mAs), energía del haz (kV), grosor de colimación de los rayos X y el pitch. Analizaremos como modificarlos para optimizar la DR que reciba el paciente.

Expondremos otros factores que también influirán en la DR como el correcto centrado del paciente, uso de elementos radioprotectores, solapamiento de rangos de exploración y algoritmos de reconstrucción.

ENERGÍA DEL HAZ DE RAYOS X

El potencial del tubo es el potencial eléctrico aplicado a través de un tubo de rayos X para acelerar los electrones hacia un material objetivo, expresada en unidades de kilovoltios (kV). El potencial de tubo determina la energía del haz de rayos x. Los potenciales que van desde 80 hasta 140 kV están disponibles para el diagnóstico en los equipos de TC comerciales, siendo 120 kV el potencial más utilizado.

La exposición a la radiación con la TC es aproximadamente proporcional al cuadrado del potencial de

tubo, de tal manera que una reducción en el potencial de 120 a 100 kV resulta en una disminución del 31% en la dosis (suponiendo que no se hagan cambios en el resto de parámetros relacionados con dicha dosis).

La reducción del potencial de tubo disminuye la energía de los rayos X, lo que reduce su capacidad de penetración y aumenta el ruido. Por tanto, el ruido de la imagen también es proporcional al potencial del tubo, de tal manera que una reducción en el potencial de 120 a 100 kV implica un aumento del 20% en el ruido de la imagen.

Al igual que con la corriente del tubo de rayos x, el potencial se puede ajustar de acuerdo con el tamaño del paciente para evitar la exposición innecesaria en los pacientes más delgados. Los potenciales más altos, de 120 a 140 kV, se utilizan en los pacientes obesos, mientras los de 80 y 100 kV están reservados para los pacientes delgados y los niños. En la práctica, la selección de un potencial inferior puede requerir un aumento de la corriente del tubo para minimizar el efecto negativo sobre el ruido de imagen, manteniendo una disminución neta de exposición a los rayos X.

Debemos tener en cuenta que la reducción de potencial del tubo también se traduce en aumento de la atenuación de la luz vascular y de las cámaras cardíacas cuando se utilizan medios de contraste iodados. Esto puede requerir cambios en el protocolo de inyección de contraste para lograr ratios aceptables de contraste-ruido. Por lo tanto, los protocolos de exploración de 80 kV pueden ser adecuados o incluso necesarios en algunas aplicaciones cardiovasculares, específicamente las imágenes de perfusión miocárdica por TC debido a una mejor delineación de pequeñas diferencias en la atenuación de contraste miocárdico.

CORRIENTE DEL TUBO

La corriente de tubo, expresada en miliamperios (mA), es el número de electrones acelerados a través de un tubo de rayos X por unidad de tiempo y es uno de los principales factores que se pueden modificar para reducir la exposición a radiación. Tanto la corriente del tubo como el producto corriente-tiempo afectan a la dosis de una manera directa y lineal; estos factores también condicionan el grado de ruido de la imagen. Si la corriente del tubo se reduce mientras que todos los otros factores técnicos se mantienen constantes, la dosis de radiación se reducirá, pero la imagen de la TC se vuelve granulada (“ruidosa”) debido a que se utilizan una menor cantidad de rayos X en su formación.

Una reducción del 20% de la corriente de tubo, por ejemplo, se traduce en una reducción del 20% en la exposición a la radiación. Sin embargo, se consigue esta reducción de la dosis a expensas del aumento de ruido de la imagen. El ruido de la imagen es proporcional a $1/\sqrt{\text{corriente de tubo (mA)}}$, de tal manera que una reducción del 20% en los mA implica un aumento del 12% en el ruido de la imagen.

FLUENCIA DE FOTONES

La fluencia de fotones es una medida del flujo de fotones y equivale al producto de la corriente del tubo (en miliamperios) por el tiempo de exposición (en segundos), midiéndose en mAs.

El tiempo de exposición es determinado por el tiempo de rotación del tubo de rayos. La dosis de radiación es directamente proporcional a las mAs si todos los demás factores se mantienen constantes. Así, si el valor mAs para un estudio en particular disminuye en un 50%, la dosis de radiación también se reduce en un 50%.

Cabe señalar que para mantener una fluencia suficiente de fotones (mAs), los equipos modernos con tiempos de rotación más rápidos pueden requerir ajustes de mA más altos que las unidades más antiguas. Por ejemplo, 800 mA con un tiempo de rotación de 0,5 segundos resultan en un valor de mAs de 400, que equivale a 400 mA en un tiempo de rotación de 1 segundo.

La fluencia de fotones tiene a su vez un efecto directo sobre la dosis de radiación (DR) del paciente. Como es de esperar, la DR es directamente proporcional al valor de miliamperios-segundos (mAs). Los valores de CTDI_{vol} aumentan linealmente cuando se aumenta el valor de los mAs y todos los demás parámetros técnicos se mantienen constantes.

En algunos equipos, el parámetro etiquetado como "mAs", se refiere realmente al valor efectivo de miliamperaje por tiempo, es decir a dicho valor dividido por el pitch. Por tanto, cuando se cambia el

pitch, el parámetro de miliamperios-segundos varía de manera correspondiente para mantener el valor efectivo constante.

Un protocolo optimizado es aquél en el que se ha ajustado el valor de mAs de manera que se logre un nivel de ruido en la imagen que sea el máximo aceptable para la interpretación clínica.

PITCH (FACTOR DE PASO).

Para exploraciones helicoidales, el pitch se define como la relación entre el desplazamiento de la mesa en el eje longitudinal durante una rotación completa del conjunto tubo-detectores respecto a la colimación o espesor del haz de rayos.

El pitch tiene una influencia directa sobre la dosis de radiación del paciente. Esto se debe básicamente a que cuando el pitch aumenta, el tiempo que cualquier punto del espacio permanece bajo el haz de rayos es menor, y por tanto, el CTDI_{vol} varía.

Por otra parte, el aumento del pitch también afecta a la calidad de imagen, limitando la resolución espacial obtenible en la dirección del eje del corte. Incrementar el pitch hace aumentar el nivel de ruido en la imagen. Sin embargo, la mayoría de los equipos de CT tienen una función que modifica automáticamente el valor de mAs y la dosis para mantener un nivel de ruido especificado, cuando se cambian otros parámetros tales como el espesor de corte, el tamaño de la matriz, el campo de visión o el pitch. Por tanto, la ventaja de aumentar el pitch es la de reducir el tiempo de exploración, no la de disminuir la dosis.

Lo adecuado es seleccionar el pitch con el que se logre un equilibrio entre la calidad de imagen, el tiempo de exploración requerido y la exposición de los pacientes. Este equilibrio procede de la experiencia y del uso de guías nacionales o internacionales y referencias adecuadas.

COLIMACION DEL HAZ DE RAYOS

Aunque los efectos de la colimación son pequeños en un escáner de un solo detector, la experiencia muestra que este no es el caso en los equipos multidetector, en los cuales la dependencia de la colimación del haz de rayos x es significativa. Estos efectos resultan de diferencias en la colimación del haz, incluso cuando se utiliza el mismo espesor de sección reconstruida. Es decir, en muchos equipos multidetector hay varias maneras de escanear y reconstruir imágenes que tienen el mismo grosor de corte.

Por ejemplo, se puede realizar análisis axiales de $4 \times 1,25$ mm (anchura de haz de 5 mm), $4 \times 2,5$ mm (anchura de haz de 10 mm) y 4×5 mm (anchura de haz de 20 mm) para hacer una sección reconstruida de 5 mm de espesor. Cuando se miden los valores de CTDI_w, hay una sorprendente diferencia en la dosis absorbida para cada uno de estas modalidades.

Estos resultados demuestran que es la diferencia de colimación y no el ancho de la sección reconstruida, lo que condiciona una diferencia significativa en la dosis recibida. Estas diferencias pueden ser de hasta un 55% en el fantoma de cabeza y del 65% en el de cuerpo, con las dosis más altas cuanto más estrecha es la colimación utilizada.

EFFECTOS DEL TAMAÑO DEL PACIENTE

Las pruebas realizadas con fantomas demuestran que, cuando se utilizan los mismos parámetros técnicos, el objeto más pequeño siempre absorbe la dosis más alta y el factor de diferencia es al menos de dos.

Así, para los mismos parámetros de exposición, pacientes más pequeños absorben una cantidad de radiación mucho mayor que los pacientes más grandes. Esto tiene implicaciones importantes para los pacientes pediátricos y adultos pequeños.

