

**DISMINUIMOS LA PROTECCIÓN GONADAL,
AUMENTAMOS LA PROTECCIÓN
RADIOLÓGICA**

Joaquín A. Lopez-Bermejo Jiménez¹, César Cáceres Cáceres², Fátima Díaz Torrado³

¹Hospital Universitario de Cáceres, Cáceres;

²Hospital San Pedro de Alcántara, Cáceres;

³Atención Primaria Área de Salud de Cáceres, Cáceres.

OBJETIVO DOCENTE

El blindaje gonadal se ha considerado durante décadas compatible y afín con el principio ALARA, y por lo tanto una buena práctica defendida por multitud de organismos nacionales e internacionales. Aunque muchas instituciones lo han propuesto como uno de los principios cardinales de la protección del paciente, según recientes estudios existe un alto riesgo de aumento de dosis por mala colocación del protector gonadal y su interferencia con los sistemas de control automático de exposición del equipo, o incluso de que haya que repetir la exposición porque se hayan ocultado regiones de interés comprometiendo el diagnóstico fiable de la imagen. Igualmente, se demuestra una ineficacia a la hora de proteger de la radiación dispersa y una mínima incidencia en la reducción de dosis por exploración que no se pueda conseguir mediante otros métodos mucho más fiables.

Cada estudio en el que utilizamos los rayos X para obtener una imagen radiológica conlleva cierta dosis de radiación ineludible para el paciente. Estudiar la manera por la cual reducimos al mínimo esta dosis será el objeto de este trabajo, actualizando los métodos y desmitificando algunas prácticas que hoy en día no tienen utilidad práctica e incluso pueden afectar negativamente tanto a la dosis recibida por el paciente como a la calidad diagnóstica de nuestra imagen radiológica. Es por esto por lo que deberemos conocer nuestros equipos y las herramientas de las que disponemos y cómo actúan cada una de ellas en el proceso de obtención de la imagen para lograr así estudios válidos y con la mínima cantidad de dosis recibida por el paciente.

MATERIAL Y MÉTODO

Nosotros trabajamos en un hospital de tamaño medio donde el servicio de radiología no está organizado en aparatos/sistemas o áreas asistenciales especializadas, que no tiene espacios adaptados para la población pediátrica y donde carecemos de un entrenamiento específico a este nivel. Esto hace que una técnica adaptada y optimizada, una colimación lo más ajustada posible, y un uso conveniente de los sistemas de inmovilización y de los protectores gonadales sean nuestras armas para lograr el propósito de reducir la dosis sin menoscabar la calidad diagnóstica de nuestros estudios de imagen.

A raíz de varios errores en el uso y colocación del protector gonadal, tanto en radiología convencional como en tomografía computarizada (TC), hemos hecho una revisión de la bibliografía de modo que podamos establecer unas pautas que, en nuestro medio y a nuestro nivel, nos permitan mantener la capacidad diagnóstica de las imágenes respetando el principio ALARA y mejorando la protección radiológica, sobre todo de los pacientes pediátricos. Revisada la bibliografía encontramos pautas y consejos que a día de hoy es imposible poner en práctica o que resultan desfasados. Partiendo de esta revisión y de lo que aportan los trabajos más actuales nos encontramos en disposición de poner en duda la conveniencia del uso de estos protectores gonadales para determinados procedimientos. Sin embargo, enfatizamos en la importancia que tiene, tanto para radiología convencional como para TC, la buena elección de los parámetros técnicos adaptados para cada individuo, la colimación lo más restringida posible a la zona de interés y el posicionamiento correcto del paciente, y que vienen a ser nuestros aliados a la hora de reducir la dosis de forma mucho más efectiva y segura y garantizando una imagen de calidad diagnóstica.

Por último, es necesario que nos fijemos en los niveles de referencia de dosis que existen para una enorme variedad de estudios y que nos ayudarán a establecer los criterios tanto para el control de calidad, así como para la optimización de los diferentes protocolos de estudio según la edad y el peso del paciente. Esta idea fue introducida por primera vez por la **Comisión Europea** en 1996 y contribuyó con una lista de requerimientos diagnósticos, y una guía de las técnicas radiográficas de referencia y las dosis asociadas a éstas.

REVISIÓN DEL TEMA

"Conoce a tu enemigo y conócete a ti mismo, en cien batallas nunca saldrás derrotado" Sun Tzu, *El arte de la guerra*, (siglo V a. C.).

Tan sólo conociendo cómo actúan todos los componentes que participan de la formación de la imagen tanto en radiología convencional como en TC, sabremos cómo incidir de forma correcta en aquellos para así lograr nuestro propósito. Para averiguar la forma de optimizar nuestro estudio radiográfico y así irradiar lo mínimo necesario a nuestro paciente al tiempo que obtenemos una imagen totalmente diagnóstica, recordaremos en primer lugar el esquema clásico de una exposición radiográfica y que realizaremos más tarde también para la TC.

FORMACIÓN DE LA IMAGEN EN RADIOLOGÍA CONVENCIONAL

Recordemos que para obtener una imagen radiográfica necesitamos de un dispositivo que produzca rayos X, un objeto al que atraviese este haz de rayos X y un receptor de imagen que convierta este haz atenuado de fotones que le llegan en una imagen radiográfica. El proceso que da lugar a la radiografía es el siguiente: la radiación se emite desde el tubo de rayos X con un espectro energético que dependerá de los valores de intensidad (medida en miliamperios, mA) y tensión (medida en kilovoltios, kV) que se hayan aplicado al tubo. Al atravesar esta radiación una estructura no homogénea como son los tejidos biológicos, el espectro energético del **haz primario** se verá alterado en función de las estructuras anatómicas que atraviesa al absorberse y dispersarse los fotones de dicho haz, ofreciéndonos información sobre estas estructuras anatómicas al quedar registrada esta proyección en un sistema de imagen, el cual puede ser analógico o digital (Fig.1).

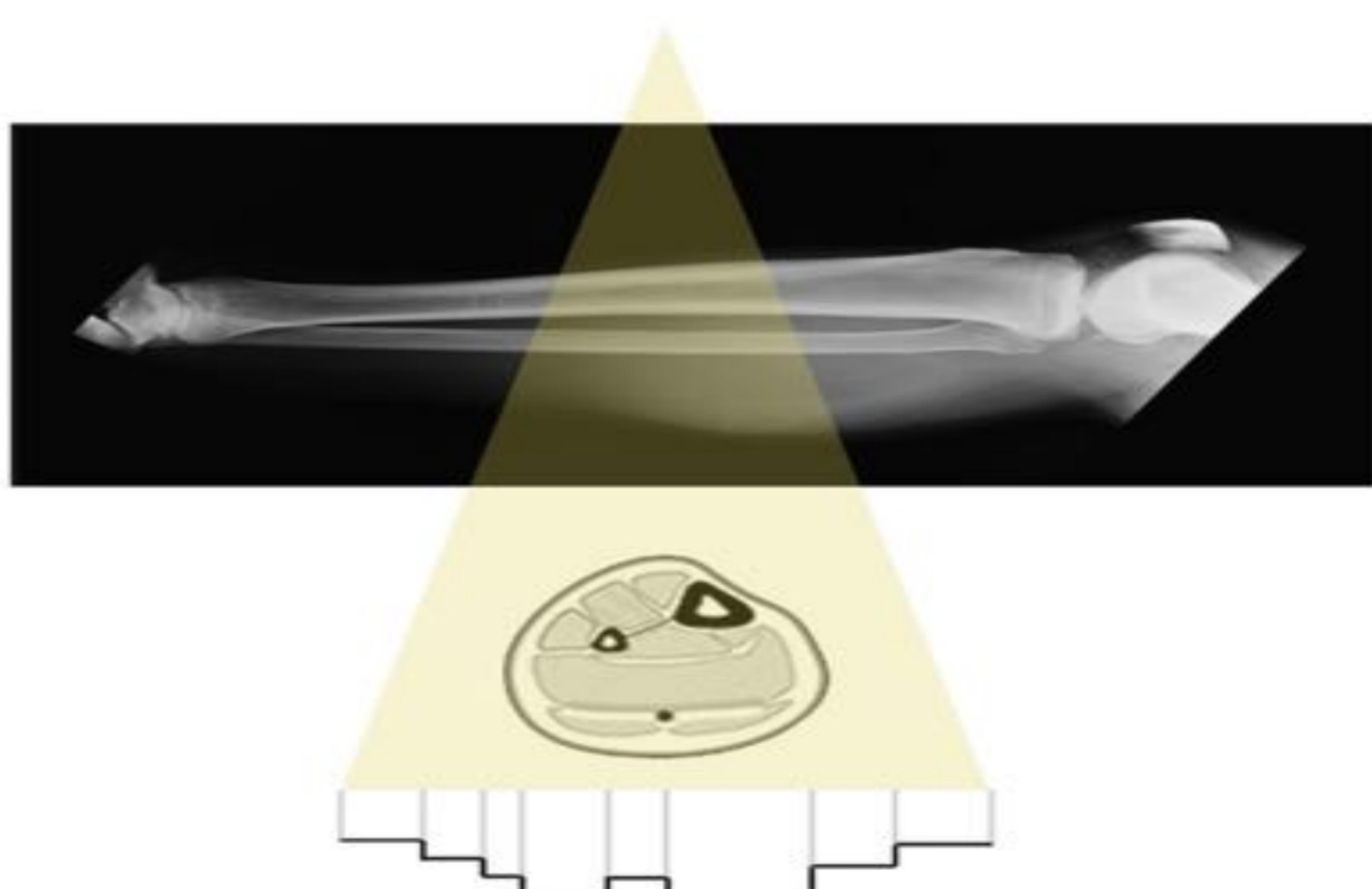


Fig.1 Esquema del grado de atenuación que sufre el haz de radiación al atravesar las distintas partes de un objeto en función del grosor, la densidad o el número atómico de dicha materia.

La calidad diagnóstica de estas radiografías se cuantificará en función de su capacidad para ofrecer detalle de estructuras de pequeño tamaño y bordes nítidos, lo que se llamaría **resolución espacial**; y de la calidad de poderse distinguir dos estructuras, que al tener propiedades parecidas, atenúan de forma similar los rayos X y que se llama **resolución de contraste**. Cuando en la imagen podemos diferenciar gran cantidad de tonos de gris, se dice que tiene una baja resolución de contraste. Si en cambio se observa una gran diferencia entre los distintos tonos de gris, es decir, hay una escala corta de grises, se dice que la radiografía posee una alta resolución de contraste (Fig.2).

