

seram 34

Sociedad Española de Radiología Médica

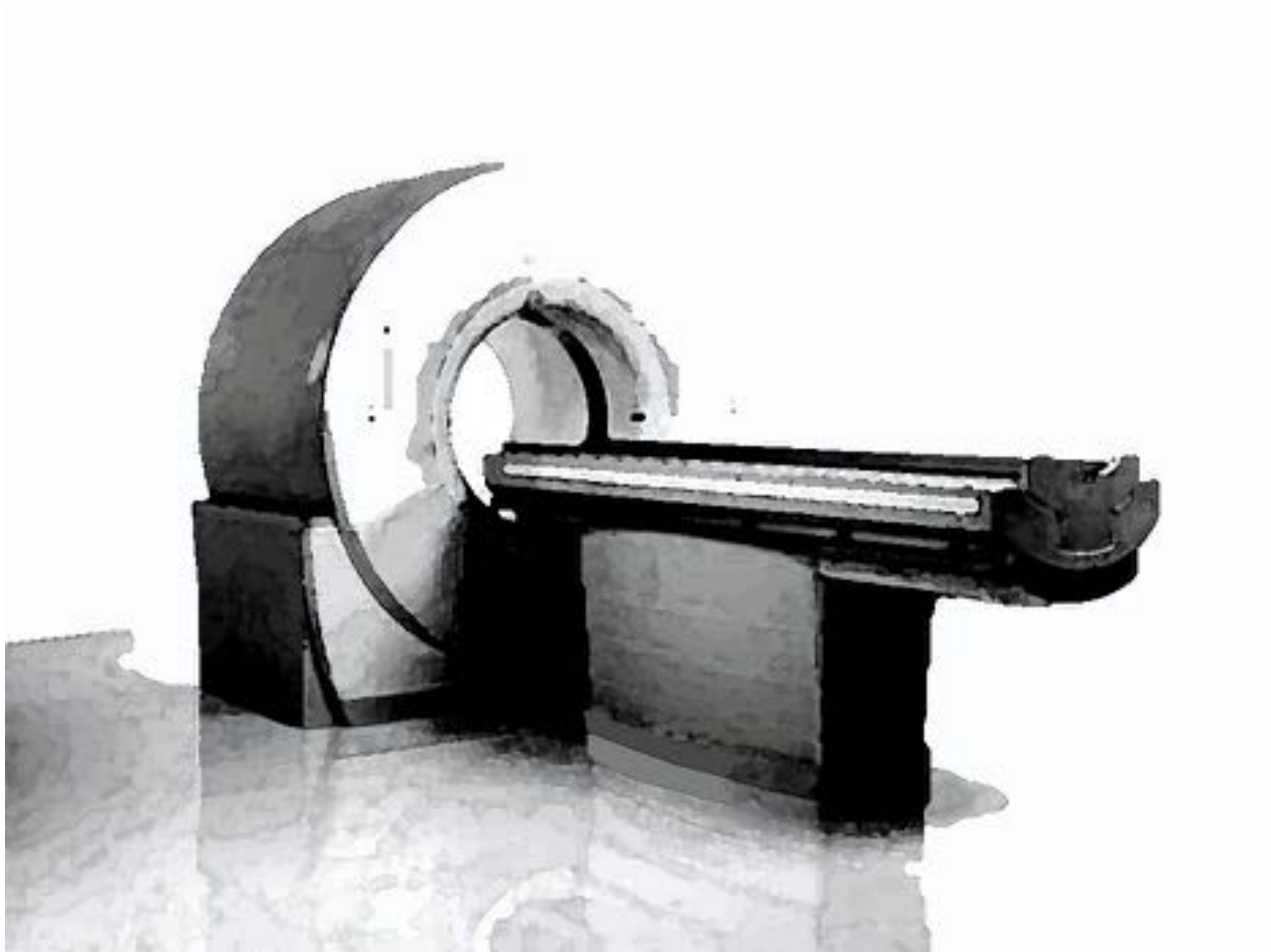
Congreso Nacional

PAMPLONA $\frac{24}{27}$ MAYO 2018

Palacio de Congresos Baluarte

23 mayo Cursos Precongreso

Optimización de la dosis de radiación en Tomografía Computarizada: Una guía actualizada



Roberto S. Samuel Espín, Marta Llopis Pardo, Ana M. Avila Venegas,
Raquel Alarcón Cano, Isabel Juaneda Seguí, Francisco J. García González

Objetivos docentes:

- Explicar por qué debemos optimizar la dosis de radiación en los estudios de tomografía computarizada (TC).
- Resumir las magnitudes empleadas en la dosimetría de la TC.
- Describir los factores relacionados con la dosis y la calidad de imagen en TC.
- Analizar cómo podemos optimizar la dosis de radiación en TC.

Revisión del tema:

• Introducción:

El incesante aumento de los estudios de TC ha generado preocupación por los efectos de la radiación ionizante en los pacientes. Es importante que el/la radiólogo/a entienda la relación entre la dosis de radiación, los riesgos que conlleva y cómo afecta a la calidad de la imagen. El conocimiento de los factores implicados en la adquisición y calidad de la imagen de la TC, así como de las herramientas disponibles para el control de la dosis, resulta fundamental para optimizar los estudios y adecuarlos a la finalidad diagnóstica.

• ¿Por qué debemos optimizar la dosis? Efectos biológicos de las radiaciones ionizantes:

La radiación ionizante interacciona con la materia pudiendo causar daño en las células que componen los tejidos. Se conocen dos tipos de efectos relacionados con la radiación ionizante:

- **Efectos deterministas:** Aparecen siempre a partir de una dosis conocida (umbral) y su gravedad depende de la dosis (relación lineal dosis-efecto). Son secundarios a lisis celular y suelen aparecer precozmente tras la irradiación. Aparecen tras una dosis alta. Por ejemplo, las cataratas agudas aparecen a partir de 0,5Gy (5Sv).
- **Efectos estocásticos:** Pueden aparecer o no a partir de cualquier dosis (sin umbral) y su gravedad es independiente de la dosis, si bien la probabilidad de que aparezcan aumenta con la dosis (fig. 1). Son secundarios a daño celular no letal, aparecen tardíamente y la complicación más temida es la carcinogénesis.