Esto se debe principalmente a que los tejidos están siendo expuestos con radiación de entrada (cuando el tubo se coloca directamente sobre el tejido) y radiación de salida (cuando el tubo se desplaza al otro lado del paciente). Para los pacientes más pequeños, la radiación de salida ha sido atenuada por menor grosor de tejido y, por tanto, su intensidad se aproxima a la de la radiación de entrada, dando por resultado una distribución más uniforme de la dosis (casi igual en todas las localizaciones en un fantoma de 16 cm de diámetro). Para un paciente más grande, la radiación de salida es mucho menos intensa debido a su atenuación a través de un mayor grosor de tejido. El resultado es que los valores más altos de radiación

se producen cerca de la periferia, donde es mayor la exposición de entrada.

EFFECTOS INDIRECTOS

Además de los efectos directos, tal como se describió anteriormente, existen algunos efectos indirectos que tanto la colimación como el algoritmo de reconstrucción pueden tener sobre las dosis de radiación. Cuando se utilizan espesores más delgados de reconstrucción de imagen, con todos los demás factores constantes, habrá más ruido en la imagen (definido como la desviación estándar del número de densidad de CT).

El ruido de la imagen se relaciona con el valor $1/\sqrt{T}$, donde T es el espesor nominal de corte. Por lo tanto, se espera que una sección de 10 mm de espesor tenga 3,2 veces menos ruido que una sección de 1 mm de espesor.

Un comportamiento similar se observa en los efectos del algoritmo de reconstrucción. Algoritmos que aumentan las frecuencias espaciales más altas y mejoran la resolución espacial (tales como el necesario para imágenes esqueléticas o pulmón) también aumentan el ruido de la imagen.

A menudo, cuando las imágenes obtenidas presentan un ruido excesivo, se aumenta el kilovoltaje, el valor miliamperios-segundos o ambos, lo que se traduce en un aumento en la dosis de radiación.

Por lo tanto, aunque cambiando el grosor de corte o el algoritmo de reconstrucción no tenga un efecto directo sobre las dosis, la selección de factores técnicos para compensar el aumento en el ruido de la imagen puede resultar en un aumento en la dosis de radiación.

D. ESTRATEGIAS DE REDUCCION DE DOSIS

La mejor medida para disminuir las dosis de radiación es evitar la realización de exploraciones innecesarias.

La preocupación por las dosis aplicadas en los exámenes de TC a los pacientes individuales y a la población en su conjunto ha dado lugar a diferentes recomendaciones de organismos oficiales y de sociedades científicas y profesionales para optimizar su uso. Muchas de ellas han sido recogidas en iniciativas legislativas y asumidas por los fabricantes de los equipos de TC. En este trabajo se resumen distintas herramientas de las que disponen los equipos de TC para reducir las dosis de radiación; entre ellas los distintos modos de modulación de la intensidad de corriente del tubo (mA), de selección automática de los valores de tensión del tubo (kV), la protección selectiva de órganos y la colimación adaptativa.

Antes de profundizar en las estrategias de reducción de dosis, conviene resaltar la relación entre los parámetros de calidad de imagen y la dosis del estudio de TC.

Los principales parámetros que influyen en la calidad percibida en las imágenes de CT son:

- a. Ruido, así como las frecuencias espaciales del ruido (espectro de potencia de ruido).
- b. Relación contraste-ruido (CNR), definida como la capacidad de distinguir diferencias en la densidad con respecto al ruido de fondo).
- c. Resolución espacial (capacidad para distinguir objetos pequeños que están adyacentes uno al otro).
- d. Artefactos de la imagen.

La imagen ideal de la CT es aquella con poco ruido, alto contraste y resolución espacial y sin artefactos. Sin embargo, mejorar la calidad de imagen convencionalmente se ha asociado a un aumento de la dosis de radiación. Por ejemplo, para reducir el ruido de la imagen por un factor de dos, es necesario cuadruplicar la dosis, mientras que para doblar la resolución espacial hay que multiplicar la dosis por 8. En cualquier caso, una serie de avances recientes ha permitido la reducción de la dosis de radiación manteniendo una calidad de imagen diagnóstica. Estos incluyen avances en el hardware de los equipos (rayos x de mayor energía que permite una mejor filtración del haz, mejoras en la capacidad del detector), así como en la técnica de exploración (optimización del voltaje del tubo) y en la reconstrucción de la imagen (reconstrucción iterativa).

1. MODULACIÓN DE LA CORRIENTE DEL TUBO DE RAYOS X (MCT).

Es el método más importante y el más ampliamente disponible para ajustar la técnica de TC al tamaño del paciente, manteniendo un nivel aceptable de ruido en la imagen.

La MCT se basa en la existencia de grandes variaciones en la absorción de radiación por parte del paciente según la angulación del tubo en las distintas regiones anatómicas en cada momento del estudio. Una ventaja de la modulación es que es posible reducir la corriente en algunas proyecciones sin aumentar de manera significativa el ruido de la imagen final.

Existen diversos mecanismos de ajuste de la corriente respecto a la anatomía del paciente:

A- Modulación angular (ejes x e y)

B- Modulación longitudinal (eje Z)

La variación se produce a lo largo del eje z (de pies a cabeza) del paciente, con un mayor valor de mAs en las zonas con más tejido para penetrar, como los hombros o la pelvis, y menor en las regiones con relativamente escaso tejido material atenuante, como los pulmones. Todos los fabricantes usan 1 o 2 radiografías de proyección TC (denominadas scout, survieo, escanograma o topograma dependiendo del fabricante) para planificar la MCT, midiendo la atenuación del paciente en función de la posición.

C- Modulación combinada angular y longitudinal.

Estos mecanismos de modulación de la corriente se han implementado en lo que se conoce como sistemas de control automático de la exposición (sistemas CAE). Para la utilización de estos sistemas, el operador define los parámetros de calidad de imagen deseados (en función del ruido o del coeficiente de contraste-ruido) y el equipo determina el producto corriente-tiempo.

Dado que el nivel de ruido del estudio es seleccionado por el operador, la disminución de la calidad nunca va a superar los límites previamente establecidos. Por tanto, una vez definidos los parámetros de calidad de la imagen considerados como aceptables, se va a obtener una optimización de la dosis de radiación sin disminuir la capacidad de detección de patología.

Para un nivel constante de ruido, la calidad de la imagen percibida se incrementa con el aumento del diámetro del paciente; por lo tanto, las imágenes obtenidas en pacientes delgados se perciben generalmente como menos aceptables que las obtenidas en pacientes de mayor tamaño, a pesar de que muestren un ruido similar. Este fenómeno es debido a que la mayor cantidad de grasa intraabdominal ofrece un contraste inherente alrededor de los órganos y permite una mayor tolerancia al ruido de la imagen. Para lograr una calidad de imagen aceptable en los pacientes más delgados, debemos realizar alguna de las siguientes modificaciones: (a) utilizar un menor índice de ruido en pacientes delgados en comparación con pacientes de tamaño medio, o (b) limitar el miliamperaje mínimo para que la corriente no sea demasiado baja. Por el contrario, en pacientes obesos utilizaremos un índice más alto de ruido o limitaremos el miliamperaje máximo para reducir la dosis de radiación.

2. CENTRAJE DEL PACIENTE.

Un adecuado centraje del paciente dentro del campo de visión cuando se obtiene la imagen del topograma es esencial para una correcta estimación del perfil de atenuación del paciente y, por ende, de la modulación de la corriente para alcanzar un ruido uniforme de la imagen.

El centrado adecuado también permite que los rayos x de mayor intensidad que pasan por el isocentro atraviesen la porción central más gruesa del cuerpo del paciente, reduciendo de tal modo el ruido de la imagen.

3. REDUCIR EL NÚMERO DE FASES.

Es importante examinar críticamente el valor de cada fase en un determinado protocolo de TC. Por ejemplo, en los estudios rutinarios de abdomen y pelvis para el dolor abdominal inespecífico, en muchas

ocasiones se han realizado exploraciones adicionales de los riñones en fase de eliminación con la idea de que esta práctica proporciona información adicional.

Aunque incidentalmente se han descubierto un pequeño número de carcinomas de células transicionales de forma anecdótica, esta fase adicional aumenta aproximadamente en un 30% la dosis de radiación de la exploración completa, con un muy bajo rendimiento clínico añadido.

Por tanto, esta fase de la exploración debe ser eliminada del uso rutinario a menos que haya una razón clínica para mantenerlo en un caso concreto.

El desarrollo de equipos multidetector a mediados de los 90 condujo a la proliferación de aplicaciones multifásicas incorporando imágenes en diferentes momentos durante la administración del contraste intravenoso para proporcionar información adicional sobre las características de realce de ciertos órganos o lesiones.

Dependiendo del contexto clínico, a menudo es posible en estos protocolos eliminar alguna de las fases, como la inicial sin contraste ó la tardía postcontraste.

En los protocolos para la isquemia mesentérica, por ejemplo, se puede eliminar la fase sin contraste, disminuyendo así la dosis de radiación adicional.