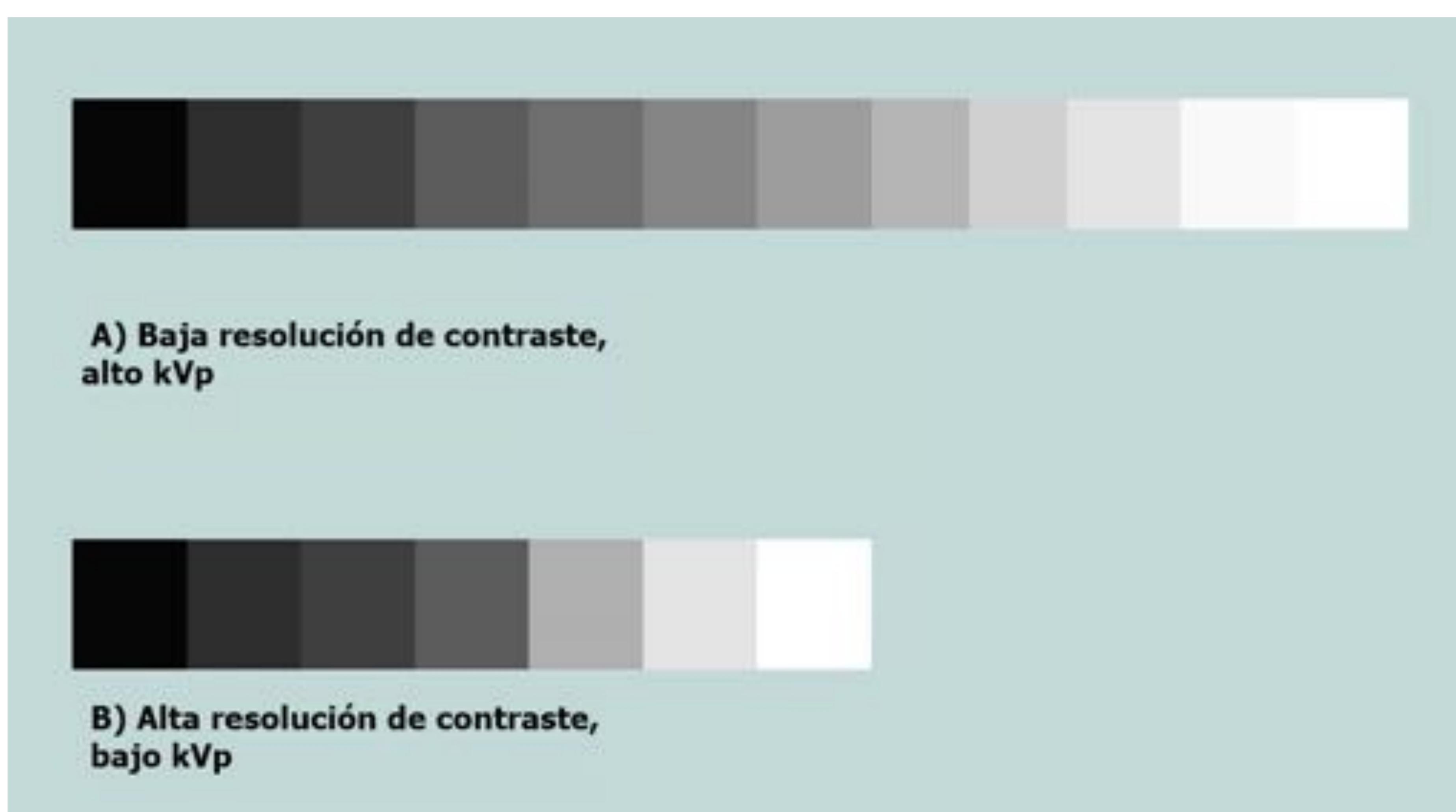


Fig.2 A) Escala larga de contraste. B) Escala corta de contraste.

El tubo de rayos X es el lugar donde se formará el haz de rayos X que usaremos para formar la imagen radiográfica. Esta radiación se produce al acelerar una nube de electrones previamente producida en el cátodo por efecto termoiónico, contra un ánodo donde chocarán y serán frenados de forma brusca, convirtiendo esta gran energía cinética que tenían en calor y en fotones de radiación X. La cantidad de electrones producidos, y, por tanto, de fotones que saldrán por la ventana del tubo, dependerá del miliamperaje (mA) que apliquemos sobre el filamento de wolframio que es donde se forma la nube de electrones que será proyectada sobre el blanco del ánodo, generalmente formado de una aleación de tungsteno y renio. La aceleración con la que salen despedidos estos electrones se produce aplicando una gran diferencia de potencial (kV) dentro del tubo y de ésta dependerá la energía (dureza) de nuestro haz de rayos X resultante (Fig.3).

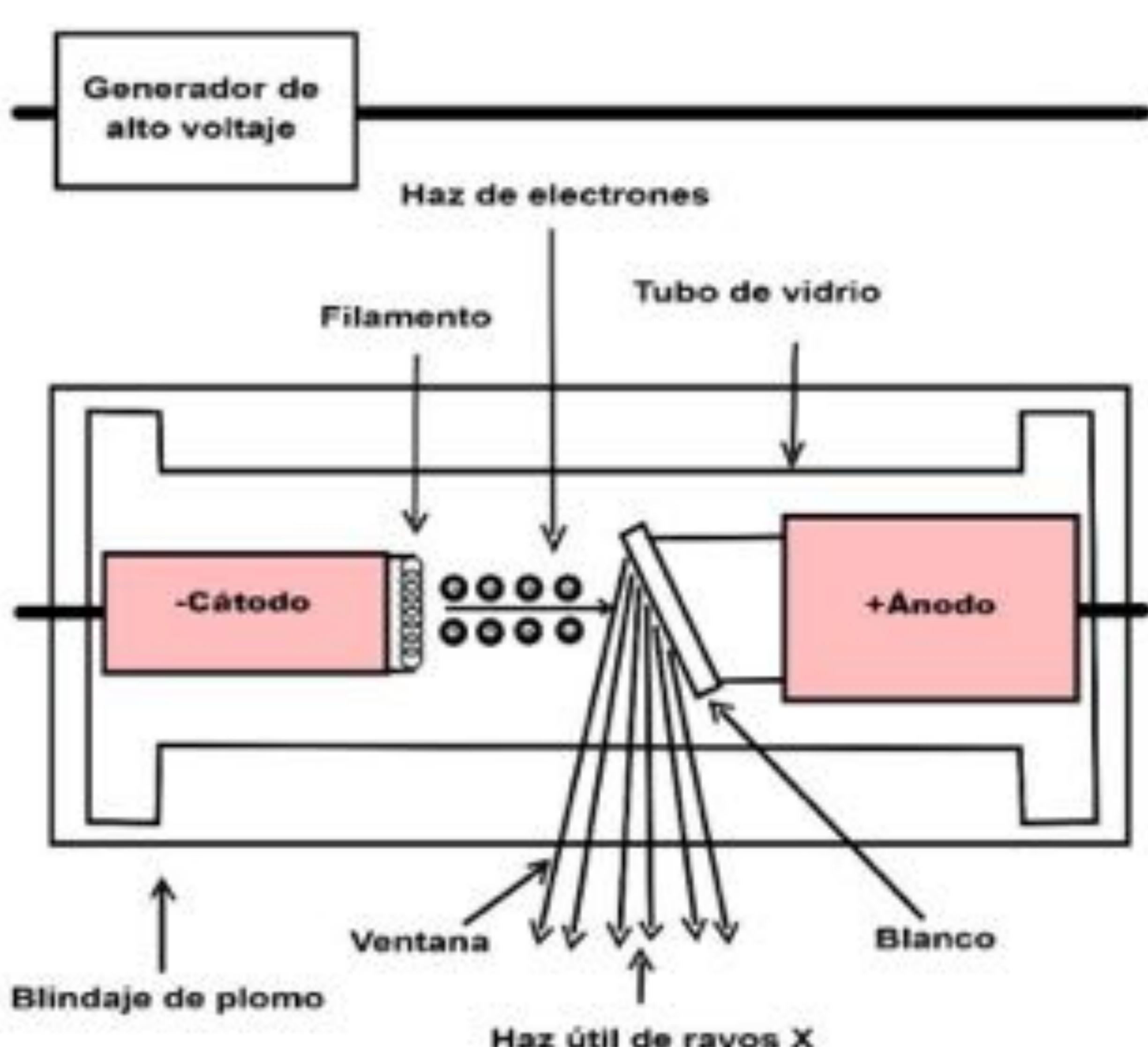


Fig.3 Esquema de un tubo de rayos X

De la ventana del tubo saldrá un haz de radiación X que contendrá un espectro energético que irá desde 0 kV hasta un valor máximo que coincidirá con la energía máxima con la que el electrón chocó contra el ánodo. La imagen se formará porque de esta radiación que incide sobre el objeto en cuestión y que contiene fotones de distintas energías, algunos de éstos conseguirán atravesar al paciente sin interaccionar con él e incidirán sobre el receptor de imagen con toda su energía inicial, otros fotones serán absorbidos por completo, y una tercera parte alcanzará el receptor de imagen pero habiendo perdido parte de su energía inicial al atravesar al paciente, llegando al receptor de imagen diferente cantidad de fotones con diferentes energías que se traducirá en distintas densidades ópticas (o distinto brillo si estamos hablando de radiología digital) en nuestra imagen radiográfica. Una cuarta parte de los fotones son dispersados en su intento de atravesar el cuerpo y hablaremos más adelante de su formación y de la influencia que ejerce tanto en la imagen como en la dosis que recibe el paciente.

Es por esto que el grado de absorción de los rayos X depende de tres factores principales:

- 1º **Longitud de onda de los rayos X (energía):** A menor longitud de onda, mayor será la energía que posean los fotones de rayos X y más fácilmente podrá atravesar la materia con la que se encuentren.
- 2º **Composición del objeto que interrumpe el haz de rayos X:** Es decir, a mayor número atómico (Z), mayor capacidad de absorción de fotones tendrá ese material.
- 3º **Espesor y densidad del objeto:** Es fácil de imaginar la relación directa que existe entre el aumento del espesor o de la densidad de la materia que es atravesada por el haz y su capacidad de absorción de rayos X.

FACTORES QUE AFECTAN A LA IMAGEN

Junto a los factores técnicos que aplicamos al tubo desde nuestra consola de operador, como son los mAs y el kVp, también tiene gran influencia la distancia que haya entre la fuente emisora de rayos X y la parte sobre la que inciden, la colocación del paciente, y la respuesta del receptor de imagen a la radiación que es detectada por él y que viene definida por su **curva sensitométrica o característica**. Existen aún otros factores que modifican la cantidad y calidad de los rayos X emitidos, pero en la mayoría de los casos son propios de la máquina y no son modificables por el técnico, como puede ser la filtración añadida a la ventana del tubo, o el tamaño del punto focal, el cual la mayoría de las veces es elegible entre 2 o 3 tamaños concretos.