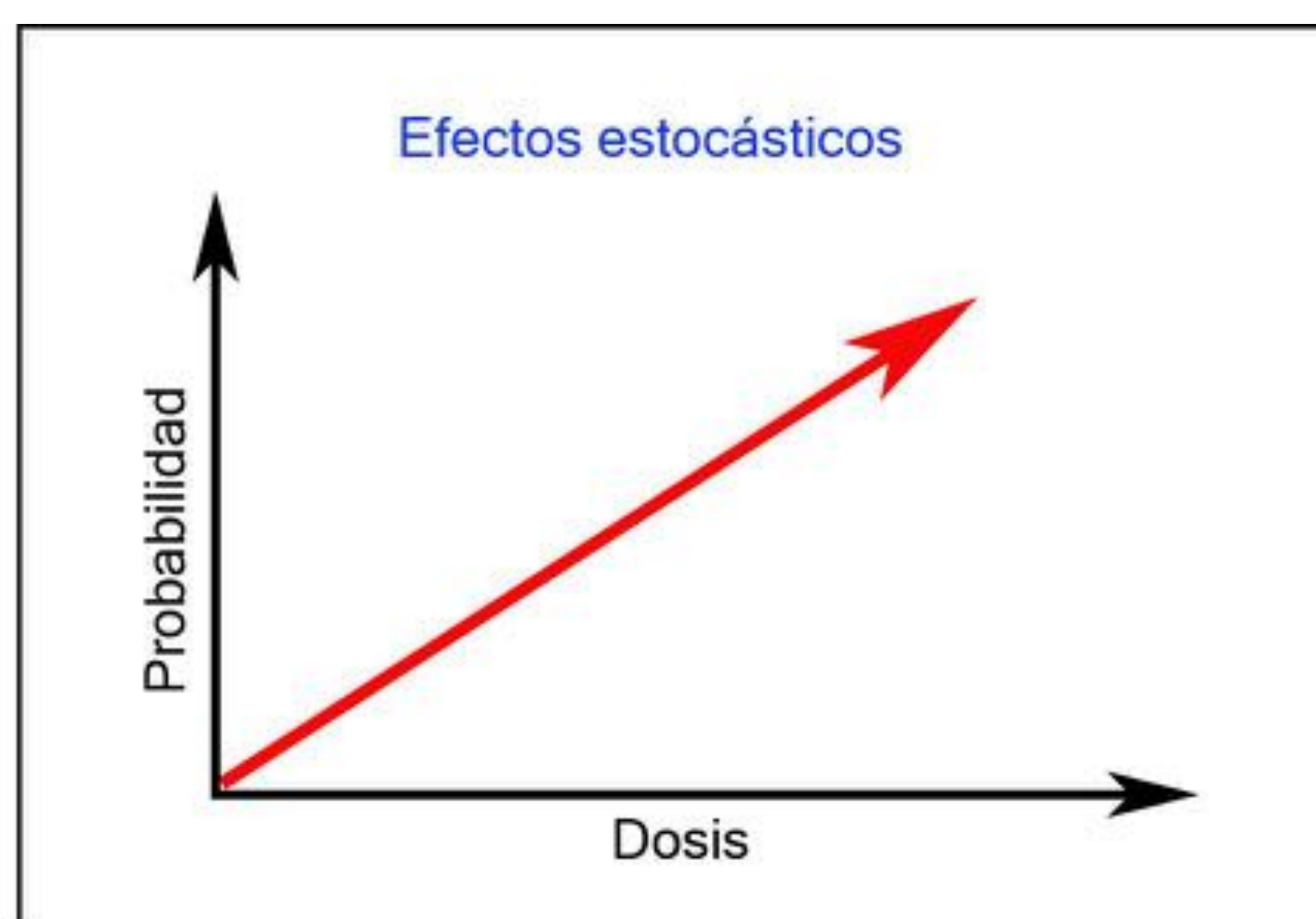


Fig. 1 Relación entre la dosis y la probabilidad de efectos estocásticos. A medida que aumenta la dosis aumenta la probabilidad, sin dosis umbral.

En TC preocupan los efectos estocásticos pues los estudios habituales emplean una dosis muy inferior al umbral determinista. El modelo de riesgo de cáncer más aceptado para la dosis que se emplea en TC es el *modelo lineal sin umbral* recogido en el informe BEIR VII [1], según el cual incluso la dosis más baja tiene riesgo de cáncer asociado. La población pediátrica es especialmente sensible a la radiación ionizante; estudios recientes han puesto de manifiesto los riesgos de la TC en niños [2,3].

• **Dosimetría en TC:**

Las magnitudes que se emplean para medir la dosis en TC son:

- **CTDIvol:** Representa la dosis de radiación absorbida promedio estimada dentro del volumen de exploración, calculado en base a fantomas estandarizados (habitualmente uno de 16cms de diámetro para la cabeza de los adultos y la cabeza y cuerpo de los niños, y otro de 32cms para el cuerpo adulto). Su unidad es el mGy. No tiene en cuenta la longitud del estudio.
- **DLP:** Representa la dosis absorbida teniendo en cuenta la longitud del estudio. Se calcula a partir del CTDIvol: $DLP = CTDIvol \text{ (mGy)} \times \text{Longitud del estudio (cms)}$.

La dosis absorbida describe la cantidad de radiación recibida por los tejidos: Mide la energía depositada en un tejido por unidad de masa. Es importante saber que el CTDIvol es una medida independiente del tamaño del paciente y por tanto no representa la dosis absorbida *real* por el paciente: Para un mismo CTDIvol, un paciente pequeño tendrá mayor dosis absorbida *real* que un paciente más grande.

Para estimar el riesgo de carcinogénesis derivado de las pruebas de TC se emplea la **dosis efectiva**, que tiene en cuenta la radiosensibilidad de cada órgano. Se calcula en base al DLP por un factor de conversión específico para cada región [4].

Los escáneres modernos muestran el CTDIvol y DLP de manera prospectiva en la consola del operador, de manera que si excede la dosis deseada se pueda manipular los parámetros de adquisición para reducir la dosis antes de realizar la prueba. Así mismo, al final de cada estudio el TC emite un informe con el CTDIvol y el DLP que deberá quedar recogido en el historial del paciente (Fig. 2) [5].

Informe de Dosis					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Helical	I3.500-I225.500	7.54	202.22	Body 32
3	Helical	I131.000-I548.000	7.97	368.91	Body 32
8	Helical	I64.750-S90.250	9.68	172.17	Body 32
Total Exam DLP:				743.31	

Fig.2 Informe de dosis tras el estudio de TC en el que se refleja el CTDIvol y el DLP.

Recientemente se ha desarrollado software de monitorización de dosis que recoge la información relativa a la dosis de cada estudio, facilitando su análisis, y permite establecer niveles de alarma para dosis excesivas. Se recomienda revisar los protocolos periódicamente para comprobar que las dosis se mantienen en los niveles deseados, especialmente cuando se realizan modificaciones en los protocolos.

- **Fundamentos básicos de la protección radiológica: Justificación, optimización y limitación:**

La optimización de la dosis de radiación es uno de los 3 pilares fundamentales de la protección radiológica. Se basa en el principio ALARA (As Low As Reasonably Achievable) que establece que la dosis de radiación a un paciente debe ser tan baja como sea razonablemente posible.

Pero antes de optimizar un estudio, el/la radiólogo/a debe considerar si la prueba está justificada: Toda exploración que implique el uso de radiaciones ionizantes debe suponer un beneficio mayor para el paciente que el riesgo que implica la exposición. Se ha de decidir si la TC cumple criterios clínicos para su realización y, especialmente en niños y población joven, valorar una prueba alternativa que no utilice radiaciones ionizantes (ecografía, RM).

No existe ninguna duda de que los beneficios de una TC clínicamente justificada superan ampliamente los riesgos de una exposición a las dosis de radiación que se emplean en la TC. Sin embargo, se estima que alrededor de un 30% de las TC realizadas no estarían justificada. **Es tarea de los radiólogos y de los médicos prescriptores reducir al mínimo el número de exploraciones innecesarias.** El empleo de guías y recomendaciones publicadas [6] puede resultar de gran utilidad. En este sentido, la SERAM recogió en 2014 una serie de recomendaciones de “no hacer” entre las que se incluyen varias relativas a la TC [7].



Imagen de portada del documento "Recomendaciones de no hacer" de la SERAM.

En cuanto a la limitación de la dosis, al contrario que en los trabajadores expuestos y la población general, los pacientes no tienen establecido un límite de dosis. Sin embargo, es recomendable emplear niveles de dosis de referencia para diagnóstico publicados [8] o establecer niveles propios en cada centro con el fin de no sobrepasar dosis excesivas.

Optimización de la dosis de radiación:

Una vez que hemos considerado que una TC está justificada, el siguiente paso es adecuar la exploración al interés clínico de la prueba. Para optimizar los estudios, debemos conocer los principales parámetros que influyen en la dosis, los componentes de la calidad de la imagen, entender la relación entre ambos y estar familiarizados con las herramientas de optimización disponibles. Lo primero que debemos valorar es:

○ Longitud del estudio:

Ajustar la longitud de la exploración a la región de interés del estudio es la manera más sencilla de ahorrar dosis. Por ejemplo, para un control de adenoma es suficiente examinar desde las cúpulas diafragmáticas hasta los polos renales inferiores.

○ Número de fases necesarias:

Debemos valorar (sobre todo en estudios abdominales) qué fases nos aportarán información y prescindir de las series innecesarias (omitir fase pre-contraste si es posible; en estudios hepáticos en pacientes jóvenes valorar necesidad de fase retardada). En algunos casos urológicos podremos combinar distintas fases utilizando la técnica de “split-bolus” para reducir la dosis [9]. De manera similar, los procedimientos intervencionistas guiados por TC pueden beneficiarse de una reducción en la dosis si ésta se ajusta al mínimo necesario, especialmente si van a adquirirse múltiples series (por ejemplo, para comprobar la colocación de catéter de drenaje en una colección conocida).