En determinadas circunstancias también puede ser posible combinar fases de contraste diferente. Por ejemplo, se puede realizar la urografía-TC con técnica “split bolus”. Este protocolo consiste en solo dos fases:

1. **Fase sin contraste** (baja dosis/dosis ultra baja)

2. **Fase mixta nefrográfica-excretora.** Se inyecta el contraste iv y se espera 8-10 minutos. Se inyecta un segundo bolo de contraste y se realiza la adquisición de imágenes con un retardo de 100 seg (fase nefrográfica). Esta técnica reduce la radiación efectiva recibida por el paciente, al eliminar fases de la Uro-TC convencional.

4. DISMINUCIÓN DE LA COBERTURA DEL ESTUDIO.

Por razones obvias, la longitud de adquisición es directamente proporcional a la dosis del estudio de TC. Debido a esto, es importante limitar la longitud del escaneo en el eje z para que sólo la anatomía de interés clínico sea incluida en la exploración.

5. MINIMIZAR LA DUPLICACION DE LA COBERTURA.

Al explorar zonas del cuerpo adyacentes, se produce a menudo un solapamiento substancial en las regiones de cobertura, lo que resulta en una innecesaria exposición adicional a la radiación.

En el ejemplo de la figura 5, un paciente politraumatizado tiene una superposición considerable entre las exploraciones de cabeza y columna cervical, entre las de columna vertebral y el tórax cervical y entre las exploraciones de tórax y abdomen.

Estas áreas de cobertura duplicada pueden disminuir significativamente con un técnico formado o eliminadas totalmente mediante protocolos combinados de regiones del cuerpo adyacentes con una sola adquisición helicoidal de la imagen.

En los estudios toracoabdominales, una medida simple es instruir a los técnicos para finalizar la exploración del tórax por encima del diafragma, con solapamiento sólo lo imprescindible para asegurar la cobertura completa.

Debe recordarse que también hay superposición adicional “invisible” causada por el “overranging”, ya que en la adquisición helicoidal, algunos equipos efectúan rotaciones extra fuera del volumen planificado con el fin de adquirir datos suficientes para reconstruir las imágenes superior e inferior. Esta exposición adicional puede ser sustancial, aunque disminuye significativamente en algunos equipos de última generación dotados de sistemas de colimación adaptativa que reducen al mínimo la radiación adicional innecesaria.

6. REDUCIR EL VALOR DEL PRODUCTO MILIAMPERIOS-SEGUNDOS.

Como ya hemos comentado anteriormente, existe una relación lineal entre la dosis de radiación y el valor de miliamperios-segundos (mAs) cuando todos los demás factores se mantienen constantes. Por lo tanto, si el valor de miliamperios segundos se reduce en un 50%, la dosis se reducirá en la misma cantidad. Sin embargo, esta reducción aumentará el ruido de imagen en una proporción $1/\sqrt{mAs}$, que significa que una reducción del 50% en el valor mAs implica un aumento del ruido del 41% ($1/\sqrt{2} = 1.41$). Dependiendo de los requerimientos de la situación clínica, esta reducción puede ser aceptable, pero en otros casos, esta disminución en los mAs puede comprometer la calidad diagnóstica. Por ejemplo, la detección de objetos de alto contraste en el parénquima pulmonar puede no requerir un protocolo de bajo nivel de ruido y la reducción en miliamperios segundos puede ser bien tolerada. Por otra parte, las lesiones de bajo contraste en el hígado requieren un protocolo de bajo nivel de ruido y la reducción en los mAs puede limitar la capacidad de detectar dichas lesiones.

7. AUMENTAR EL PITCH (FACTOR DE PASO).

La dosis de radiación es inversamente proporcional al pitch cuando todos los demás factores se mantienen constantes.

Algunos trabajos concluyen que aumentando el pitch de 1 a 1,5 se reduciría la dosis en un 33%, sin pérdida significativa de información diagnóstica.

Las ventajas y desventajas del aumento del pitch es un aumento del grosor de la sección eficaz, que resulta en un incremento del volumen, que a su vez puede reducir la señal de imagen (contraste entre un objeto y el fondo). La habilidad de usar este tipo de reducción de la dosis depende de la aplicación clínica.

8. REDUCIR LA ENERGÍA DEL TUBO.

Como comentamos anteriormente, la reducción de la energía del tubo se traduce en una disminución de la dosis cuando todos los demás factores se mantienen constantes.

La energía del tubo determina la energía de los fotones (Kev) del haz de rayos X, así como del flujo de energía total. La disminución de dicha energía es una de las estrategias más usadas, tanto por su eficacia como por su facilidad de aplicación. Por ejemplo, en los estudios de tromboembolismo pulmonar, los protocolos más recientes proponen la utilización de 80-100 Kv en comparación con protocolos anteriores que usaban 120-140 Kv.

La disminución de la dosis de radiación depende del kilovoltaje seleccionado.

A diferencia de la corriente del tubo, que tiene una relación lineal con la dosis de radiación, la energía del tubo tiene un efecto exponencial en la dosis de radiación. La reducción en la dosis efectiva entre un protocolo de 120 y 100 KV es de aproximadamente un 50%, mientras entre un protocolo de 100 y 80 KV es de alrededor de un 47%.

Por otra parte, la disminución de la energía de los fotones aumenta la probabilidad de que se produzcan interacciones fotoeléctricas con los átomos de yodo, produciendo un incremento del realce vascular. Este mayor realce tiene lugar tanto en vasos centrales como periféricos, y va a ser uno de los factores que va a permitir disminuir la dosis de contraste.

Esto se debe a que el nivel de máxima atenuación del yodo (K-edge) es de 33 kV, es decir, que con energías de 80 kV la atenuación es mayor que a 100 Kv.

La disminución del flujo total de energía va a ser el responsable del aumento del ruido de la imagen y por tanto va a producir un deterioro de la calidad percibida, siendo el principal factor limitante a la hora de aplicar la reducción de kilovoltaje.

Como ya se ha comentado anteriormente, el hábito corporal del paciente posee una relación directamente proporcional con el ruido de la imagen. De esta forma, al aumentar el peso del paciente aumenta el ruido de la imagen disminuyendo la calidad del estudio.

Teniendo en cuenta que el ruido de la imagen es mayor cuanto menor es el kilo voltaje, un peso elevado del paciente puede hacer que el ruido de la imagen sea excesivo y no haya calidad suficiente para el

diagnóstico.

Disminuyendo el valor de kV aumentará el ruido de la imagen como resultado de la disminución del flujo y de la energía de los fotones. Para compensar el aumento del ruido, podemos aumentar el valor de los mAs, lo que compensa parcial, aunque no totalmente, la reducción de la dosis derivada de bajar el kilo voltaje. Esta estrategia (técnica de bajo kilovoltaje y alto miliamperaje, es eficaz para disminuir la dosis de radiación manteniendo la calidad de la imagen en pacientes pequeños y de tamaño medio. Para los pacientes más grandes, bajar los kV condiciona un aumento del ruido que no puede ser compensado mediante el incremento de la corriente del tubo. En este tipo de pacientes grandes un mayor kilovoltaje sería la estrategia más eficiente desde el punto de vista de la dosis porque permite una mejor penetración en los órganos de interés.

Las estructuras que se realzan con el contraste yodado presentan valores más altos de densidad medidos en Unidades Hounsfield (U.H.) cuando se utiliza un kilovoltaje inferior.

Este hecho podría dar lugar a una mayor incidencia de pseudorealce dentro de los quistes renales o hepáticos rodeados por parénquima captante, observando quistes simples con una atenuación superior a los umbrales convencionales. Por tanto no podrá aplicarse la caracterización de la lesión basada en la medida estandarizada de las U.H. las cuales, a su vez, se apoyan en exploraciones realizadas con 120 kV.

9. PROTECCIÓN SELECTIVA DE ÓRGANOS.

Para reducir la dosis absorbida en órganos superficiales radiosensibles, como el cristalino, el tiroides y la mama, los cuales están expuestos directamente al haz de rayos X, se pueden aplicar distintos métodos.

Uno de ellos consiste en usar un tipo de modulación angular de la corriente del tubo adaptada a la posición de órganos críticos. El valor de mA se reduce durante un intervalo angular en la rotación del tubo, cuando éste se encuentra directamente sobre el órgano concreto, y vuelve a aumentar cuando el tubo se aleja de esa zona. Varios estudios han mostrado que esta técnica permite reducciones de dosis absorbida en la mama o el tiroides entre el 20-38% sin pérdida de calidad de imagen. Esta modulación, que varía la distribución de las dosis entre los distintos órganos, no implica necesariamente una reducción global en la dosis asociada a la prueba.

Otro método está basado en el uso de protectores de diferentes materiales, preferentemente bismuto, colocados delante de estos órganos, lo que atenúa el haz de radiación (20---50%), aunque algunos estudios han mostrado aparejada una reducción en la calidad de imagen, por lo que su uso es controvertido. En cualquier caso, los sistemas de modulación selectiva se han mostrado más eficaces que los protectores de bismuto para proteger órganos radiosensibles.