1º Colocación del paciente y de la parte a explorar: En esta profesión cada vez más digitalizada y automatizada, cobran mayor importancia aspectos como el posicionamiento correcto de nuestro paciente y de la parte anatómica a explorar. En exploraciones en mesa hará que el paciente quede lo más seguro e inmóvil sobre ésta y conseguiremos también que la parte anatómica de interés quede lo más cercana posible del receptor de imagen y paralelo a éste, evitando la magnificación y la distorsión geométrica de las estructuras anatómicas, así como la pérdida de resolución espacial por movimiento del paciente y la obtención de imágenes en la proyección adecuada (AP, lateral u oblicuas) que muestren en su correcta posición la anatomía a estudio (Figs. 4A, 4B, 5A y 5B).

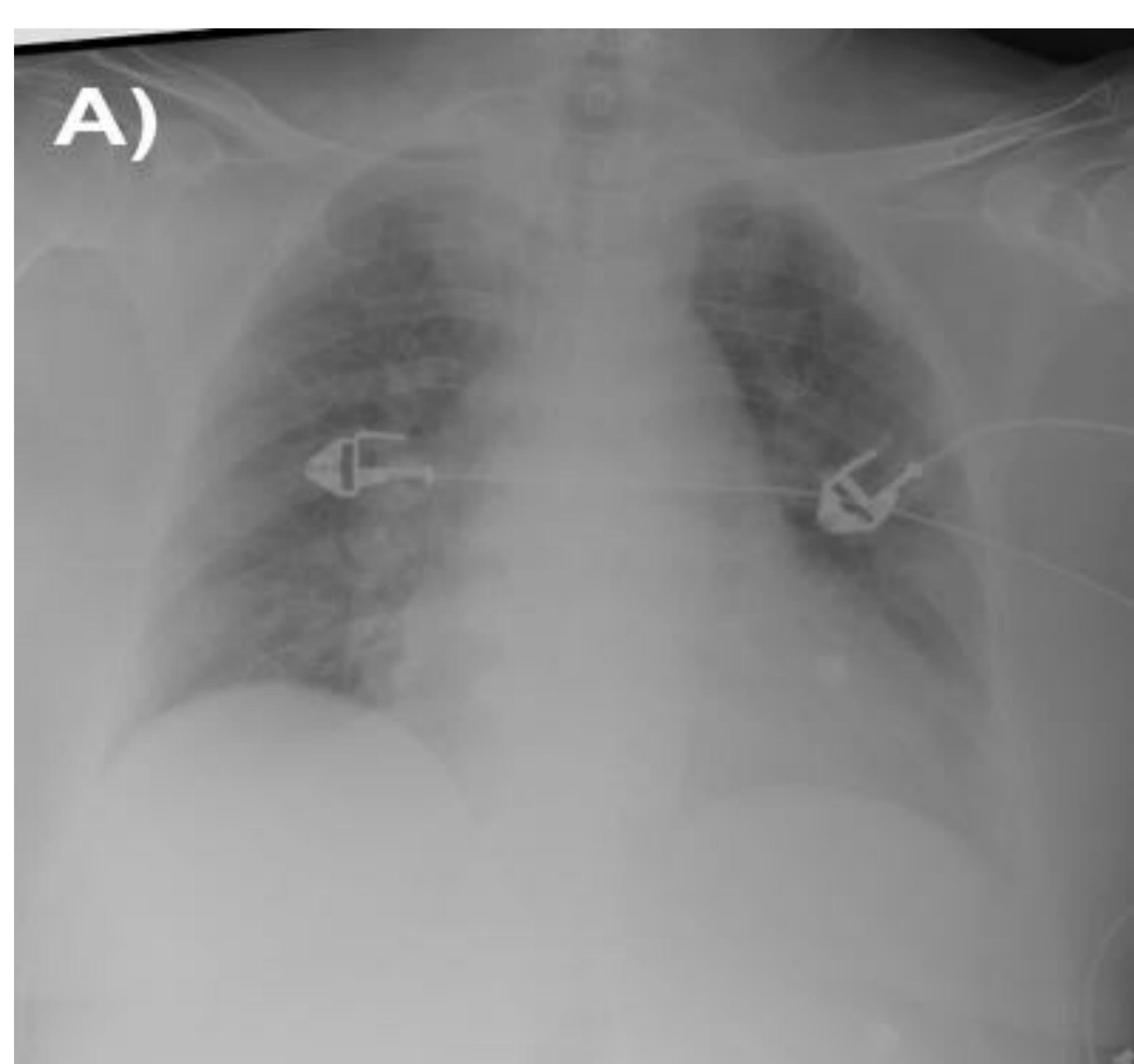


Fig. 4A) Ejemplo de magnificación y distorsión geométrica por el cambio de proyección. Proyección AP de tórax obtenida con el paciente en decúbito supino.

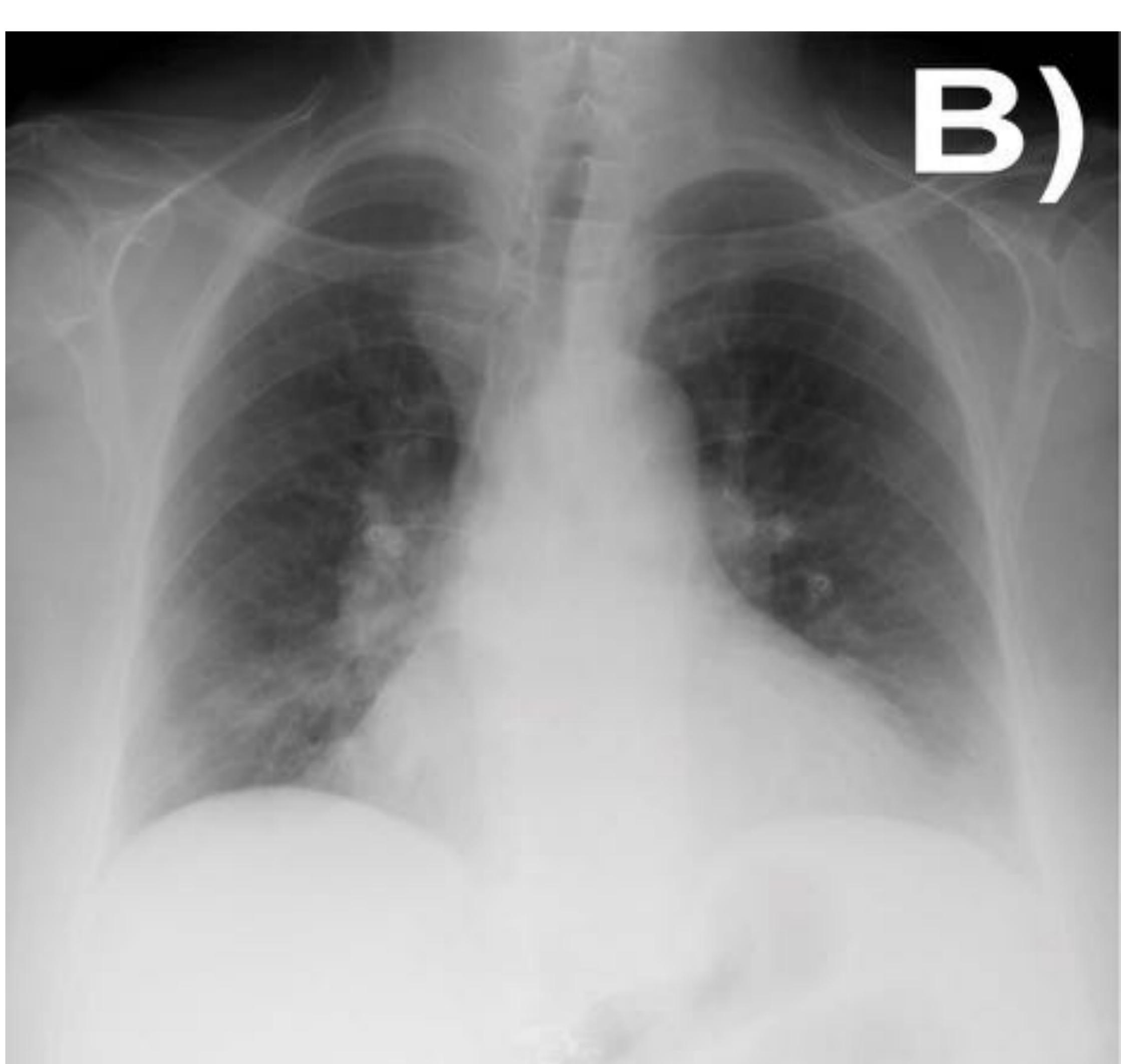


Fig. 4B) Proyección PA de tórax del mismo paciente obtenida en bipedestación. Obsérvese entre otros los cambios en la silueta cardíaca.

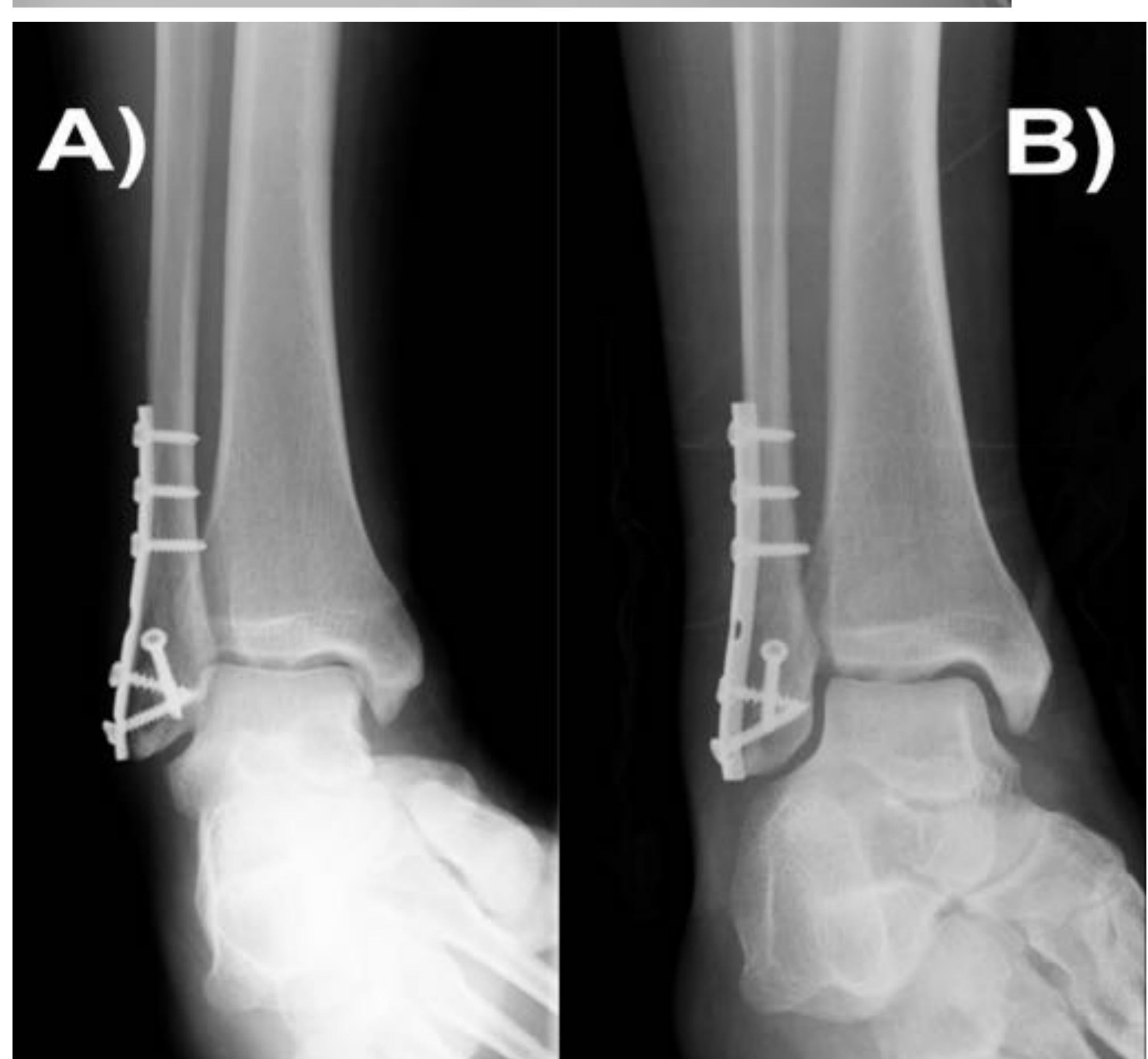


Fig. 5 Ejemplo de proyección adecuada. Las imágenes A) y B) corresponden a proyecciones de tobillo para control postquirúrgico de osteosíntesis. El aumento de la rotación interna en la imagen B) nos permite ver el espacio articular tibioperoneo astragalino libre de superposiciones.