• **Parámetros de la TC que influyen en la dosis de radiación durante la adquisición:**

Los principales parámetros implicados son el potencial del tubo, la corriente del tubo, el tiempo de rotación y el pitch:

▪ **Potencial del tubo:** Expresado en kV. Determina la calidad del haz de rayos X: a mayor kV mayor energía de los rayos X y mayor capacidad de penetración.

▪ **Corriente del tubo:** Expresado en mA. Determina el número de rayos X emitido por el tubo. A mayor mA mayor cantidad de rayos X.

▪ **Tiempo de rotación:** Medido en segundos. El número de fotones adquiridos por una rotación de 360° del tubo es proporcional al producto de los mA por el tiempo de rotación, o mAs. Como generalmente el tiempo de rotación es fijo, el número de fotones usados para crear la imagen de TC es directamente proporcional a los mA.

▪ **Factor de paso (“pitch”):** Es la razón entre el avance de la mesa de exploración por cada rotación de 360° (en mm) y el ancho del haz de rayos X. Un pitch = 1 significa que no hay solapamiento anatómico de la región a explorar ni “huecos” en la espiral de adquisición. Con los otros parámetros constantes, un pitch <1 aumenta la dosis (por solapamiento) y un pitch >1 disminuye la dosis, a cambio de perder información. Aunque es muy dependiente del escáner y del tipo de estudio, el rango más empleado se encuentra entre 1 y 1.5

- **Componentes de la calidad de imagen:**

La calidad de imagen puede definirse como el grado de exactitud con el que se reproducen en la imagen las características del objeto examinado. Obviando los artefactos, la calidad de la imagen viene determinada fundamentalmente por la resolución espacial, la resolución de contraste y el ruido.

- **Resolución espacial:** Define la capacidad de distinguir entre dos estructuras pequeñas próximas entre si.
- **Resolución de contraste:** Describe la habilidad de la TC de discriminar pequeños cambios de densidad en los tejidos. Por ejemplo, discriminar una lesión focal hepática respecto al resto del parénquima.
- **Ruido:** Se define como las fluctuaciones aleatorias del valor estimado para el coeficiente de atenuación. Puede medirse como la desviación estándar de los valores del número TC para regiones anatómicas uniformes.

El ruido es una de las principales limitaciones para la reducción de dosis. Cuando tenemos 2 vóxeles de un tejido idéntico, esperaríamos medir el mismo coeficiente de atenuación para cada uno de ellos y que sus números TC sean iguales, pero esto no es así (fundamentalmente debido al llamado “ruido cuántico”). Esta desviación estadística es la que se visualiza en la imagen como un patrón granular irregular que degrada la calidad de la imagen.

Cuando aumenta el ruido disminuye la resolución de contraste, afectando a la visualización de pequeñas diferencias de densidad en los tejidos. El ruido depende fundamentalmente de la cantidad de fotones que hay en los vóxeles, por lo que si aumentamos los mAs de manera que más fotones alcancen los detectores disminuiríamos el ruido, pero a costa de aumentar la dosis de radiación al paciente (Fig. 3).

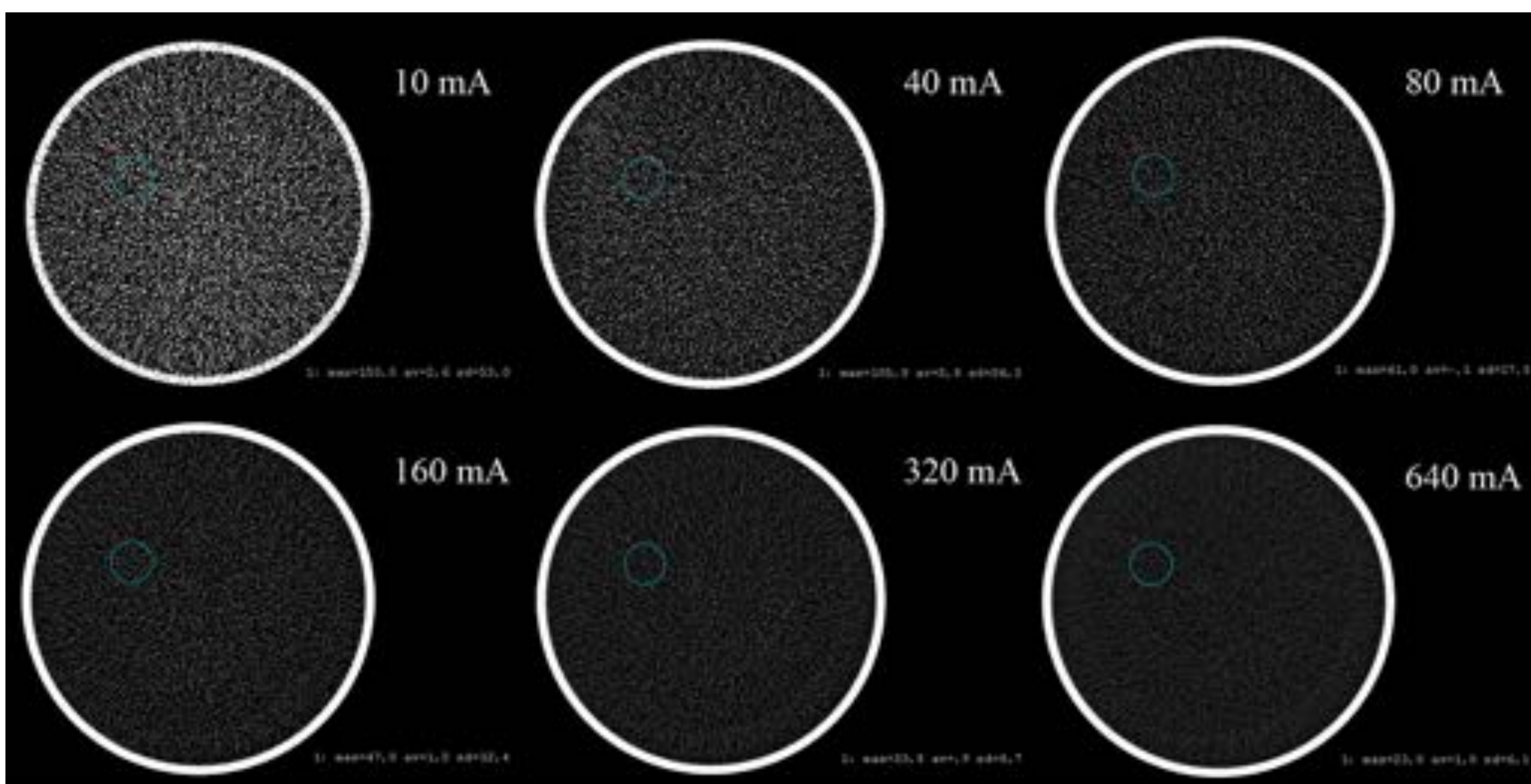


Fig. 3 Relación mA - Ruido:

Imagen de un fantoma de cabeza con distintos mA (120kV; 1.25mm de espesor de corte). Se observa como al aumentar los mA disminuye el ruido (reflejado en la disminución de la desviación estándar en la región de interés).

Existen otras formas de disminuir el ruido sin aumentar la dosis:

- **Algoritmo de reconstrucción (kernel):**

Cuando se reconstruyen las imágenes, podemos usar diferentes algoritmos para acentuar, realzar, mejorar o atenuar ciertos aspectos de los datos. El algoritmo de reconstrucción afecta al ruido y a la calidad de imagen en general. Reconstrucciones suaves se utilizan para imágenes que no requieren una alta resolución espacial de imagen; suprimen el ruido a costa de perder detalles de la imagen. Reconstrucciones más duras mantienen las estructuras pequeñas pero no reducen el ruido de la imagen de manera efectiva (fig. 4).