10. REDUCCIÓN DE DOSIS POR COLIMACIÓN ADAPTATIVA.

En la adquisición helicoidal, algunos equipos efectúan rotaciones "extra" fuera del volumen planificado (overranging) dado que se necesita adquirir información adicional para poder reconstruir las imágenes de los bordes del volumen de examen. Por esta causa aumenta la dosis del paciente, en mayor proporción cuanto mayor es la cobertura del haz. Parte de la información obtenida en estas rotaciones extra es redundante y no es necesaria para la reconstrucción de las imágenes de los bordes por lo que se han diseñado colimadores «dinámicos» para limitar este efecto. Prácticamente todos los equipos actuales disponen de colimadores que se abren y cierran asimétricamente de forma automática al inicio y al final del examen, reduciendo la dosis en distinta medida (6-16%), dependiendo de la región y la anchura del haz, y que puede alcanzar hasta un 55% en estudios de arterias coronarias si se usa un pitch (factor de paso) de 3,4.

11. TÉCNICAS DE RECONSTRUCCIÓN ITERATIVA.

En la última década, las estrategias de disminución de dosis han incluido el uso de diversas técnicas, como la reducción de la corriente y tensión del tubo, la optimización de la longitud del examen, la individualización de protocolo de exploración y la utilización de control automático de exposición (CAE). Es decir, modificando los parámetros técnicos de adquisición de imágenes. Tal reducción de dosis se debería alcanzar sin deterioro de la calidad del estudio.

Sin embargo, el ruido en la imagen es inversamente proporcional a la dosis de radiación, de manera que, reduciendo dosis, las imágenes de TC tienen un nivel de ruido más alto que las imágenes conseguidas con una dosis estándar. Para superar el aumento de ruido en estudios de baja dosis, los principales fabricantes de TC desarrollaron nuevos métodos de reconstrucción de la imagen, en concreto, las técnicas de reconstrucción iterativa (RI), frente a los métodos analíticos tradicionales reconstructivos como la retroproyección filtrada (FBP), las más utilizada hasta entonces.

La RI contiene nuevos algoritmos de reconstrucción que permiten la formación de imágenes con dosis de radiación más bajas y similares niveles de ruido y de calidad de la imagen en comparación con la reconstrucción FBP.

El funcionamiento de las IR (completa) es el siguiente:

- En primer lugar se obtienen datos de proyección y se reconstruye la imagen del objeto como en la FBP (el llamado paso de reconstrucción hacia atrás).
- Posteriormente, la imagen de TC se propaga nuevamente en el dominio de los datos en bruto (paso hacia delante de la reconstrucción), simulando una nueva adquisición de TC.
- Se hacen correcciones de ruido sobre esos datos (se eliminan los datos que aumentan el ruido de la imagen) teniendo en cuenta detalles de la información geométrica del scanner (tamaño de cada elemento detector, dimensión del punto focal, forma y tamaño de cada voxel de imagen) e información estadística del sistema (estadística de los fotones y ruido electrónico en el sistema de adquisición). Este paso se realiza porque la TC previamente ha simulado una imagen del objeto "perfecta", libre de ruido, y las correcciones de los datos en bruto intentan eliminar aquella información que no forma parte de su adquisición, es decir, el ruido.
- Los datos se transforman en una nueva imagen con menor cantidad de ruido.
- Este proceso se repite numerosas veces hasta que se obtiene la imagen deseada (aquella similar a la imagen que el equipo de CT ha simulado previamente).

Con cada iteración se actualiza la imagen con menor cantidad de ruido, dando lugar a una imagen final optimizada. Mayor número de iteraciones tienen como resultado mejor calidad de imagen, pero también precisan mayor potencia de cálculo, por lo que la capacidad de realizar las reconstrucciones iterativas depende en gran medida de la potencia de procesamiento gráfico de la consola del equipo.

La esencia de los algoritmos de RI se encuentra en la simulación adecuada del sistema TC, que permite la reducción de artefactos de la imagen derivados de las irregularidades comunes como el endurecimiento del haz. El uso de reconstrucciones iterativas se centra actualmente en la reducción de la dosis manteniendo la misma calidad de imagen que con las reconstrucciones analíticas (FBP).

Imágenes en esta sección:

Dosis media anual en España (3,71 mSv)



Contribución de las diferentes fuentes de radiación naturales y artificiales a la dosis media total anual recibida por la población española (CSN, 2002)

Fig. 1: Contribución de las distintas fuentes de radiación naturales y artificiales a la dosis media total anual recibida por la población española. CSN 2002.



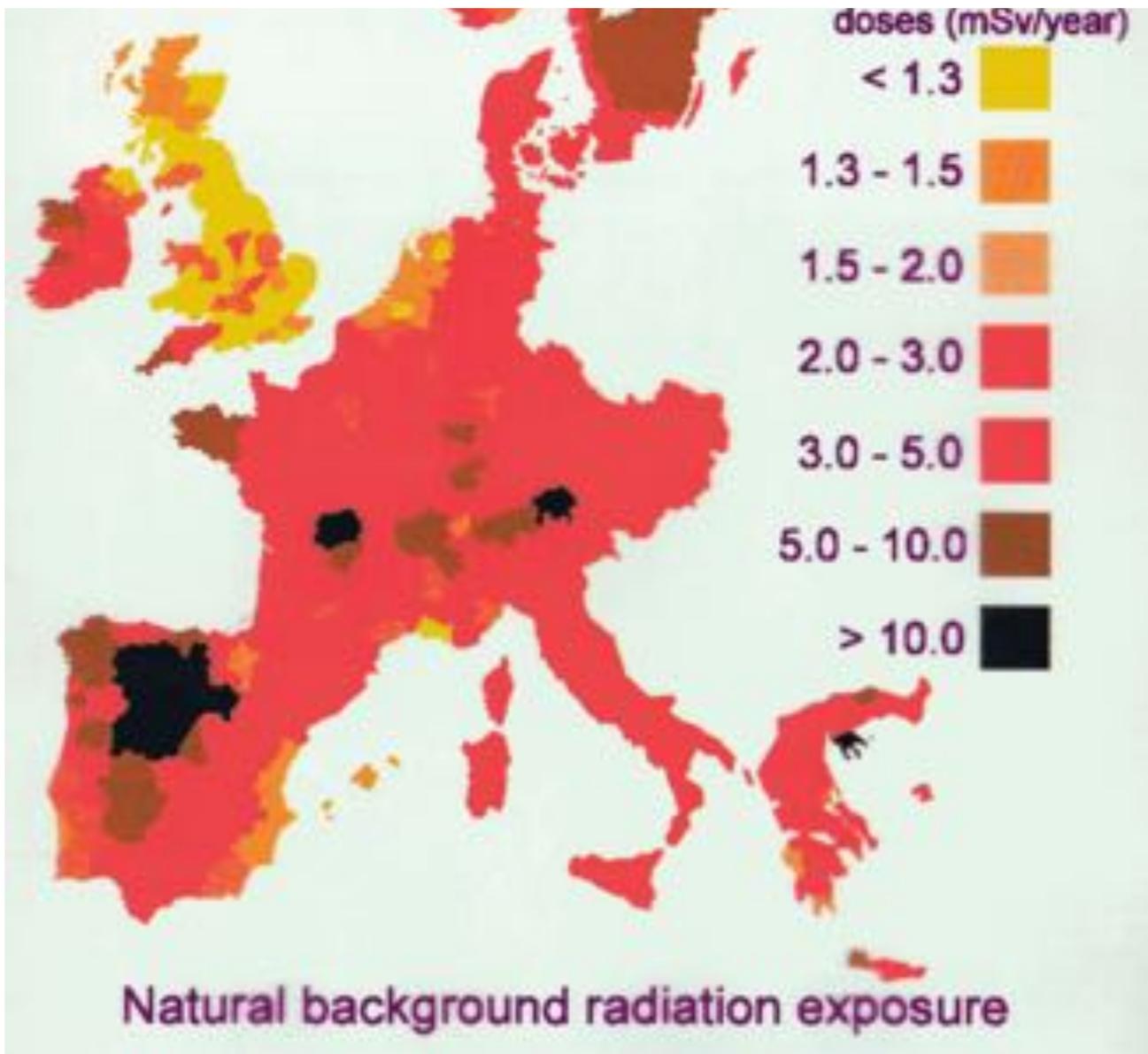


Fig. 2: Radiación natural de fondo en Europa.

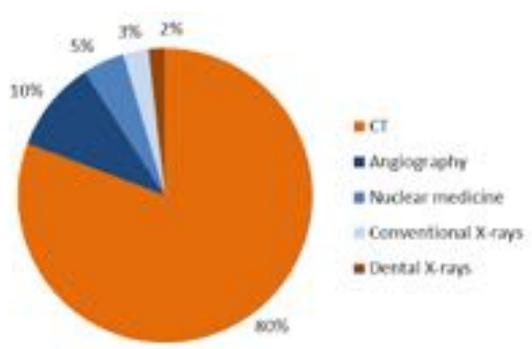


Fig. 3: El diagrama muestra las dosis de radiación anual estimada (mSv/año) de varias modalidades de diagnóstico por imagen en Noruega. La dosis promedio total de todos los tipos de exploraciones se calcula en 1,1 mSv/año.