- **2º Respuesta del receptor de imagen:** La película radiográfica representaba de forma continua (analógica) los diferentes tonos de gris que corresponden a las diferentes atenuaciones que sufre el haz que atraviesa cada punto de la anatomía en función de su composición y densidad. La medida en que un receptor de imagen sea éste analógico o digital transforma en densidad óptica o brillo la radiación de rayos X que le llega, expresada en términos de exposición o dosis, se llama **curva sensitométrica o característica**. Una parte importante de esta curva es su **latitud**, que es la parte recta y en la que dentro de ese rango de exposiciones respondía la película o sistema película-pantalla de forma eficiente. La pendiente de esta porción recta es el **rango dinámico**, y nos definía el contraste inherente de esa película radiográfica o conjunto película-pantalla. La curva sensitométrica de las películas radiográficas que se usaban de forma directa o con pantallas intensificadoras tenía una forma sigmoidea característica, lo cual nos dice que la película radiográfica convencional respondía de forma acusada en un rango estrecho de exposiciones, o lo que es lo mismo, representa la razón entre el máximo nivel de luminosidad que el detector puede medir antes de saturarse y el mínimo nivel que es capaz de captar descontando el ruido de lectura. Esto quiere decir que para valores demasiado bajos de exposición apenas se producía un ennegrecimiento en la película, quedando ésta subexpuesta; y para valores demasiado altos de exposición, la película se saturaba sin margen para reflejar diferencias de densidad óptica en la imagen, quedando sobreexpuesta.

Con la llegada de la radiografía digital, ya fuera **radiografía computarizada (CR)** o en la modalidad de **radiografía digital directa basada en paneles planos (flat panels)**, hubo que digitalizar la información sobre el grado de atenuación del haz de rayos X al atravesar cada punto de la anatomía del paciente que era irradiada. Dejaba pues de ser una representación analógica con gran resolución espacial que mostraba de forma continua las diferencias de brillo en la imagen, dando paso a una matriz conformada por pequeños elementos separados llamados **píxeles** que representaban de forma discreta cada valor de dosis recibido en cada punto del receptor. Ofrecían en cambio estos tipos de receptores una respuesta a la exposición con una latitud muchísimo más amplia que la que se tenía en radiografía convencional. Es decir, la curva sensitométrica propia de la radiografía digital pierde su forma sigmoidea y es esencialmente lineal (Fig.6).

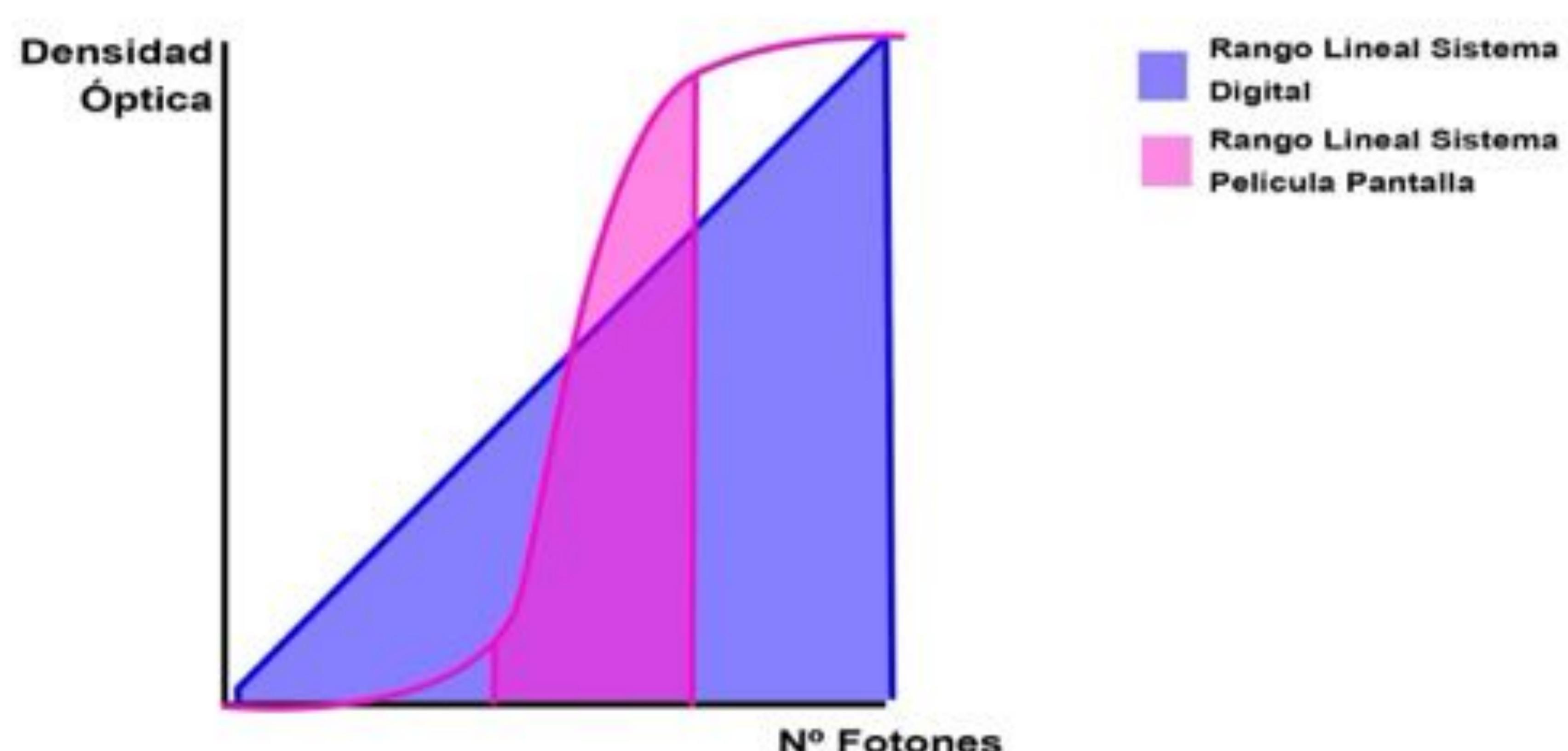


Fig.6 Comparación de curvas sensitométricas para un sistema de imagen con película convencional y para un detector digital.

Esto, unido a la posibilidad de postprocesar la imagen digital que se obtenga, se traduce en la práctica a que la técnica que se use ofrecerá una calidad de imagen aceptable, sin miedo a quedar sub o sobreexpuesta. Podremos hacer exposiciones a muy baja dosis a costa de que aparezca ruido en la imagen, y también será posible adquirir imágenes sin apenas ruido y con gran definición pero pagando el precio de aumentar la dosis. Esta particularidad lleva consigo la ventaja de no tener que repetir una placa radiográfica aunque ésta se haya realizado con una técnica inadecuada, pero tiene también un gran peligro: y es que el técnico, para evitar que las radiografías salgan con ruido, tiende a realizar las exposiciones con mayor dosis de la necesaria. Ya que no podremos en ningún caso borrar el ruido cuántico que causó una imagen con poca dosis, siempre podrá ajustarse a posteriori el contraste de la imagen obtenida con mayor exposición de la necesaria. La aparente ventaja de la radiografía digital de poseer tan alto rango dinámico provoca que el técnico sea poco riguroso con los parámetros técnicos que en verdad necesita cada exploración en función del grosor, la densidad y el Z efectivo de la parte anatómica que se va a explorar; y de forma sistemática sobreexponga a los pacientes a niveles de dosis evitables obteniendo radiografías con una calidad que rebasa lo necesario para establecer el diagnóstico.

En correlación a esto, la **publicación 93 de la ICRP** nos recuerda que existe gran variabilidad de propósitos en los distintos tipos de estudios, que exigen cada uno de ellos diferentes grados de calidad en la imagen, y que deberían evitarse las dosis que no aportan datos significativos para la elaboración de un informe diagnóstico dentro del propósito clínico por el que se realiza dicha exploración radiológica.

- **3º Corriente instantánea (mA)**: Suele expresarse como la corriente del tubo por el tiempo de exposición. Recordemos que al aumentar o reducir los mA, se aumenta o disminuye la CANTIDAD de rayos X de forma proporcional. Este factor es el que modifica principalmente la **densidad óptica** de la radiografía. Es preciso entender que, en un intervalo de valores de mA que nos mantengan dentro de la porción recta de la curva sensitométrica, las diferentes densidades radiográficas seguirán manteniendo la misma relación de contraste entre ellas al aumentar o disminuir estos mA, pues no se vería afectada la energía media de su espectro. Una de las pocas generalizaciones que se puede hacer en radiología es que se deben de obtener las imágenes en el menor tiempo posible para así evitar la borrosidad cinética. El mínimo tiempo que puede emplear nuestro tubo de rayos X en emitir una cierta cantidad de radiación dependerá de la capacidad del generador de alta tensión.

4º Distancia: A medida que aumenta la distancia entre la fuente de radiación y el receptor de imagen, la intensidad de los rayos X que alcanza a dicho receptor disminuye. La ley de la inversa del cuadrado para fenómenos ondulatorios nos dice que dicha intensidad disminuye exactamente de acuerdo con el cuadrado de la distancia que existe desde la fuente de radiación al receptor de imagen. La calidad del haz no se verá afectada en cambio por este factor.