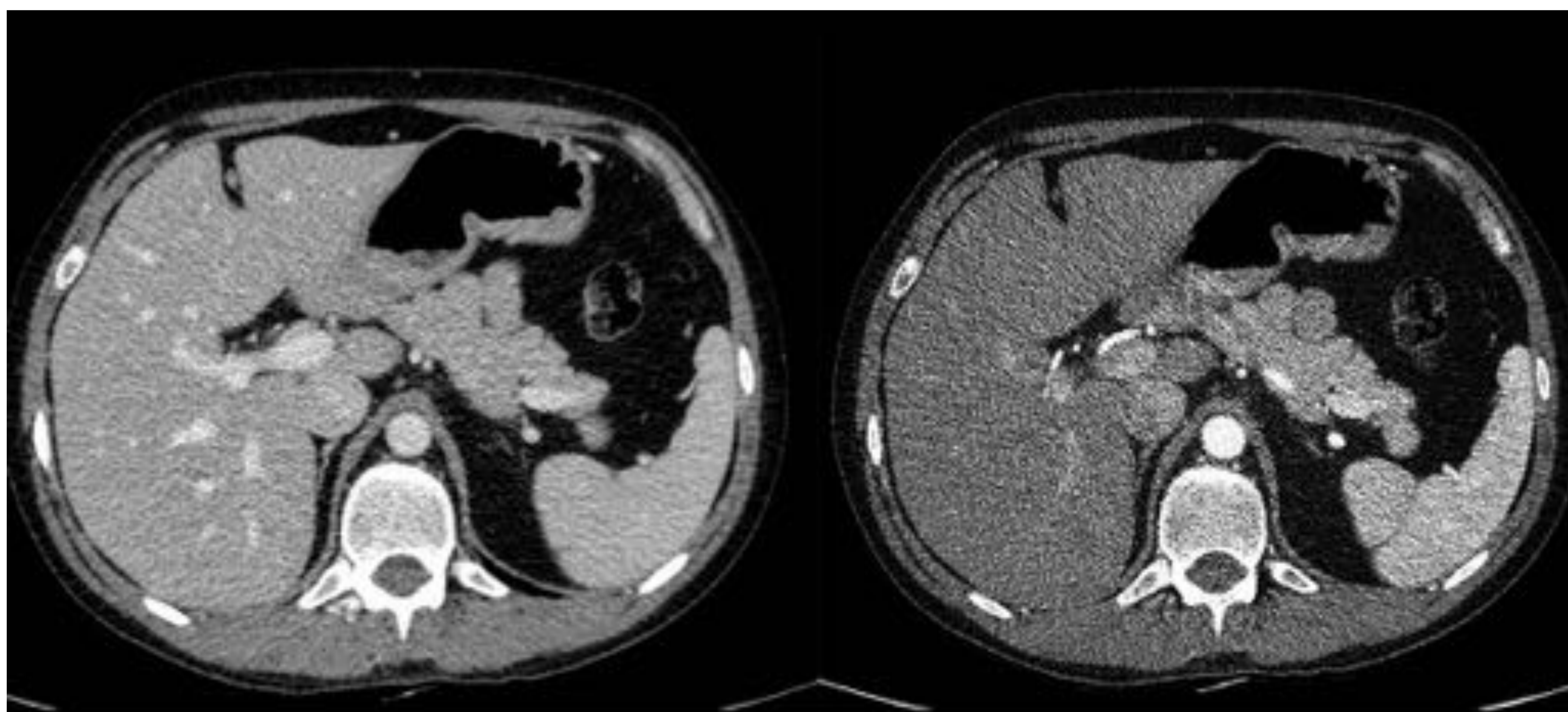


Fig. 4 Efecto del algoritmo de reconstrucción en la calidad de imagen. En la izquierda se ha empleado un algoritmo "blando" y a la derecha uno "duro", más granulado (mayor ruido) aunque con bordes más nítidos.

- **Grosor de corte:**

Ya hemos mencionado que el ruido depende del número de fotones en cada vóxel. Por tanto, al aumentar el grosor de los cortes disminuimos el ruido (cada pixel representará un vóxel de mayor tamaño y por ende, contendrá más fotones) (fig. 5). El grosor de corte se relaciona inversamente con la resolución espacial: a menor grosor de corte mayor resolución espacial. Aunque el grosor no influye directamente en la dosis, si queremos disminuir el grosor de corte manteniendo el mismo ruido hemos de aumentar la dosis.

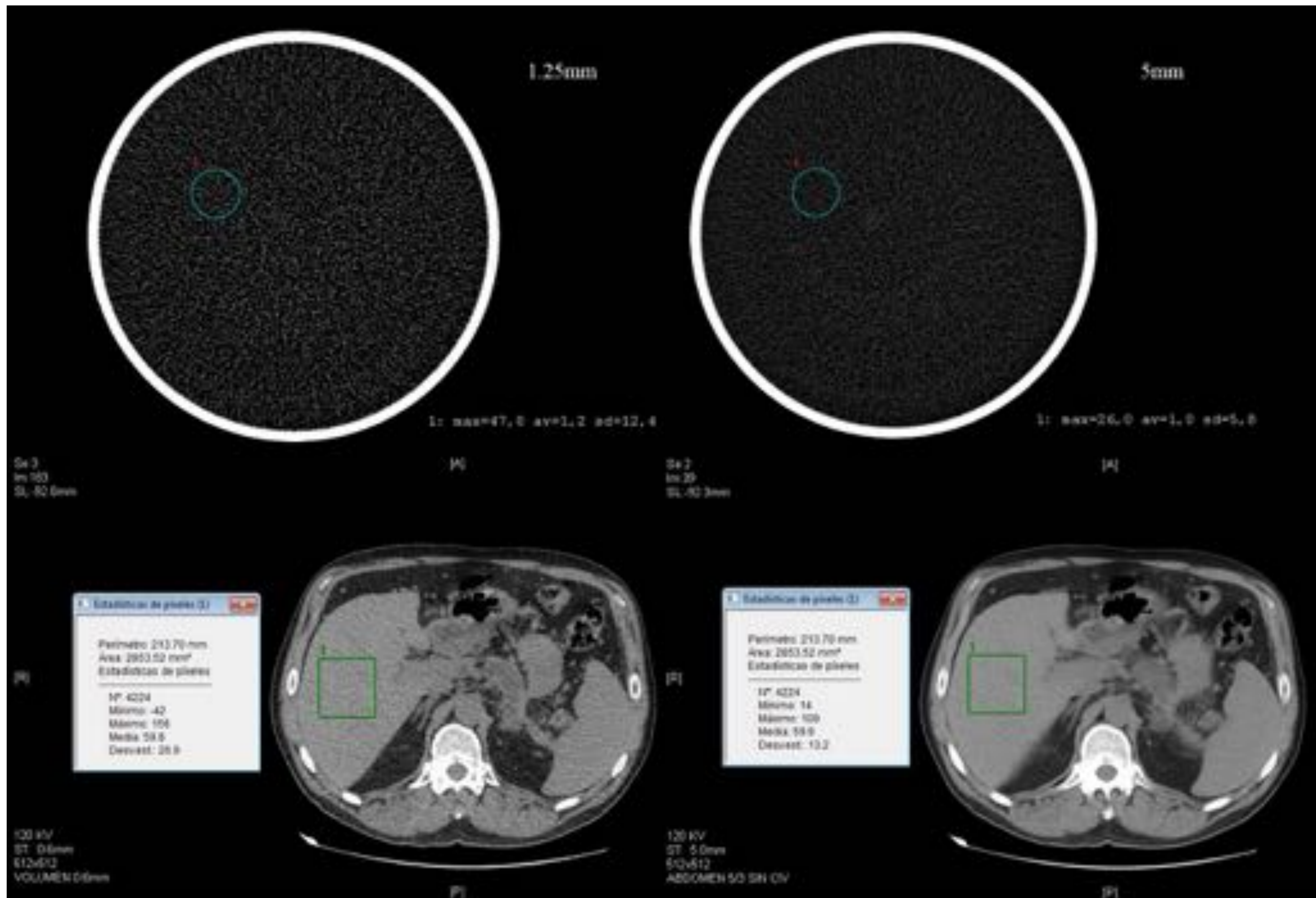


Fig. 5 Relación entre grosor de corte y ruido. Se observa como al aumentar el grosor de corte disminuye el ruido. Arriba, fantoma con misma dosis (200kV y 160mA) y diferente grosor. Abajo izquierda, adquisición volumétrica de 0.6mm de TC abdominal; a la derecha reconstrucción de 5mm.