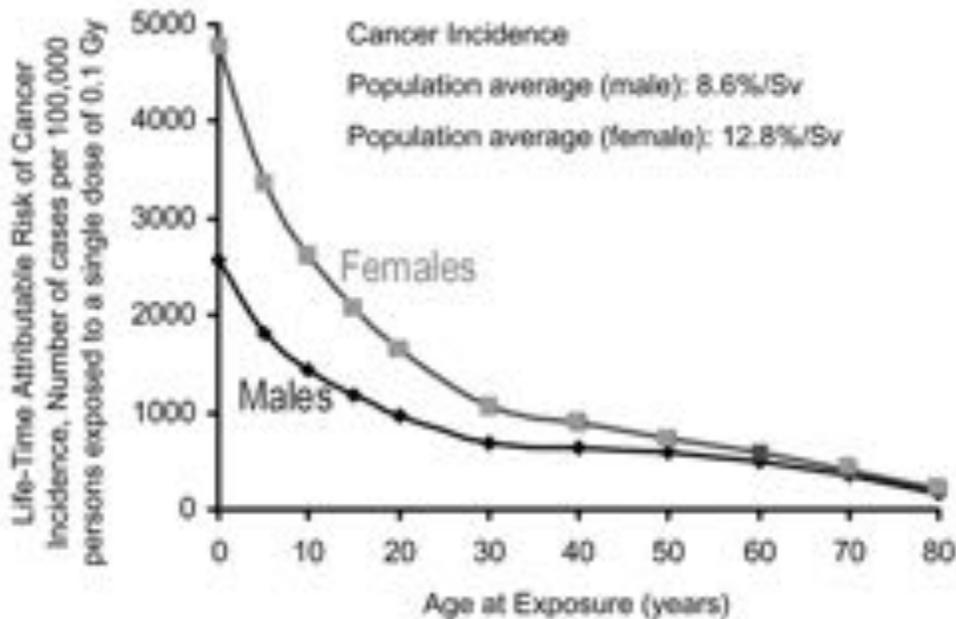


Fig. 4: El gráfico evidencia el riesgo atribuible de incidencia de cáncer inducido por la radiación, en función de la edad a la que se produjo la exposición, tanto en mujeres como en hombres. En el eje vertical se representa el número de casos de cáncer en 100.000 personas expuestas a 0,1 Gy



Fig. 5: Dosis absorbida, dosis equivalente y dosis efectiva.

Exam Description: CT/Abdomen W T W/O Con

Dose Report

Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Helical	15.250-1145.250	2.95	51.53	Body 32
200	Axial	15.250-15.250	6.02	6.03	Body 32
3	Helical	15.250-1145.250	16.91	286.55	Body 32
3	Helical	15.250-1265.250	16.86	488.11	Body 32
4	Helical	15.250-1145.250	16.90	286.39	Body 32
Total Exam DLP:				1118.61	

Fig. 6: Ejemplo de informe de dosis proporcionado por el equipo como una imagen DICOM que se envía al PACS. Se trata de un estudio multifásico del hígado en el que se representan las distintas fases, arterial, portal y de equilibrio. El diámetro del fantoma utilizado para la calibración de la dosis se indica en la última columna. No hay datos de dosis para el topograma debido a que las dosis de radiación son muy bajas en comparación con las fases de exploración convencionales.

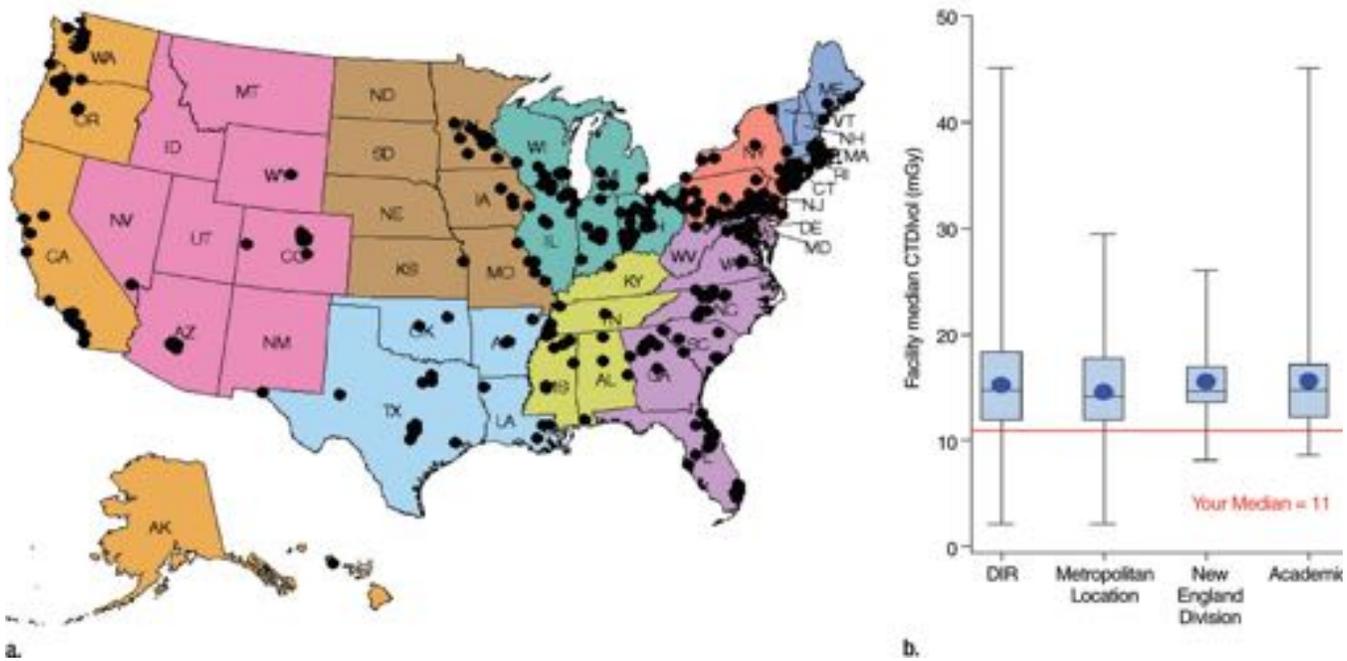


Fig. 7: Informe de registro de dosis en 368 hospitales en Estados Unidos en un estudio de 2014. El eje vertical representa los valores de CTDIvol. En el eje horizontal, la primera columna se refiere a los datos de todos los centros registrados.

Pitch	CTDI _{vol} in Head Phantom (mGy)	CTDI _{vol} in Body Phantom (mGy)
0.5	80	36
0.75	53	24
1.0	40	18
1.5	27	12
2.0	20	9

Fig. 8: Relación entre el pitch y el valor de CTDI_{vol}.

Collimation (mm)	Total Beam Width (mm)	CTDI _w in Head Phantom (mGy)	CTDI _w in Body Phantom (mGy)
4 × 1.25	5	62	33
2 × 2.5	5	62	33
1 × 5	5	62	33
4 × 2.5	10	46	24
2 × 5	10	46	24
4 × 5	20	40	20

Fig. 9: Relación entre la colimación y el valor de CTDI_w.

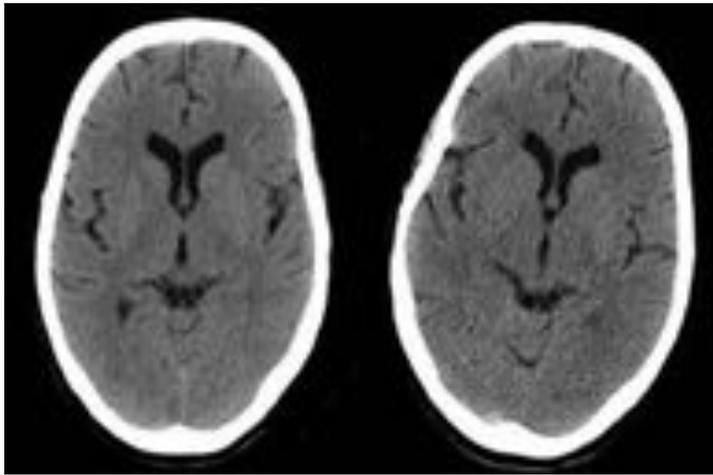


Fig. 10: El ruido de la imagen aumenta cuando disminuye la corriente del tubo. (A) el examen CT inicial se obtuvo con 140 kV, 280 mA, espesor de corte 5 mm. y un tiempo de rotación de 1 s. (B) La exploración de control, en la cual se observa un mayor nivel de ruido, fue adquirida mediante una corriente de tubo de 140 mA (todos los demás parámetros de exploración constantes). Misma ventana en ambas imágenes.