- **5º Tensión de pico (kVp)**: Este factor es el que aporta la dureza a nuestro haz de radiación y el que condiciona el CONTRASTE de nuestra imagen radiológica (Figs. 7A, 7B y 7C).

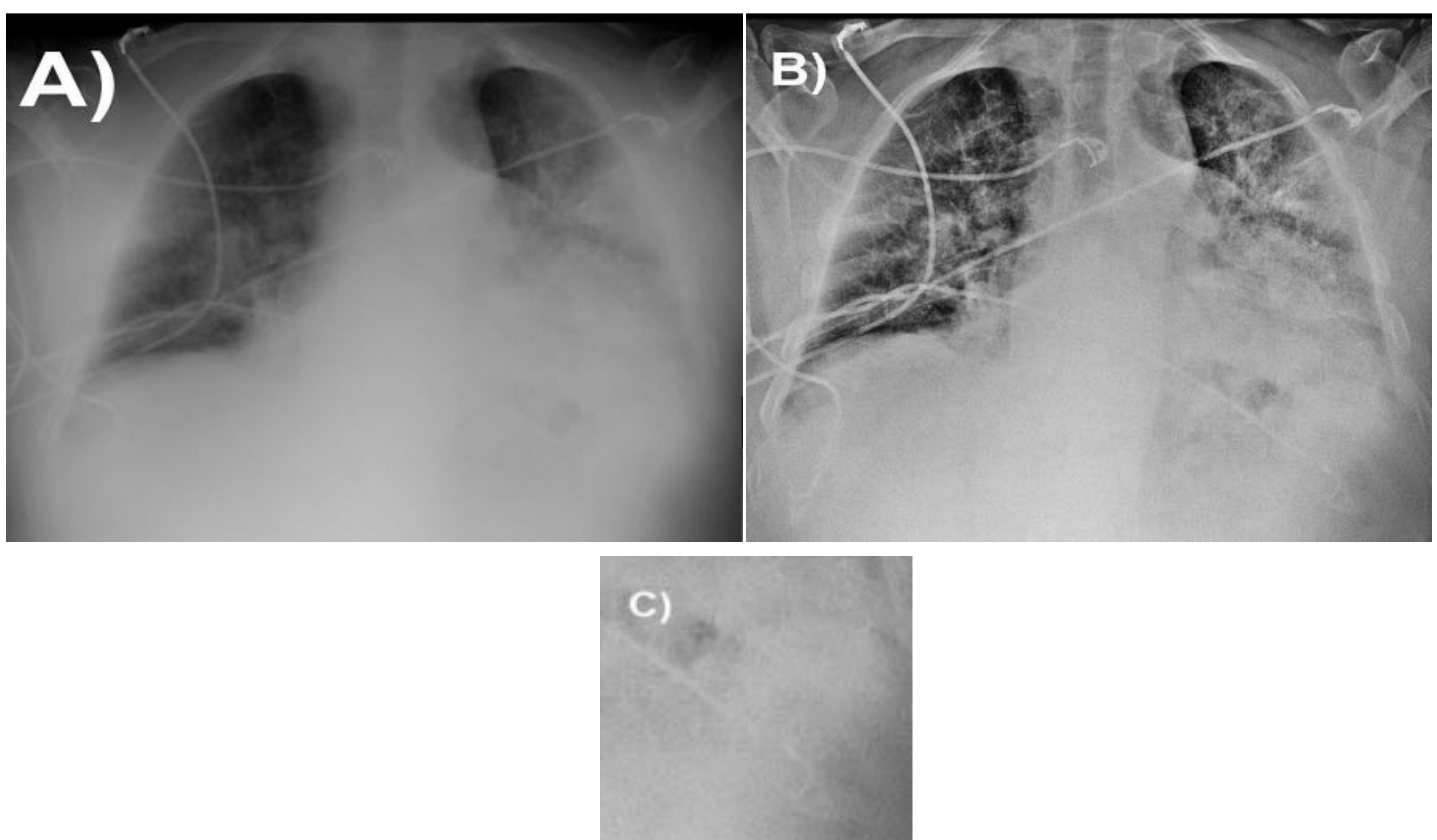


Fig. 7 Ejemplo de los cambios que se producen en la imagen cuando se modifican los parámetros técnicos en proyecciones realizadas con la misma distancia foco receptor y misma colimación. La imagen A) y B) se han obtenido de forma consecutiva con aparato portátil. La imagen A) se ha obtenido con 112 kV y 1'2 mA; la imagen B) con 63 kV y 1 mA. Obsérvese la diferencia de contraste y el ruido cuántico que se produce cuando no aportamos la suficiente cantidad de mA y que ofrece de forma detallada la imagen C).

Para entender esto, tenemos que explicar aquí las dos formas de interacción de los fotones de rayos X con la materia en el proceso de formación de la imagen:

- **Efecto fotoeléctrico:** En la interacción fotoeléctrica, un fotón de energía no muy alta colisiona con un átomo invirtiendo TODA su energía en arrancar uno de los electrones de dicho átomo. Por lo tanto, este fotón primario desaparece y decimos que es ABSORBIDO (Fig.8). Se entiende que será requisito imprescindible para que se dé este efecto, que la energía del fotón incidente supere a la **energía de ligadura del electrón**. La energía transferida a este electrón será la diferencia entre la energía del fotón incidente y la energía de ligadura de dicho electrón. El **coeficiente de atenuación fotoeléctrico** depende de los siguientes parámetros:

- Energía del fotón incidente: El efecto fotoeléctrico disminuye de forma exponencial con E^3 .
- Densidad del medio: El efecto fotoeléctrico aumenta de forma proporcional a como lo hace la densidad del medio sobre el que incide la radiación.
- Número atómico efectivo del material (Z): El efecto fotoeléctrico aumenta de forma exponencial con el número atómico efectivo del material que atraviesan los fotones a razón de Z^3 .

- **Interacción Compton:** En este tipo de interacción, un fotón, esta vez con una energía media-alta, vuelve a colisionar con un electrón atómico, expulsándolo también de su órbita y quedando el átomo ionizado, pero en esta ocasión el fotón incidente no es absorbido por completo, sino que es desviada su dirección y atenuada su energía (Fig.9). Es decir, el fotón es **dispersado** por el medio y la energía del fotón incidente se reparte entre la energía cinética del electrón expulsado y la energía restante del fotón secundario. El **coeficiente de atenuación Compton** depende ahora de los siguientes parámetros:

- Energía del fotón incidente: Disminuye también conforme aumenta la energía del fotón, pero ahora de forma proporcional.
- Densidad del medio: De la misma forma que en el efecto fotoeléctrico, aumenta conforme lo hace la densidad del material sobre el que incide el fotón.