También influyen en la calidad de imagen el campo de visión a reconstruir (FOV) y la matriz de visualización. El tamaño del pixel resulta de dividir el tamaño del FOV (en mm) entre la matriz.

- Pixel: Inversamente relacionado con la resolución espacial, cuanto más pequeño mejor (fig. 6).
- Matriz: directamente relacionado con la resolución espacial, cuanto más grande mejor.
- FOV: inversamente relacionado con la resolución espacial, cuanto más pequeño mejor.



Fig. 6 Influencia del tamaño del pixel en la resolución espacial. Simulación del tamaño del pixel de una TC abdominal; a medida que aumenta el tamaño del pixel, disminuye la resolución espacial.

Optimización de los parámetros y herramientas disponibles:

- **Modificación del potencial del tubo:**

Disminuir el kV puede tener un gran efecto en la reducción de dosis: Con mA constante, disminuir el potencial de 120 a 100kV puede resultar, en algunos estudios, en una reducción aproximada del 33% [10]. Además, disminuir el kV aumenta la atenuación del contraste iodado, mejorando el contraste tisular en la imagen.

Sin embargo, si los otros parámetros se mantienen constantes, disminuir el kV puede aumentar considerablemente el ruido (fig. 7) de un modo no lineal (si el kV es insuficiente, los fotones no atraviesan los tejidos), de manera que los estudios dejen de ser diagnósticos. Como resultado, cuando se utiliza un potencial del tubo bajo, debe aumentar los mA para preservar la calidad de la imagen. A pesar de ello, ciertos estudios obtenidos con un potencial de tubo bajo (100 u 80 kV) con un mA ajustado apropiado puede tener calidad diagnóstica con una reducción significativa de la dosis. Esto último, es especialmente válido para la población pediátrica y pacientes delgados. Por lo general, 100-80 kV es adecuado para niños. Por el contrario, en pacientes obesos puede ser necesario aumentar los kV hasta los 140kV con el fin de obtener una imagen con calidad diagnóstica.

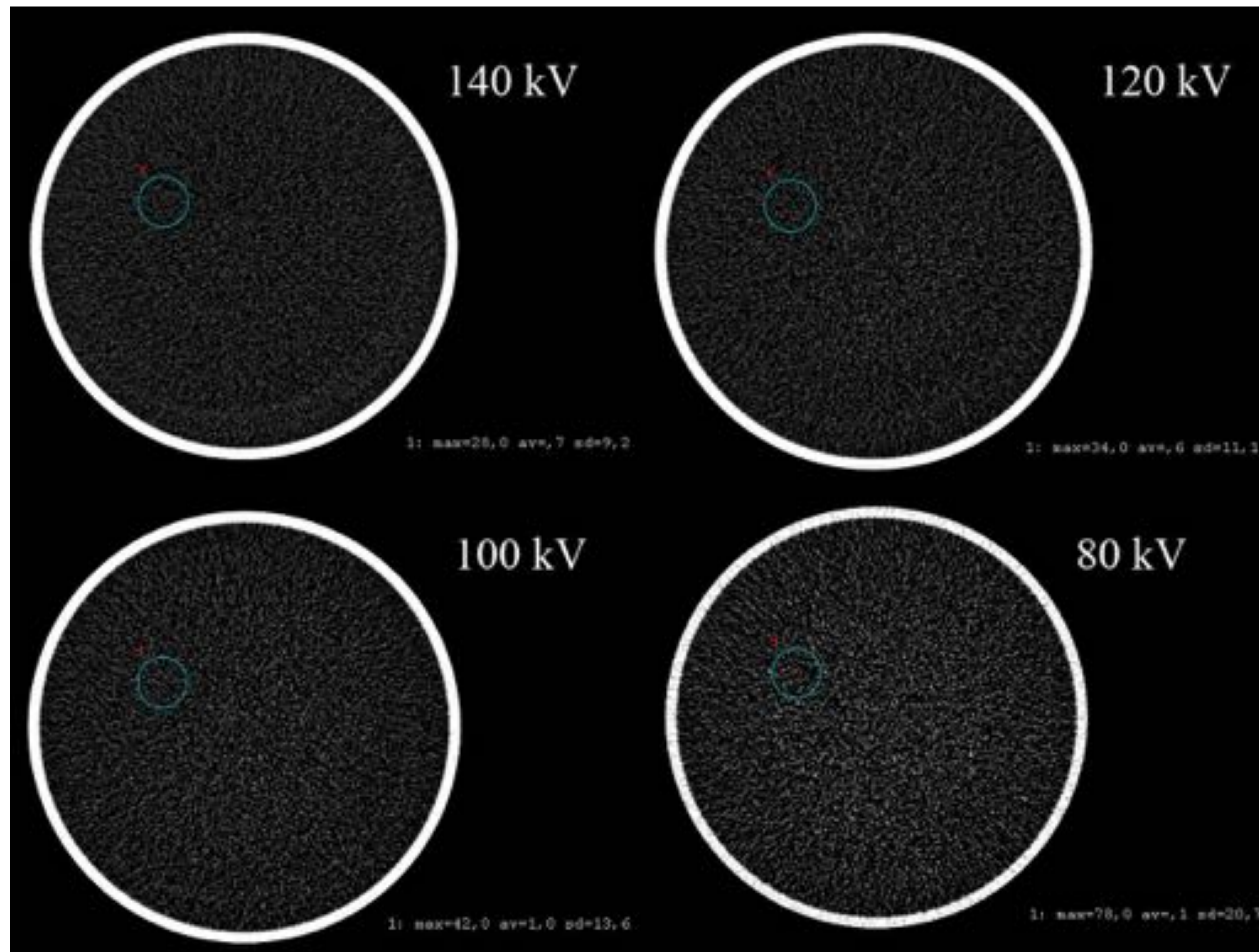


Fig. 7 Relación entre el potencial del tubo y el ruido. En la imagen del fantoma puede observarse como al disminuir el kV aumenta el ruido (resto de parámetros constantes; 200mA, espesor de corte 1.25mm)

No obstante, modificar el potencial del tubo no es una práctica habitual ya que obliga al radiólogo a revisar el hábito constitucional de cada paciente, la región a estudiar y la importancia del contraste iodado para determinar si la disminución del kV es apropiada (aparte de reajustar los mA necesarios para el nuevo voltaje). La falta de guías en el manejo del kV dificulta aún más su modificación.

○ Selección automática del potencial del tubo:

Recientemente ha aparecido una herramienta que permite la automatización de la selección de los kV. La herramienta calcula la combinación óptima de corriente y potencial del tubo para obtener una calidad de imagen deseada, dependiendo del tipo de estudio a realizar, la región del cuerpo y el hábito del paciente. Es esperable que con el tiempo se generalice esta herramienta (hasta ahora solo disponible en un fabricante).

• **Modificación de la corriente del tubo:**

La corriente del tubo guarda una relación lineal con la dosis de radiación cuando los otros factores son constantes. De esta manera, si los mA se reducen en un 50%, la dosis disminuye en la misma medida. Sin embargo, como ya hemos explicado, disminuir los mA puede conllevar un aumento significativo del ruido.

○ Modulación automática de la corriente del tubo (control automático de la exposición):

Hasta la llegada del control automático de la exposición (CAE), los mA venían determinados por la región con mayor atenuación del estudio, de manera que el resto de las regiones exploradas recibían una dosis mayor de la necesaria. El CAE es una herramienta que modula la dosis de radiación impartida (cambiando los mAs) en base al tamaño del paciente y la atenuación: Aumenta los mAs en las partes del cuerpo con mayor atenuación (como los hombros) y la disminuye en las partes con menor atenuación (como en el resto del tórax). Puede ayudar a reducir la dosis hasta en un 40-50%.