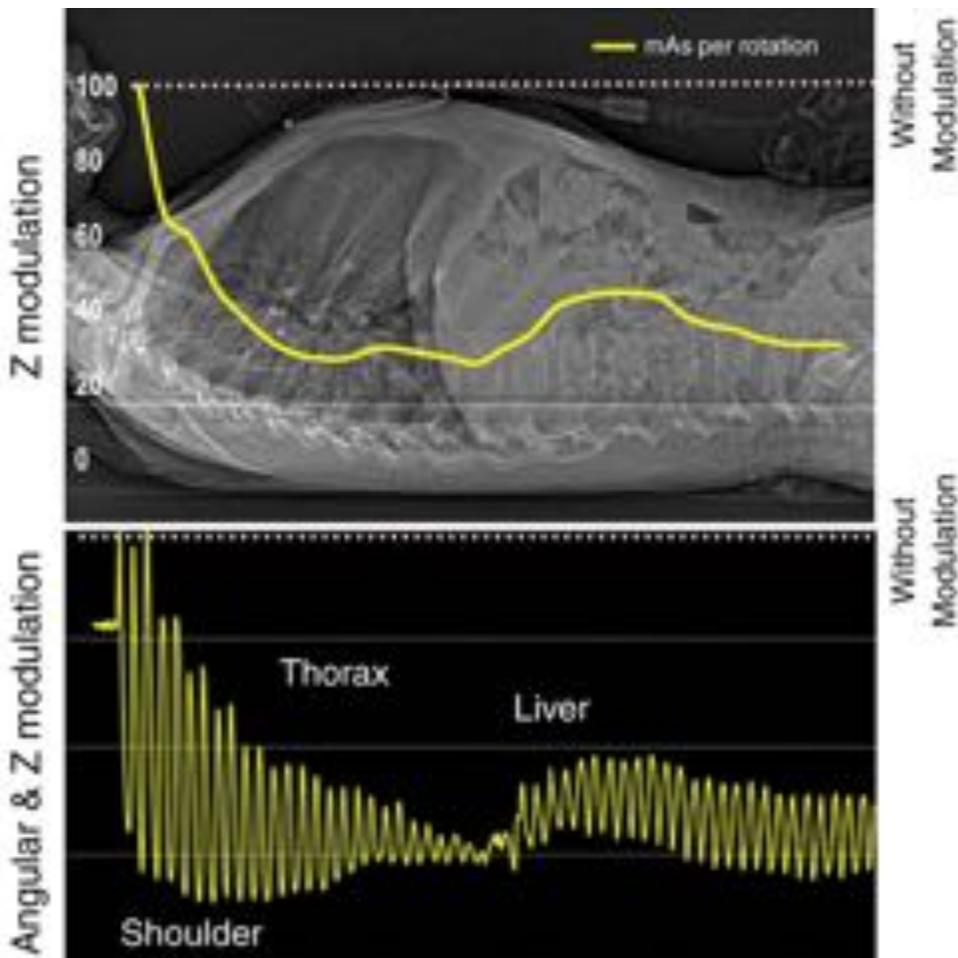


Fig. 11: Las imágenes muestran que, con el control automático de exposición, la corriente del tubo es modulada según la atenuación del paciente en cualquier ángulo de proyección y posición en el eje z. Este

sistema ayuda a reducir la dosis hasta en un 50% en comparación con el uso de una corriente fija del tubo en todo el escaneo, incluso en el caso en que dicha corriente haya sido ajustada teniendo en cuenta el tamaño del paciente.

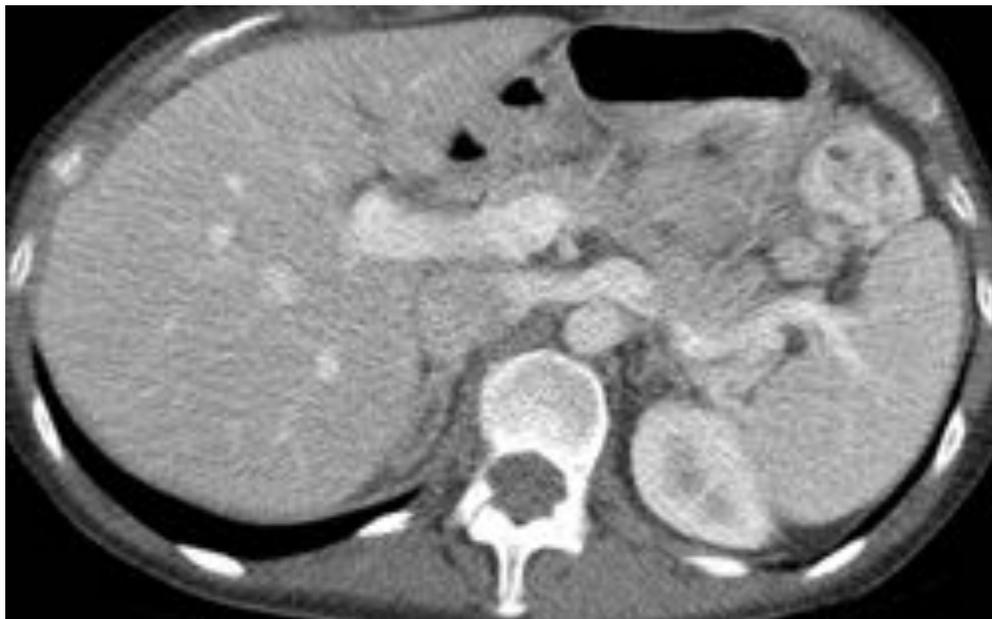


Fig. 12: Imagen axial reconstruida de 5 mm de espesor de un estudio de TC realizado con un índice de ruido de 35 y 2,5 mm de espesor (figura 12) muestra un mayor nivel de ruido en comparación con la imagen correspondiente de un estudio previo realizado con un índice de ruido de 22 y con el mismo espesor (figura 13). Los valores de CTDIvol fueron 1.88 y 4.67 mGy, respectivamente.

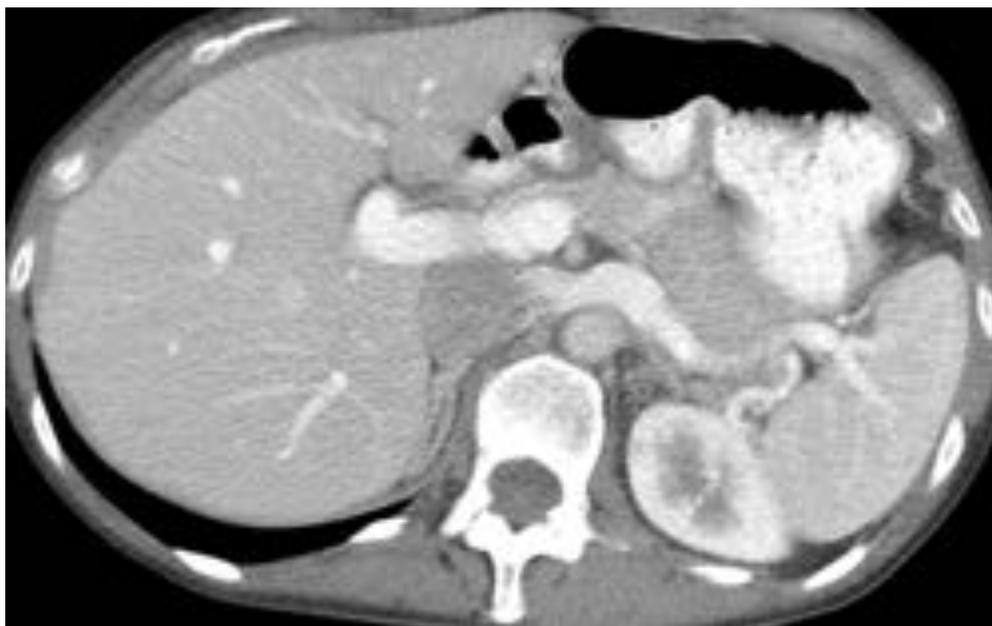


Fig. 13: Imagen axial reconstruida de 5 mm de espesor de un estudio de TC realizado con un índice de ruido de 35 y 2,5 mm de espesor (figura 12) muestra un mayor nivel de ruido en comparación con la imagen correspondiente de un estudio previo realizado con un índice de ruido de 22 y con el mismo espesor (figura 13). Los valores de CTDIvol fueron 1.88 y 4.67 mGy, respectivamente.



Fig. 14: Imagen axial reconstruida de 0.625 mm de espesor de un estudio de TC realizado con un índice de ruido de 30 muestra un nivel de ruido significativo.



Fig. 15: Imagen axial reconstruida de 5 mm de espesor, en el mismo estudio que el de la figura 14, que muestra reducción del ruido y mejora de la calidad de imagen.