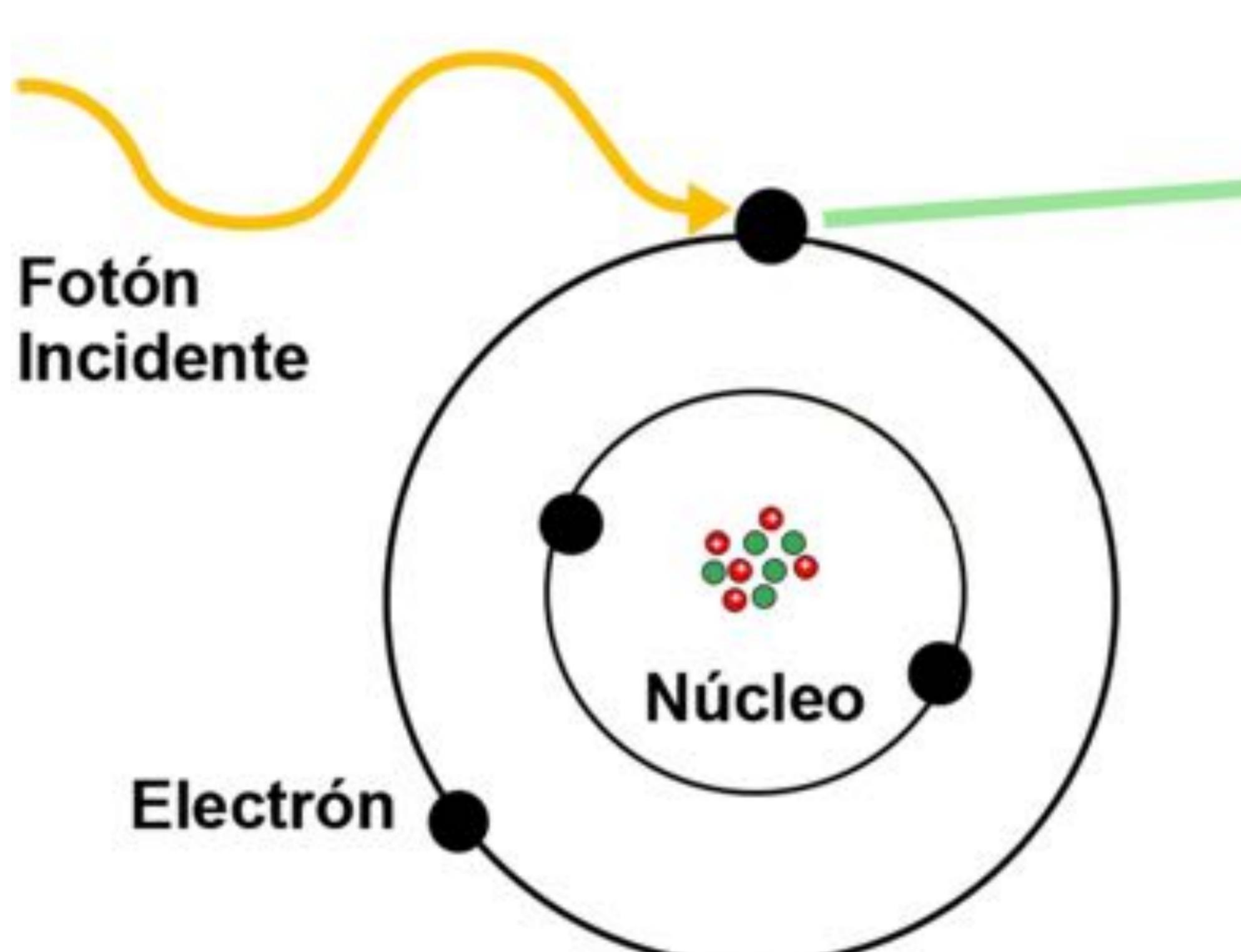


Fig.8 Efecto fotoeléctrico

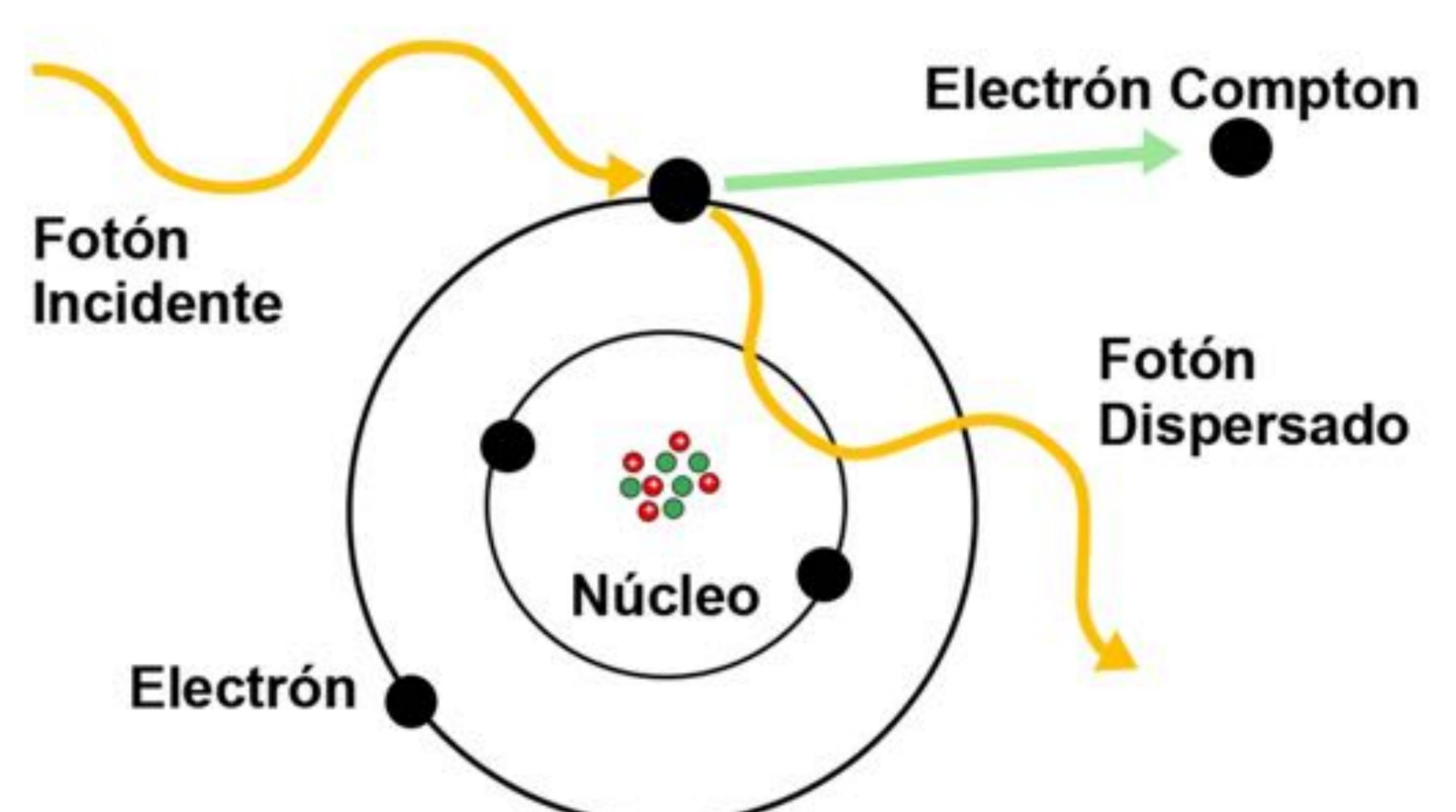


Fig.9 Efecto Compton

Para fotones con un kilovoltaje bajo, el efecto fotoeléctrico será el predominante, y como el coeficiente de atenuación fotoeléctrico es proporcional a Z^3 , observaremos que a estas energías moderadas obtendremos un gran contraste entre tejidos cuyo Z efectivo sean diferentes. Por el contrario, si aumentamos el kilovoltaje, empezará a cobrar más importancia el efecto Compton. Como este tipo de interacción es independiente de Z , el contraste entre tejidos con Z efectivo distintos no se hace tan evidente y cobra importancia la diferencia de densidad que haya entre estos tejidos. Por eso se utilizan técnicas de alto voltaje en las exploraciones pulmonares, pues es esta diferencia de densidad entre el aire de los pulmones y las demás estructuras circundantes la que nos aporta el contraste en la imagen.

Por todo ello podemos decir que una técnica con kilovoltaje bajo nos permite obtener un mayor contraste. Sin embargo, como vimos en la figura 7B), esta técnica tiene el inconveniente de que con ella obtendremos pocos fotones transmitidos que lleguen al receptor de imagen, por lo que habrá que aumentar la corriente instantánea para conseguir una imagen de densidad adecuada, lo que supondrá un aumento proporcional de la dosis absorbida por el paciente. Si por el contrario aumentamos el kV, y con ello la energía de los fotones, aumentamos el poder penetrante de éstos, obteniéndose una radiografía con algo menos de brillo, pero sobre todo con menos contraste.

Esto quiere decir que cuando usamos el mA o la distancia como factores para controlar la intensidad, no variaremos el contraste de la imagen, pero si modificamos el kV, ocurrirá también un cambio en dicho contraste (Figs. 10A y 10B).

Según el tipo de examen, unas veces es preferible obtener imágenes con poca diferencia de contraste entre las diferentes estructuras y una escala de grises larga, y otras veces el objetivo es obtener una imagen con gran contraste entre las mismas, a costa de perder latitud en la escala de grises.

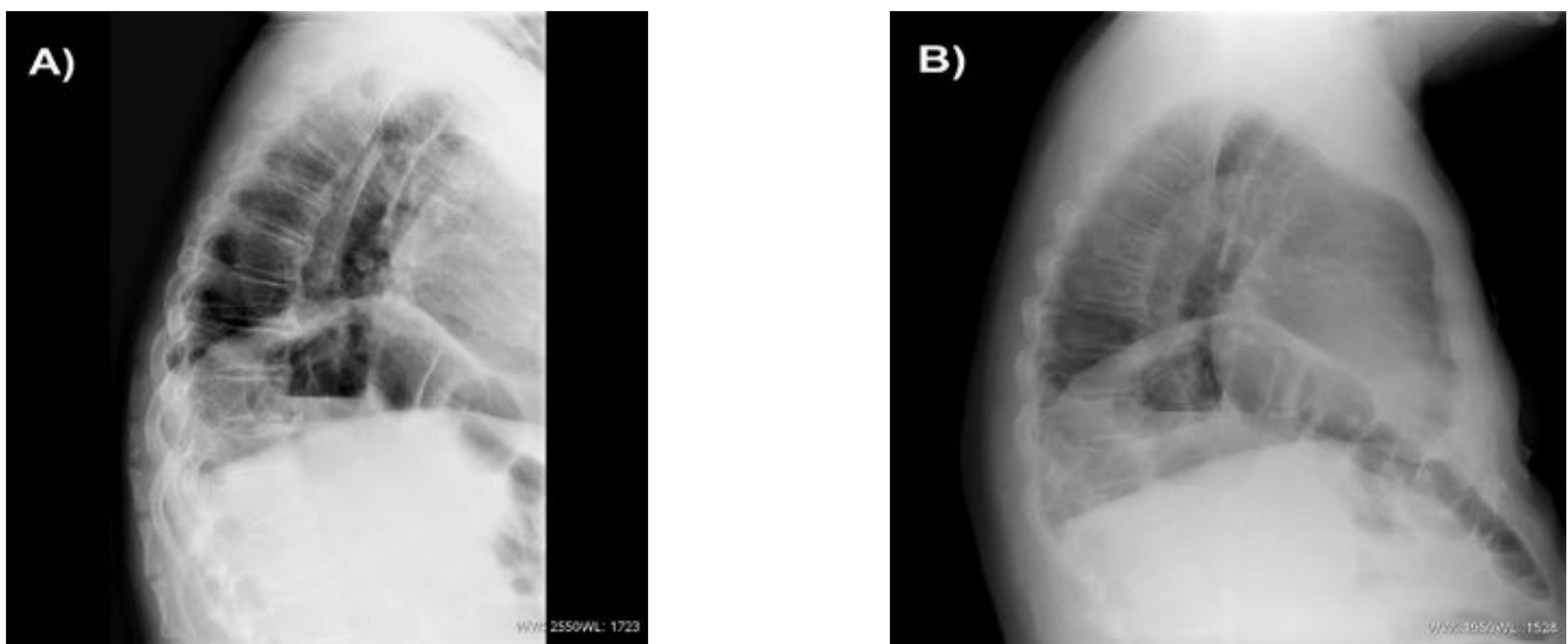


Fig.10 Ejemplo de los cambios que se producen en la imagen cuando se modifican la corriente del tubo (mA), la tensión pico (kV) y la distancia entre foco y detector. La imagen A) corresponde a una proyección lateral de columna dorsal obtenida con 60 kV y 63 mA a una distancia de 1'1 m de distancia foco-receptor de imagen. La imagen B corresponde a una proyección lateral de toráx adquirida con 125 kV, 4'6 mA y a una distancia de 1'8 m. Obviando la colimación que se aplica en la imagen A) para ajustarla a la zona a explorar, aumentar la calidad y proteger al paciente, obsérvense los cambios en la resolución espacial y de contraste. En A) se mejora el detalle y la visión de los bordes tal y como se pretende.

A modo de resumen exponemos el siguiente cuadro:

FACTORES QUE INFLUYEN EN LA CALIDAD Y CANTIDAD DE LA RADIACIÓN

Un aumento de este factor	Produce el siguiente cambio en el haz de rayos X	
Tensión de pico (kVp)	Calidad Aumenta	Cantidad Aumenta (en menor medida)
Corriente instantánea (mA)	Sin cambios	Aumenta
Tiempo de exposición	Sin cambios	Aumenta
Distancia	Sin cambios	Disminuye
Filtración añadida	Aumenta	Disminuye

¿DE QUÉ DEPENDE LA DOSIS AL PACIENTE EN RX?

Vimos anteriormente que al realizar una exposición radiográfica se generaban 4 tipos de radiación, a saber: el **haz primario o radiación directa** que sale del tubo de rayos X, los rayos X que son absorbidos por completo por el paciente (interacción fotoeléctrica), los que atraviesan al paciente y que al no haber sido absorbidos por completo por el paciente llegan atenuados hasta el receptor de imagen para formar la imagen radiográfica (**haz primario transmitido**); y por último la **radiación dispersa**, que se produce de forma instantánea al atravesar el haz primario al paciente, saliendo de él en todas direcciones y a lo largo de todo su grosor, y que sólo contribuye a aumentar la dosis que recibe éste y a producir borrosidad en la imagen (**haz disperso transmitido**), por lo que intentaremos que ésta sea mínima.