Existen distintos tipos de CAE, que en algunos casos se combinan con mayor rendimiento:

- Basado en el tamaño del paciente: realiza un ajuste general de los mAs en función del tamaño general del paciente determinado por la radiografía de planificación (scout). Es importante realizar el scout con el mismo kV que el que se va a emplear en el estudio.
- Modulación en el eje Z: la corriente del tubo se adapta para mantener una calidad de imagen constante a lo largo de la región explorada, basándose en los datos obtenidos del scout (fig. 8).
- Angular (ajuste en el plano X-Y): Ajusta los mAs mientras el tubo rota 360° alrededor del paciente.
- Modulación 3D: combina el ajuste en los ejes Z, X e Y.

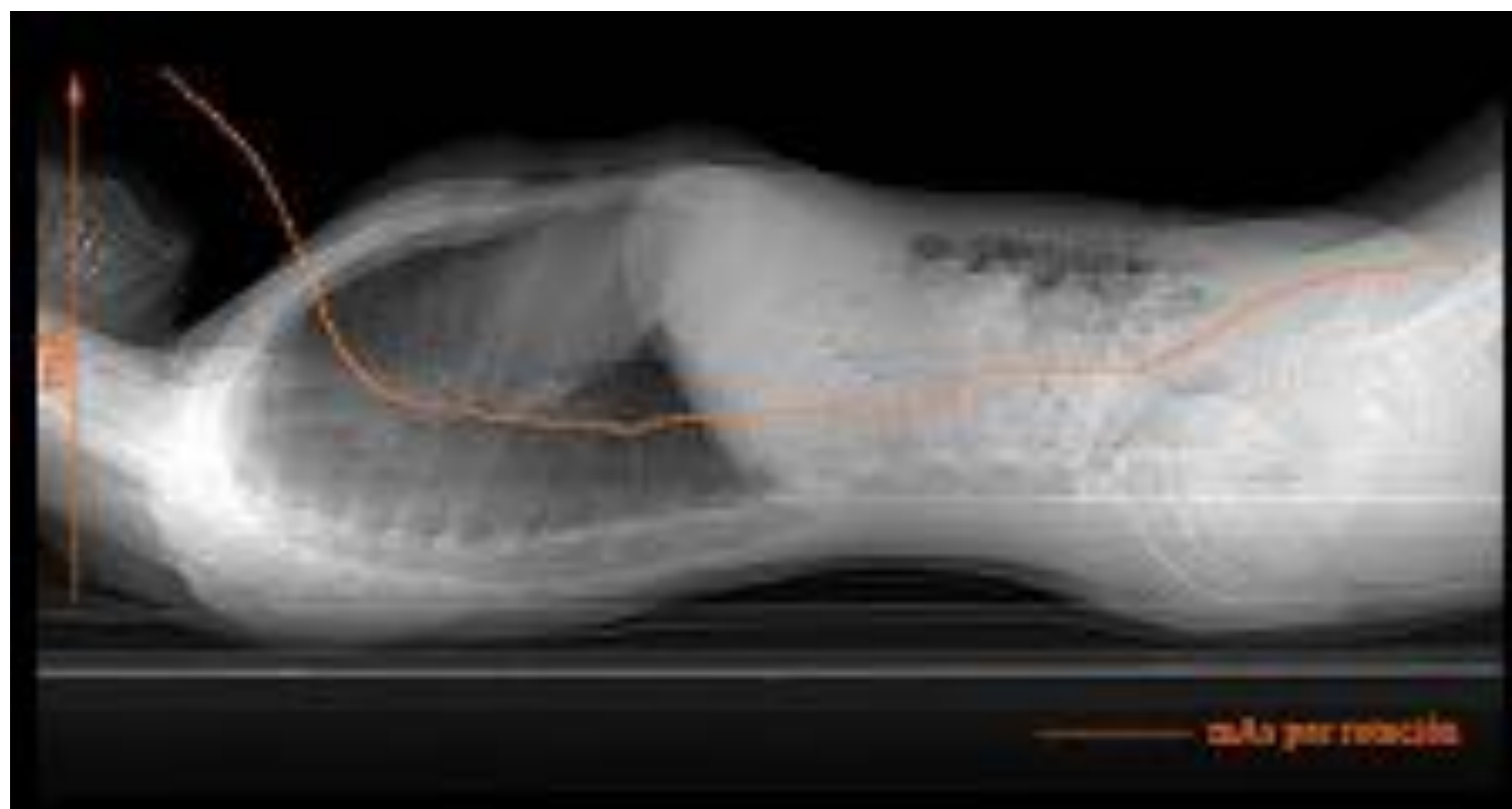


Fig. 8. Astromodulación de la corriente. Simulación de la modulación de mAs por rotación a lo largo del eje Z en un scout lateral.

Factores a tener en cuenta en la modulación automática de la corriente:

✓ Ajuste de la calidad de imagen deseada:

Para usar el CAE, el operador debe seleccionar la calidad de imagen deseada en términos de ruido o mAs de referencia (según fabricante). Es imperativo ajustar la calidad de imagen deseada a la finalidad diagnóstica del estudio: En estudios que precisan de una alta calidad de imagen (como los estudios hepáticos), debemos seleccionar un nivel de ruido más bajo (o mAs de referencia más alto) que en estudios que precisan de menor calidad (como detección de litiasis renal) (fig. 9). Por otro lado, si no se establece un límite máximo apropiado, pacientes obesos pueden recibir una dosis exagerada sin que ello suponga un beneficio diagnóstico (añadir que, por lo general, aceptamos más ruido en pacientes obesos que en pacientes delgados).

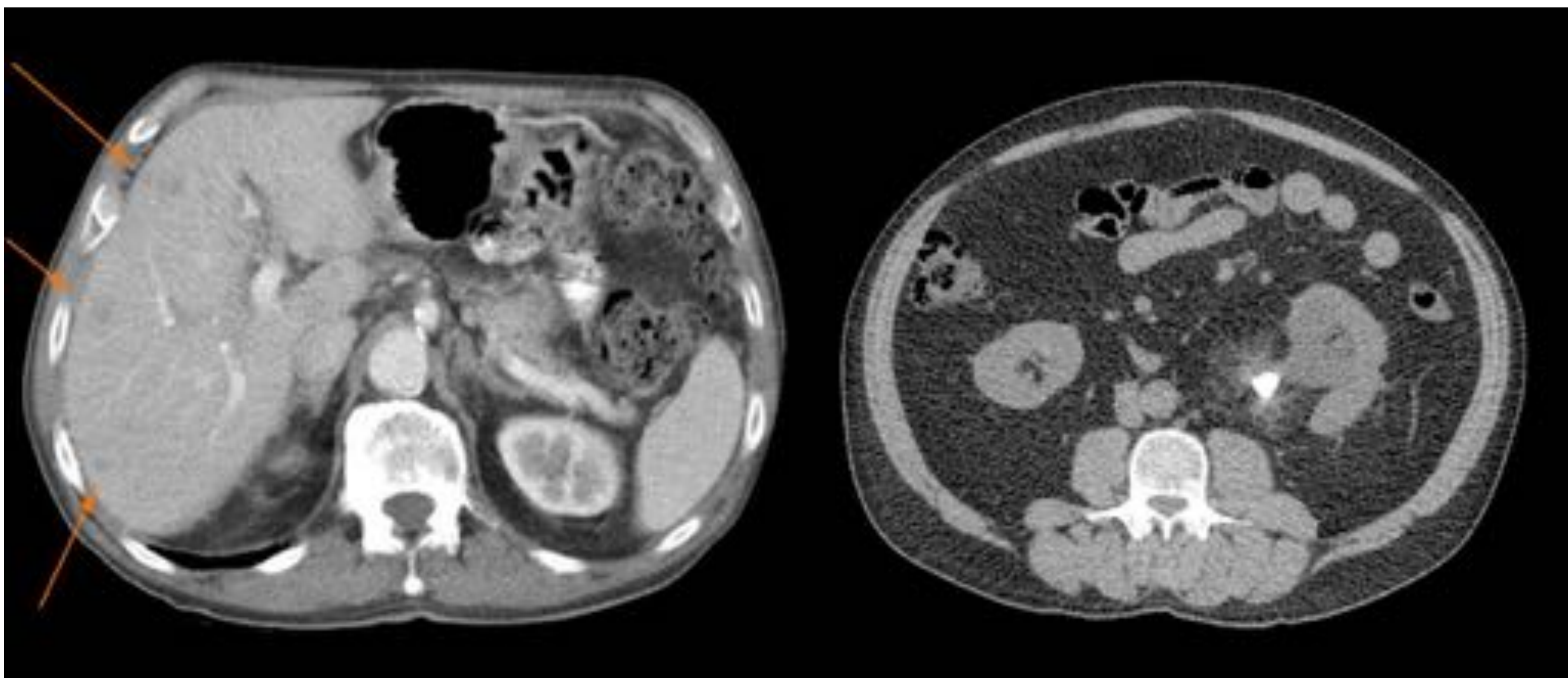


Fig. 9 Importancia de seleccionar un nivel apropiado de calidad de imagen. Izqda: TC abdominal de alta calidad en paciente con neoplasia de sigma conocida: sutiles lesiones hepáticas (flechas) que podrían haber pasado desapercibidas en un estudio con mayor ruido. Dcha: Estudio abdominal de baja dosis en paciente con cólico renal persistente: se identifica con claridad la litiasis ureteral izquierda; mayor dosis no hubiera supuesto una diferencia diagnóstica.