Fig. 16: Imagen axial reconstruida de 5 mm de espesor en un estudio de TC con un índice de ruido de 30.



Fig. 17: Imagen axial en un paciente diferente con más grasa intraabdominal, obtenida con el mismo espesor de reconstrucción e índice de ruido que en la figura previa, muestra una calidad de imagen

mejorada.

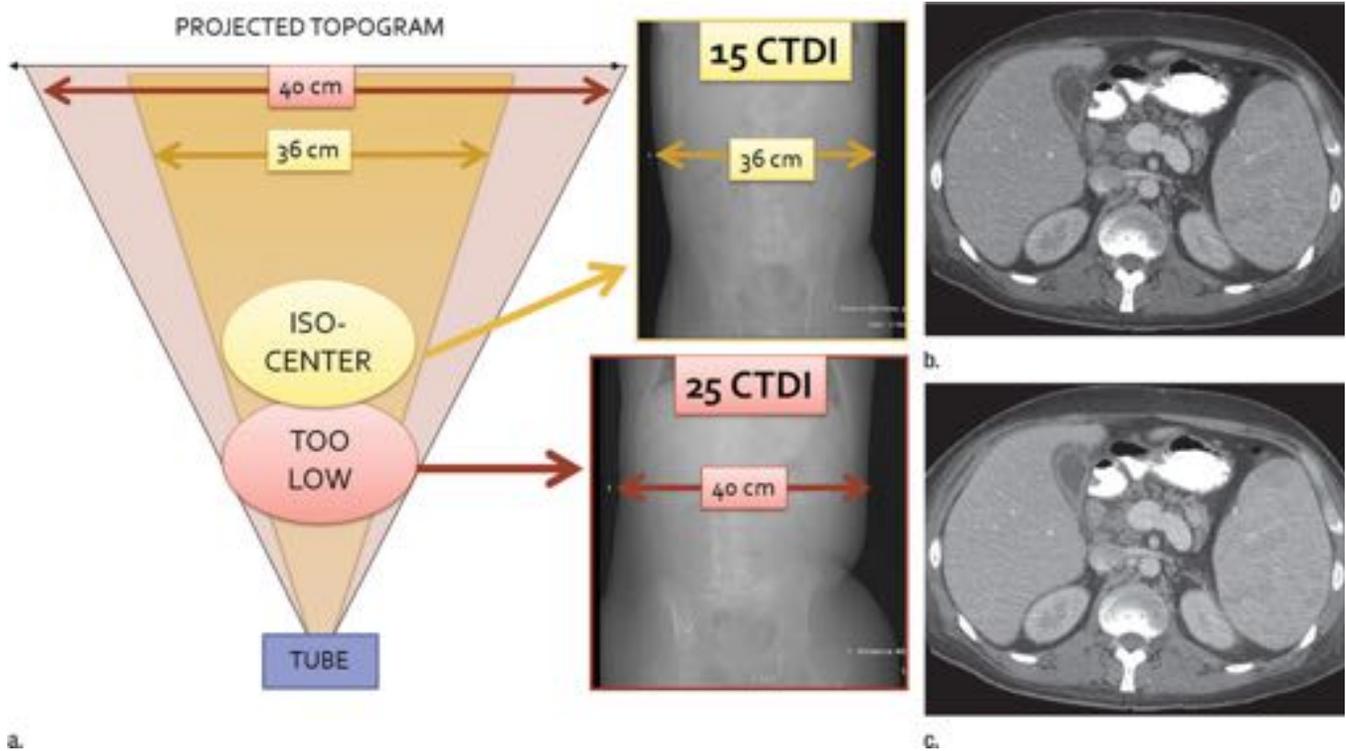


Fig. 18: Efecto del correcto centrado sobre la dosis. Paciente sometido a 2 estudios de TC con un pequeño intervalo. Fig. a: centrado demasiado cerca del tubo, con aumento inadecuado de la imagen del topograma, lo que condicionará un incremento de la dosis. Fig. b: imagen axial del estudio inicial, utilizando un centrado adecuado (CTDIvol:15 mGy). Fig. c: imagen axial del 2º examen; el paciente se centró demasiado cerca del tubo, dando por resultado un aumento del 67% de la dosis (CTDIvol:25 mGy).



Fig. 19: Paciente con stent ureteral. El topograma ilustra el principio de la colimación centrada. El rango

de exploración estándar en un estudio de TC abdominopélvico se extiende desde cúpula diafragmática hasta tuberosidades isquiáticas (A). Para evaluar la vía excretora, se puede limitar la cobertura desde la parte superior de los riñones a la zona media de la sínfisis del pubis (B). En este caso, una disminución de un 20% en el rango de exploración redonda en una reducción del 20% en el DLP.

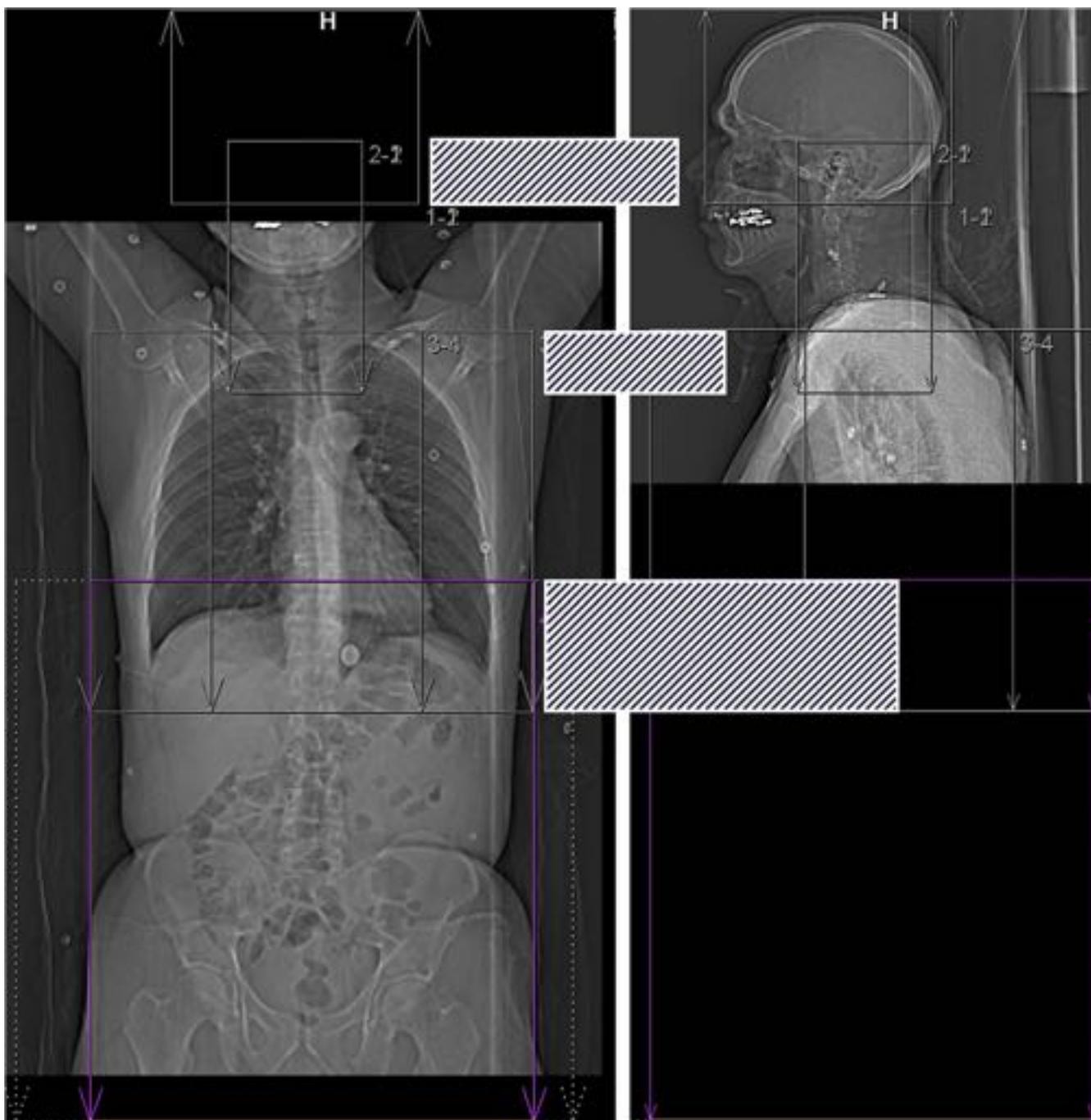


Fig. 20: Solapamiento entre regiones adyacentes en un paciente politraumatizado al que se le efectuó un estudio de cráneo, columna cervical, tórax, abdomen y pelvis. Las regiones rayadas indican las áreas de solapamiento.