La radiación total que llega al detector de imagen es la suma del haz primario transmitido y del haz disperso transmitido, y la llamaremos **radiación formadora de la imagen**. Describiremos ahora los factores de los que depende la dosis que recibirá el paciente y que son ajustables por parte del técnico en imagen para el diagnóstico:

- **1º Volumen de tejido irradiado (limitación del haz y compresión de tejidos):** En un estudio de radiología convencional el haz primario de radiación incide sobre la parte anatómica a explorar. Para reducir al mínimo la dosis absorbida por el haz directo, la primera medida que debemos tomar y que ha de convertirse en una máxima en nuestra profesión es COLIMAR de forma estricta a la zona de estudio, como ya exponía en su día la **Guía de Seguridad 5.11 del CSN**. Además, al restringir el volumen de tejido irradiado, menor cantidad de fotones sufrirán dispersión y obtendremos como beneficio secundario la consiguiente reducción de radiación dispersa. Ésta, además de contribuir a aumentar la dosis que recibe el paciente, es también la causante del indeseado velo que disminuye el contraste de nuestra imagen.

Para ajustar la exposición al campo anatómico requerido nos ayudaremos de aparatos restrictores del haz. El **colimador de abertura variable**, que es el dispositivo restrictor del haz que tienen todos los equipos de radiología convencional, nos permite variar a nuestro antojo el tamaño del haz. Sus componentes principales son una lámpara, un espejo y dos parejas de láminas de plomo que se podrán abrir o cerrar independientemente creando a nuestro antojo campos cuadrados o rectangulares del tamaño que deseemos. La lámpara y el espejo deberán estar así mismo perfectamente ajustados y alineados para que coincida el haz de luz con el haz de rayos X.

En este punto es conveniente introducir el dispositivo conocido como **control automático de exposición (CAE)**, el cual es un detector (generalmente una cámara de ionización) que mide la cantidad de radiación que llega al receptor de imagen y que está conectado a un circuito electrónico de retroalimentación. Este dispositivo corta el disparo cuando la cámara de ionización ha recibido la radiación suficiente previamente seleccionada para generar una densidad óptica adecuada. El técnico en imagen para el diagnóstico ha de seleccionar la tensión (el contraste queda pues a nuestra elección) y el CAE dejará pasar la carga necesaria para alcanzar un brillo adecuado de la imagen (Figs.11A y 11B).

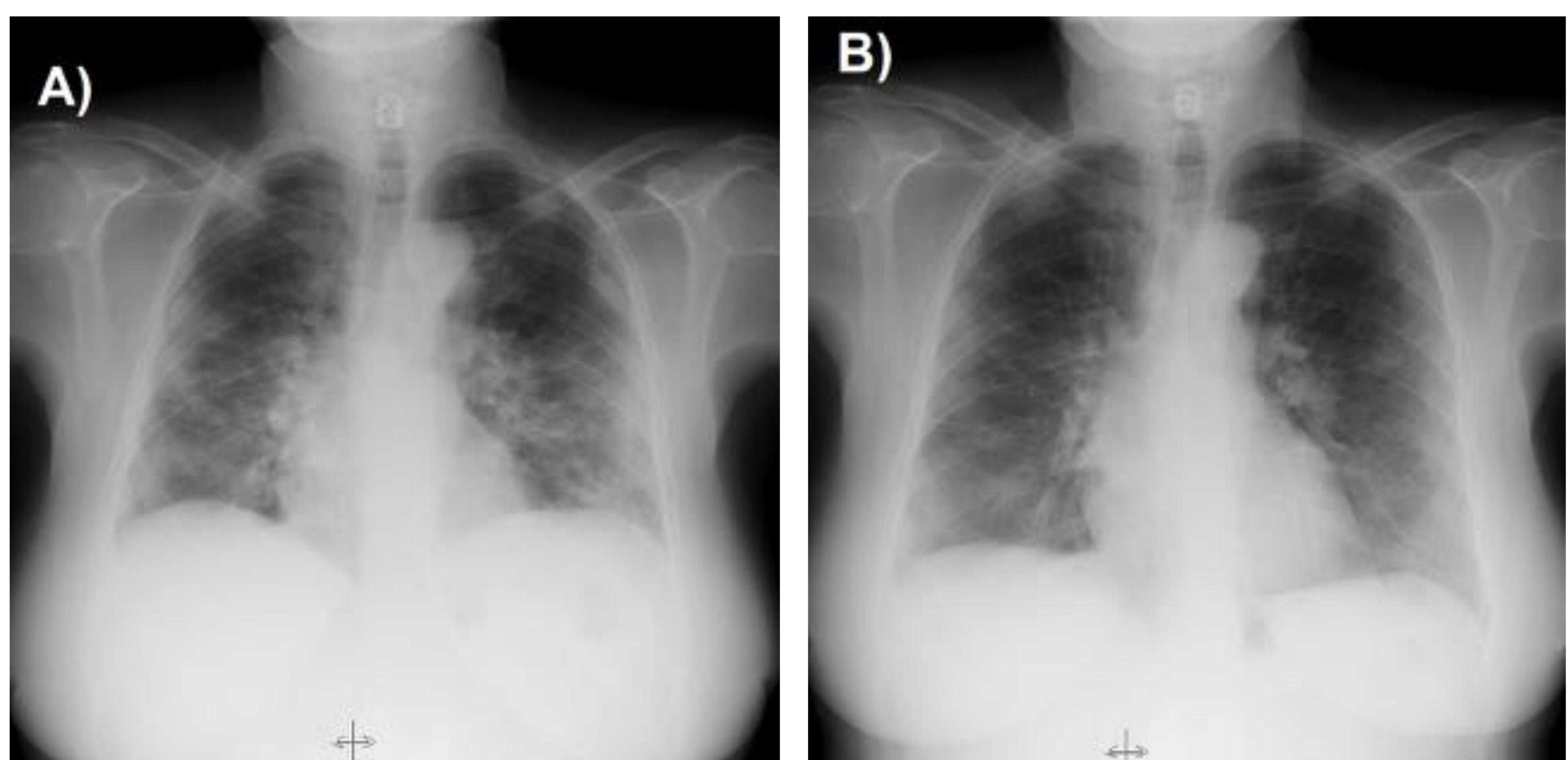


Fig.11 Un ejemplo de por qué los sistemas CAE son uno de los mejores medios de ajuste de dosis. La figura A) muestra una radiografía de tórax PA en bipedestación de un paciente Covid + que tuvo un acceso de tos a la inspiración. La imagen B) se realiza seguidamente y en ella se consigue una buena inspiración reproduciendo los mismos parámetros técnicos, de distancia y activando los mismos sensores CAE

bilaterales. La radiografía A) alcanzó una dosis de 1'64 mAs, mientras que en la B) se cortó el disparo a los 1'57 mAs, lo que supone una reducción de la dosis de casi un 5%. Además, al desplegar más el pulmón por efecto de la buena inspiración conseguimos una imagen más diagnóstica.

Aparte de esto, el técnico tiene también que seleccionar los sensores (suele haber 3) que se van a usar en la exploración según la parte anatómica a estudiar. Seleccionaremos los sensores que más nos convengan, que deberán quedar situados justo debajo de la parte que queremos visualizar y que recibirán la radiación atenuada que atraviesa la parte del cuerpo explorada (Fig.12).

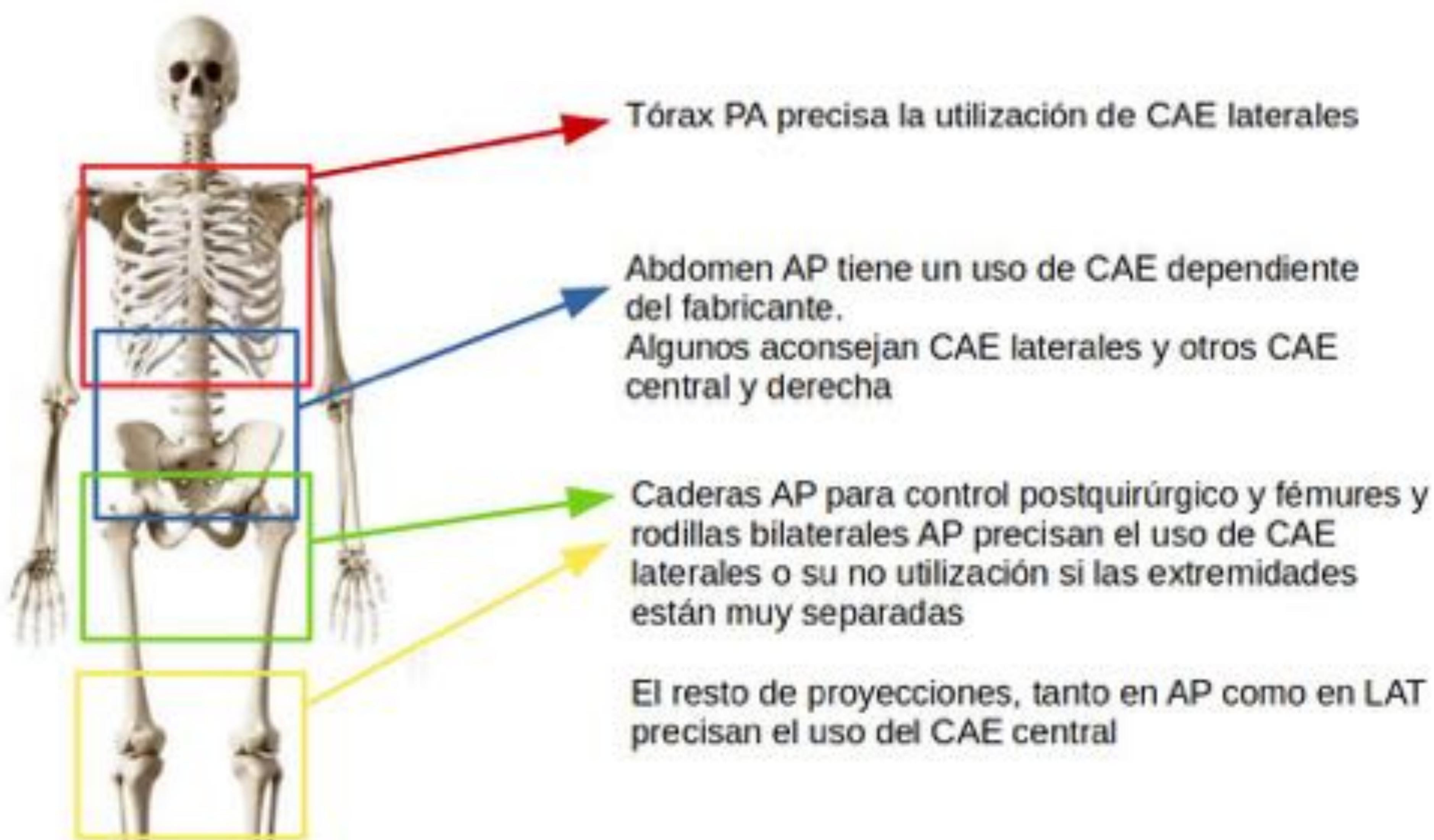


Fig.12 Selección de CAE según la parte anatómica a explorar.