✓ Centrado del paciente:

Algunos tipos de CAE utilizan el scout para determinar el tamaño general del paciente y calcular la dosis necesaria. Un centrado inadecuado puede modificar el tamaño del scout y afectar a la dosis de mA (demasiado cerca del tubo magnificará el scout, de manera que aumenta la dosis y viceversa) (fig. 10).

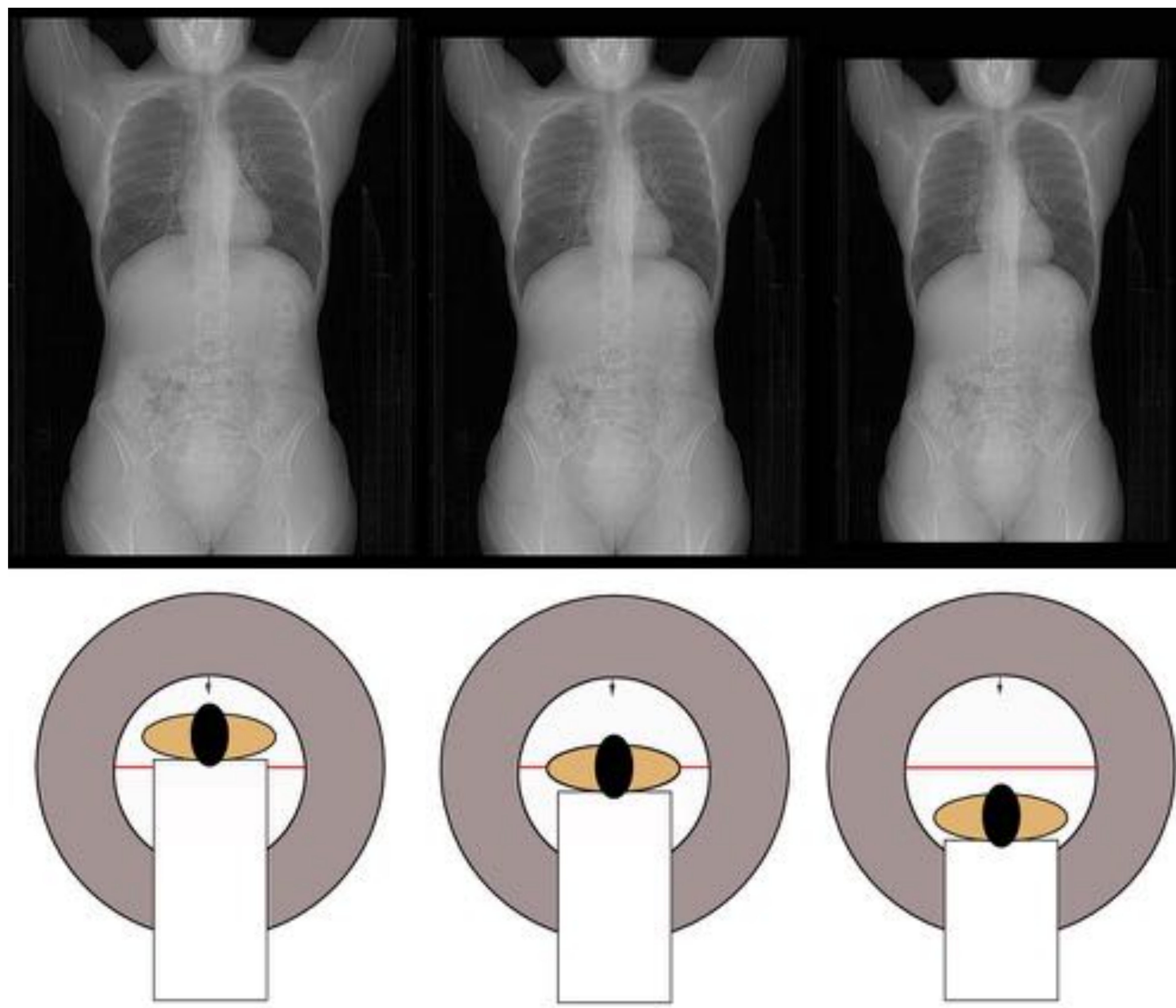


Fig. 10 **Importancia del centrado del paciente en el gantry.** Simulación de distintos centrados en el gantry: En el medio, centrado correcto. A la izquierda el paciente está demasiado cerca del tubo de rayos X (representado por la flecha) lo que magnifica el scout; a la derecha demasiado lejos. La utilización del indicador láser es útil para centrar al paciente.

✓ Posición de los brazos:

En los estudios que requieran modificar la posición de los brazos (como en un estudio cérico-torácico), es preferible realizar un scout para cada región (si se emplea el mismo scout para las dos regiones puede resultar en un exceso o defecto de dosis en una de las regiones en aquellos CAE que emplean el scout como referencia).

✓ Regiones no incluidas en el scout:

Si ampliamos el estudio a regiones no incluidas en el scout, hemos de tener en cuenta que la herramienta no dispondrá de información de tales regiones, y por defecto suele impartir una dosis elevada que puede resultar excesiva.

✓ Prótesis metálicas:

Las prótesis metálicas de gran tamaño atenúan significativamente los rayos X, de manera que el software de automodulación puede sobreestimar la dosis necesaria para el estudio (sin aportar información adicional), por lo que debemos vigilar la dosis prevista antes de la realización del estudio o en su defecto seleccionar una dosis fija de mA adecuada.

Hay que recalcar la importancia del **centrado del paciente** en el eje X-Y, no solo por la automodulación de la corriente:

La mayoría de los escáneres actuales utilizan un filtro en forma de pajarita (filtro bowtie) para corregir la intensidad del haz de rayos con el fin de producir rayos X basados en las características de atenuación de las regiones escaneadas; en las áreas de gran atenuación un segmento más fino del filtro es usado para aumentar la intensidad de los rayos X mientras que en las áreas de baja atenuación se usa un segmento más grueso para reducir la intensidad. Si el paciente no está correctamente centrado, la modificación de la intensidad de los rayos X por el filtro no se hará correctamente, aumentado la dosis en zonas de baja atenuación (sobreexposición innecesaria) y disminuyéndola en las de alta atenuación (aumentando el ruido) (fig. 11).