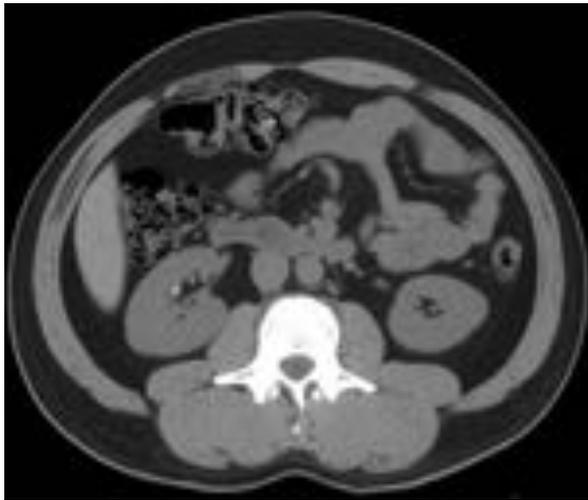


Fig. 21: Paciente con historia de nefrolitiasis. Imágenes de TC sin contraste de 5 mm de espesor a nivel de los riñones en dos estudios realizados con 1 año de diferencia. Primer estudio obtenido con un producto corriente del tubo-tiempo de 400 mAs.



Fig. 22: En el segundo estudio se utilizaron 80 mAs. Ambas exploraciones fueron obtenidas con un voltaje de tubo de 120 kV. Uno y otro estudio son de calidad diagnóstica y ambos demuestran un pequeño cálculo en el riñón derecho. Aunque la primera imagen es más ruidosa (más granulada), no es evidente en la inspección visual que la dosis de radiación al paciente en el primer estudio es cinco veces mayor que la del segundo.



Fig. 23: Imagen axial de 5 mm de espesor, obtenida con una colimación de 5 mm y 440 mAs, en la que se observa una gran lesión necrótica en la glándula suprarrenal izquierda.



Fig. 24: Imagen de 5 mm de espesor perteneciente a un estudio de control en el mismo paciente de la figura 23, obtenida inadvertidamente con una corriente del tubo de 80 mAs. Dicha imagen es más granulada (más ruidosa) pero aceptable para el diagnóstico y con una dosis de radiación un 82% menor que la utilizada en la imagen de la figura 23. Con las modificaciones técnicas adecuadas se pueden obtener estudios con una información diagnóstica similar y con una dosis de radiación claramente inferior.



Fig. 25: Imagen de 2.5 mm de espesor durante la fase arterial muestra una pequeña lesión captante en situación periférica (flechas), compatible con un pequeño shunt arterioportal. El estudio se realizó con 120 kV y un CTDIvol de 23,5 mGy.

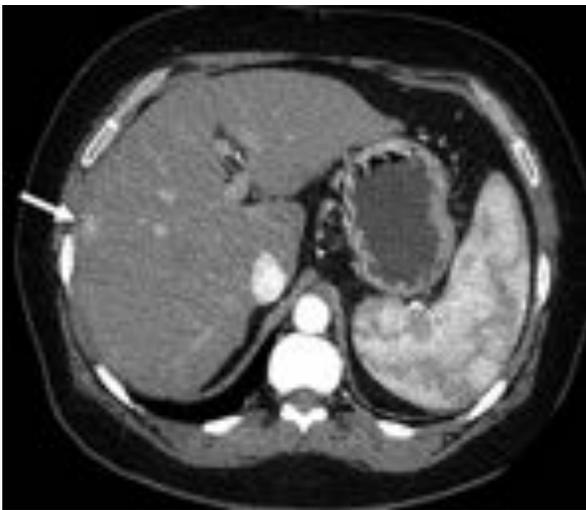


Fig. 26: Seis meses después, se realizó un estudio de control, utilizando 100 kV y un CTDIvol de 17,8 mGy. Esta disminución de la energía del tubo supuso una reducción de la dosis del 24%. Por otra parte, la utilización de un menor kiovoltaje también puede aumentar la capacidad de visualizar lesiones captantes de pequeño tamaño.



Fig. 27: Pseudorealce en un quiste renal. Imagen de TC obtenida con 120 kV que muestra una lesión en el riñón izquierdo con una atenuación medida en UH en torno a 18.



Fig. 28: En una imagen de un estudio posterior obtenido con 80 kV, la lesión presenta una atenuación de cercana a 60 HU. Se comprobó mediante RM que la lesión correspondía a un quiste simple.

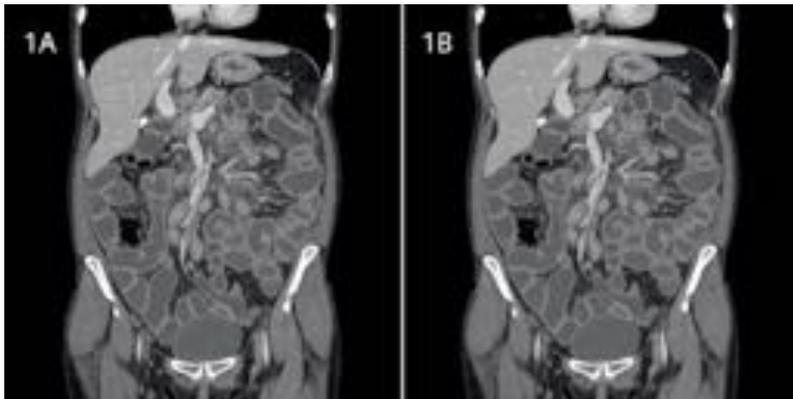


Fig. 29: Reconstrucción de datos de la imagen (1A) de una exploración abdominal con un método analítico tradicional como la retroproyección filtrada (FBP), y mediante reconstrucción iterativa con una dosis un 60% menor (1B). A pesar del hecho que 1B fue adquirida en dosis significativamente inferior, muestra un nivel de ruido similar al de la imagen obtenida con la FBP con dosis completa.

Conclusiones

Para aplicar las estrategias de reducción de dosis, los radiólogos debemos saber interpretar los datos dosimétricos disponibles en el informe que muestra el equipo, entender en qué forma la manipulación de los parámetros técnicos afecta a la dosis de radiación efectiva y ser capaces de identificar rangos de dosis que sobrepasen los actualmente aceptables.

Por tanto, es nuestra responsabilidad el estar bien informados sobre cuestiones de dosis de radiación en TC y el conocer los métodos para la reducción de las dosis manteniendo una calidad de imagen suficiente.

Debemos convertirnos en expertos en interpretar el informe de dosis de TC, en el ajuste de parámetros técnicos de la TC y en la aplicación de la colimación centrada. El objetivo es utilizar la TC para responder a los interrogantes clínicos de la manera más eficiente posible desde el punto de vista de la dosis de radiación.

El propósito de este trabajo es crear conciencia sobre la importancia de intentar disminuir las dosis de radiación, aplicando los principios básicos de la protección radiológica, calculando la dosis efectiva (u otras dosis) y comparando los resultados obtenidos con los niveles de referencia diagnósticos establecidos por organismos internacionales.

Bibliografía / Referencias

1. Managing Radiation Use in Medical Imaging: A Multifaceted Challenge. *Radiology*;2011: 258:3.
2. Reducing Radiation Dose in Body CT: A Primer on Dose Metrics and Key CT Technical Parameters *AJR* 2013; 200:741–747
3. CT Radiation Dose: What Can You Do Right Now in Your Practice?. *AJR* 2011;196:619–625
4. Reducing Radiation Dose in Body CT: A Practical Approach to Optimizing CT Protocols. *AJR* 2013; 200:748–754
5. Strategies for Reducing Radiation Dose in CT. *Radiol Clin North Am.* 2009;47(1):27–40
6. Reducing Radiation Dose in Body CT: A Primer on Dose Metrics and Key CT Technical Parameters. *AJR* 2013; 200:741–747
7. CT Dose Index and Patient Dose: They Are Not the Same Thing. *Radiology* 2011;259;2
8. CT Dose Reduction and Dose Management Tools: Overview of Available Options. *RadioGraphics* 2006; 26:503–512
9. CT Radiation Dose Reduction: How to Implement Change without Sacrificing Diagnostic Quality. *RadioGraphics* 2011;31:1823–1832
10. Volume CT Dose Index and Dose-Length Product Displayed during CT: What Good Are They?. *Radiology* 2011;258:1
11. Estado actual y tendencia en el desarrollo tecnológico para la reducción de dosis en los equipos de tomografía computarizada. *Radiología* 2013;55:9-16
12. In Defense of Body CT. *AJR* 2009; 193:28–39
13. How I Do It: Managing Radiation Dose in CT. *Radiology* 2014;273:3
14. Pediatric CT: Strategies to Lower Radiation Dose. *AJR* 2013; 200:950–956
15. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. *RadioGraphics* 2002; 22:1541–1553
16. Radiation Dose Optimization and Thoracic Computed Tomography. *Radiol Clin N Am* 52 (2014) 1-15