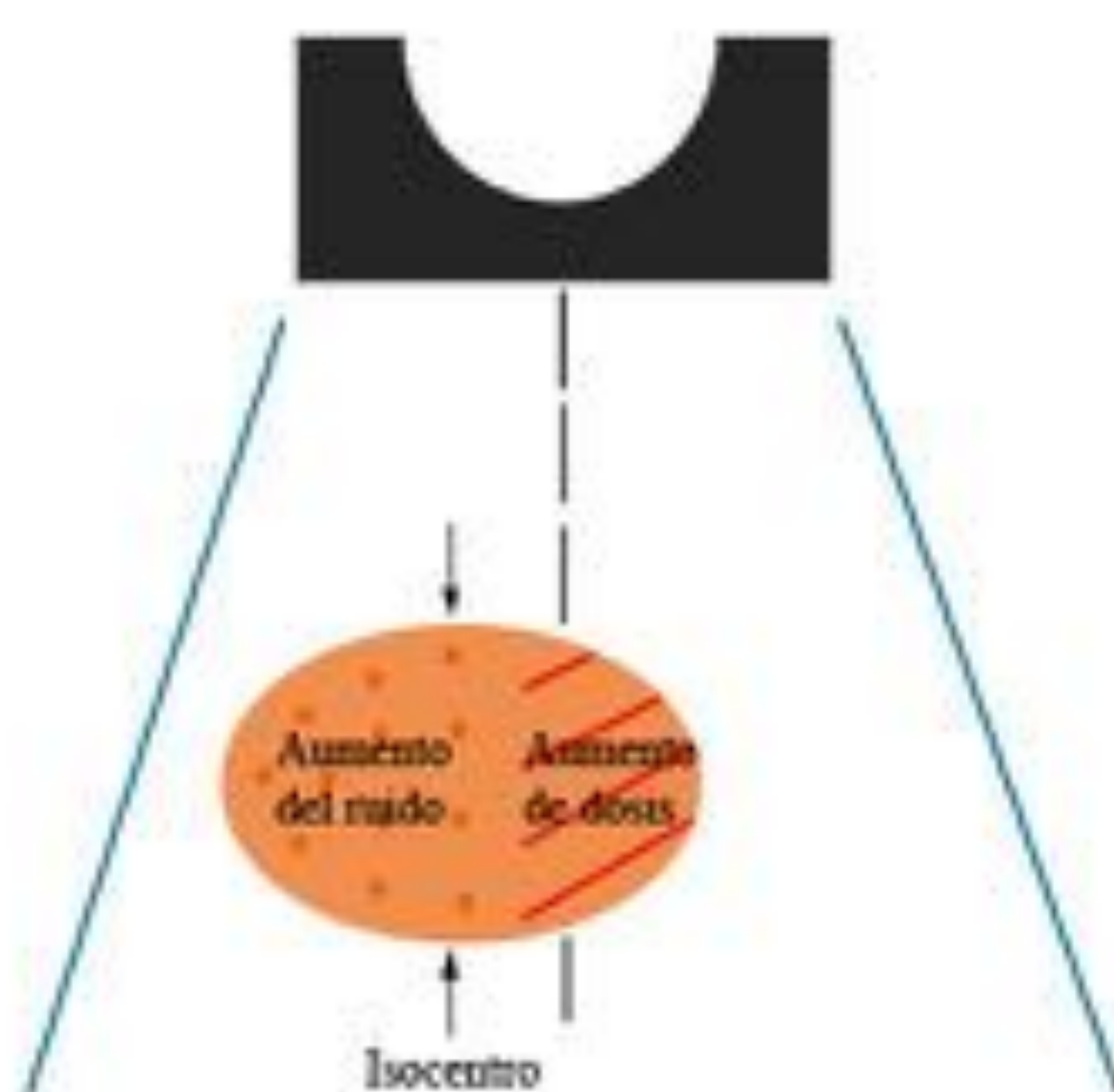


Fig. 11 El filtro "bowtie" y la importancia del centrado del paciente

- **Reconstrucción iterativa:**

La reconstrucción iterativa (RI) es un algoritmo de reconstrucción que procesa matemáticamente los datos proyectados de manera diferente al método convencional de retroproyección filtrada (FBP), de manera que consigue una reducción del ruido más eficiente que el algoritmo de FBP [11].

La RI, por sí sola, no reduce la dosis de radiación. La gran ventaja de la RI frente a la FBP es su capacidad de disminuir el ruido y mejorar la calidad de la imagen, incluso con dosis de radiación significativamente menores. De esta manera, permite disminuir la dosis de radiación sin repercusión en la calidad de imagen, pudiendo reducir la dosis hasta en un 40-60% según los fabricantes.

La mayoría de los métodos de RI que se emplean actualmente consisten en un método “híbrido” en el que se combina la FBP y la RI. Esto permite al usuario seleccionar distintos niveles de reconstrucción iterativa, lo cual presenta dos ventajas: Por un lado, reduce el tiempo necesario para la reconstrucción de los estudios (los modelos de RI “puros” pueden tardar cerca de 1 hora en procesar una TC abdominal), y por otro, las imágenes obtenidas con los métodos “híbridos” se parecen más a las tradicionales de la FBP (las imágenes reconstruidas con RI tienen una apariencia más “artificial” comparada con la FBP). Conforme se incrementa el grado de RI presente en la reconstrucción disminuye el ruido de la imagen (fig. 12).



Fig 12. Reconstrucción iterativa. Efecto de la RI sobre el ruido en una misma imagen de una TC abdominal aplicando diferentes grados de RI (de arriba abajo: 10%, 40% y 60%).

Cuadro de referencia rápida en la optimización de la dosis en TC:

REVISAR	RECOMENDACIONES
Justificación	<ul style="list-style-type: none"> - Evitar exposiciones innecesarias - En niños y jóvenes, si es posible, cambiar por prueba sin radiación (RM, ecografía)
Longitud del estudio	<ul style="list-style-type: none"> - Limitar a la región requerida según la indicación clínica.
Número de fases	<ul style="list-style-type: none"> - Prescindir de fases innecesarias (¿necesito fase pre-contraste?¿retardada?) <ul style="list-style-type: none"> - Valorar split-bolus - Considerar bajar dosis en procedimientos intervencionistas
Voltaje del tubo	<ul style="list-style-type: none"> - Ajustar kV al tamaño del paciente - En niños, valorar 80-100 kV
Corriente del tubo	<ul style="list-style-type: none"> - Utilizar modulación automática - Adecuar calidad de imagen deseada a la finalidad diagnóstica - Evitar sobreexposición en pacientes obesos; centrar bien al paciente
Calidad de imagen	<ul style="list-style-type: none"> - Emplear reconstrucción iterativa - Ajustar grosor de corte, tamaño del FOV y matriz
Monitorización de dosis	<ul style="list-style-type: none"> - Establecer alarmas para dosis excesivas - Revisión protocolos periódicamente

■ **Conclusión:**

El aumento en el número de estudios de TC genera preocupación por los posibles efectos de la radiación ionizante en los pacientes. Como radiólogos, debemos estar familiarizados con las herramientas que permiten optimizar la dosis. El entendimiento de los factores que influyen en la dosis de radiación y la calidad de imagen de la TC es fundamental para adecuar la exploración al interés clínico de la prueba.

• Referencias:

1. NCR, Health risks from exposures to low levels of ionizing radiation: BEIR VII Phase 2. National Research Council, Washington DC: National Academy Press; 2006.
2. Mathews JD, Forsythe AV, Brady Z et al Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *BMJ* 2013;346:f2360 doi: 10.1136/bmj.f2360
3. Pearce MS, et al (2012) Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet* 380(9840): 499–505.
4. McCollough C, Cody D, Edyvean S, et al. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. *AAPM Report No. 96*; January, 2008
5. Directiva 2013/59/EURATOM <https://www.boe.es/doue/2014/013/L00001-00073.pdf>
6. ACR Appropriateness Criteria <https://www.acr.org/Clinical-Resources/ACR-Appropriateness-Criteria>
7. Recomendaciones de “no hacer”. SERAM. Enero, 2015 <http://seram.es/modules.php?name=news&lang=ES&idnew=1074>
8. Diagnostic Reference Levels. Cynthia H. McCollough <https://www.imagewisely.org/-/media/ImageWisely-Files/Medical-Physicist-Articles/IW-McCullough-Diagnostic-Reference-Levels.pdf>
9. Split-Bolus MDCT Urography with Synchronous Nephrographic and Excretory Phase Enhancement. Lawrence C. Chow, Sharon W. Kwan, Eric W. Olcott, and Graham Sommer. *American Journal of Roentgenology* 2007 189:2, 314-322
10. Sodickson A, Weiss M. Effects of patient size on radiation dose reduction and image quality in low-kVp CT pulmonary angiography performed with reduced IV contrast dose. *Emerg. Radiology*. (2012) 19:437-445
11. Geyer LL, et al. State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. *Radiology*. 2015;276:339–357. doi: 10.1148/radiol.2015132766