En este punto podemos comprender la importancia que tiene realizar un centraje y una colimación precisos. Si sobre estos sensores incide parte del haz primario sin atravesar al paciente, éstos alcanzarán el umbral de dosis necesaria para cortar la exposición radiológica antes de lo previsto, es decir, la cámara de ionización recibirá una cantidad de dosis que no correspondería a un haz atenuado por esa parte anatómica, quedando una imagen subexpuesta con mala **relación señal ruido (SNR)** (Fig.13). Volveremos a hablar del CAE cuando tratemos el tema de los protectores gonadales.

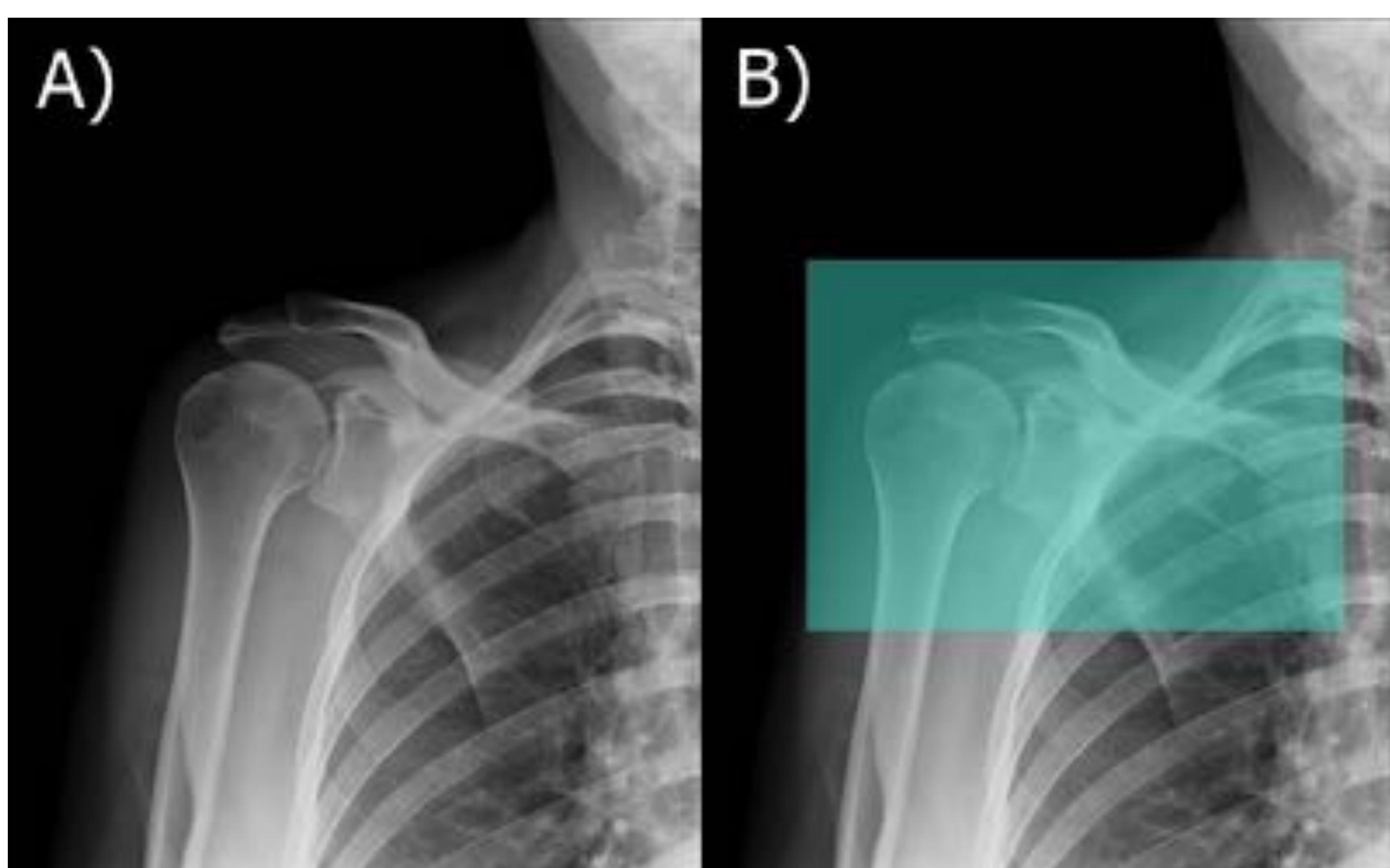


Fig.13 La imagen A) nos muestra una radiografía de hombro AP en la que se ha usado un chasis de 24*30 y sin aplicar colimación alguna. La imagen B) nos muestra en color azul cuál hubiera sido la zona irradiada usando un chasis de 18*24 y ajustando la colimación para un mejor uso del CAE. Con ello disminuimos la dosis al reducir el área expuesta. Eliminamos igualmente las zonas anatómicas que no resultan de interés incluyendo en su totalidad todas las estructuras óseas que forman parte de la articulación del hombro.

Otra manera de reducir la radiación dispersa es con la reducción del grosor de la parte anatómica a explorar. El ejemplo más claro de compresión de la parte anatómica a estudiar lo encontramos en las paletas de compresión de la mama del mamógrafo, pero antaño también existían palas o raquetas de compresión para el abdomen, ya en desuso, que reducían el espesor del mismo y acercaban la zona anatómica de interés al receptor de imagen, lo cual reducía el efecto de magnificación y la distorsión geométrica. Además, estas herramientas propiciaban que el haz primario recorriera menos tejido, reduciendo la radiación dispersa, lo que producía a su vez una menor dosis para el paciente, además de mejorar la resolución espacial y de contraste. Otras ventajas que se lograban eran una exposición más uniforme y una menor superposición de los órganos, ofreciendo una mayor calidad diagnóstica a la imagen.

- **2º El miliamperaje (mA):** Este factor controlará la CANTIDAD de rayos X que se emiten desde el tubo y por extensión, de este factor dependerá de forma directa y lineal la dosis de radiación que recibirá el paciente.

Recordemos que con el uso directo de película radiográfica o conjunto película-pantalla de refuerzo teníamos un estrecho margen de exposición al que someter nuestro chasis para obtener una reciprocidad en cuanto a mAs utilizados y densidad óptica obtenida, y así conseguir finalmente una radiografía bien contrastada. Así mismo, era relativamente fácil caer en una subexposición por falta de señal, o en una sobreexposición, quedando saturada la imagen sin posibilidad de mostrar una diferencia en contraste suficiente y obligando al técnico a repetir la exposición. Hoy en día, usando un sistema digital de obtención de imagen, ya sea mediante radiografía computarizada (CR) o con radiografía directa con paneles planos (DR), desaparece casi por completo el problema de tener que repetir una exploración debido a la amplia latitud que ofrece este sistema de obtención de la imagen. Ahora bien, como bien dijimos anteriormente este sistema digital "invita" a realizar exposiciones a mayores dosis de las necesarias por tener tan amplia latitud, siendo muy difícil que quede sobreexpuesta la imagen; por ello, el técnico en imagen para el diagnóstico tendrá siempre que guardar un compromiso entre aplicar la menor dosis posible y evitar la aparición de ruido en la imagen.

En radiología digital es necesario contar con un **índice de exposición**, que no es más que un registro de la exposición en valores numéricos que se obtiene a partir de la intensidad de radiación que incide sobre el detector. Estos valores serán nuestra referencia para obtener radiografías de calidad diagnóstica aplicando la mínima dosis posible al paciente. Estos valores podrán variar de un equipo a otro y es importante que el técnico los conozca.

Como remarca la **Organización Mundial de la Salud (OMS)**, se deben usar niveles de referencia tanto para radiología convencional como para TC, para pruebas habituales y grupos de pacientes de tamaño normal como herramienta y guía para una mejor optimización y control de calidad de los distintos protocolos de estudio.

- **3º El kilovoltaje (kV):** No podemos hablar de la influencia que tiene la elección de los parámetros técnicos en la calidad de la imagen final sin hacerlo también de la que tiene sobre la dosis que recibe el paciente. Es decir, un haz útil de radiación de energía alta será más penetrante, atravesará los tejidos del paciente sufriendo poca absorción y alcanzará el sistema de imagen habiendo depositado a su paso poca energía en el paciente. Esto se traducirá, sobre todo, en una menor dosis en la superficie de entrada al mismo. Sin embargo, la elección de estos parámetros conllevará también un incremento de la proporción de la radiación dispersa, que al incidir sobre el sistema de imagen producirá velo en ésta.

Si por contra escogemos realizar una exposición a bajo kilovoltaje obtendremos una menor penetración y una mayor cantidad de radiación absorbida por el paciente y que no llega al sistema receptor de la imagen. Al predominar en este caso el efecto fotoeléctrico, conseguiremos una reducción importante de la radiación dispersa y un mayor contraste en la imagen, pero al reducir la energía de nuestros fotones de rayos X y para que lleguen al receptor de imagen la suficiente cantidad de éstos, tendremos que compensar con un mayor incremento de la corriente, lo que conlleva a una dosis nada despreciable para el paciente.

A modo de resumen, toda exposición radiográfica conlleva pues alcanzar un equilibrio entre la calidad de esa imagen para que pueda ser diagnosticada y la dosis que recibe el paciente. Dependiendo de la zona anatómica a estudiar y de la proyección, deberemos ajustar los parámetros de mA/s y kV para conseguir este propósito.

- 4º **El tipo de proyección:** Cambiando el posicionamiento de nuestro paciente, podemos evitar que el haz útil de radiación incida directamente sobre órganos más radiosensibles. Al pegar la zona anatómica más radiosensible al receptor de imagen y alejarla del haz principal, hacemos que éste sufra una atenuación desde el punto de entrada en el cuerpo hasta el órgano a proteger al tener que atravesar todo el grosor de la zona anatómica. Por ejemplo, si los órganos que queremos proteger se encuentran dentro del campo de exploración, como las mamas en una telerradiografía de columna, en este caso lo primero que haremos será realizar una proyección en la que alejemos lo máximo posible la zona radiosensible del foco principal, realizando en este caso concreto una proyección PA en lugar de hacerlo en AP. En telerradiografías de columna reducimos entre un 1/3 a un 1/7 la dosis en tiroides, y de un 1/3 a 1/4 la radiación en mamas. Obtendremos así mismo un gran ahorro en la dosis que reciben las gónadas realizando este tipo de proyección. De la misma forma hemos de proceder, por ejemplo, a la hora de realizar radiografías de cráneo para evitar grandes dosis en el cristalino.

Esta forma de actuar está avalada por la publicación 121 de la **Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP)**, la **Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR)** y la **Sociedad Española de Radiología Pediátrica (SERPE)**.

¿CÓMO PODEMOS REDUCIR EL EFECTO DE LA RADIACIÓN DISPERSA EN LA IMAGEN?

Como dijimos anteriormente, la culpable de que perdamos resolución de contraste en la imagen obtenida es la radiación dispersa, que además incrementará la dosis de radiación que recibe el paciente. Ésta siempre existirá como parte del haz que sale del paciente después que haya sido atravesado por el haz primario y se propagará en todas las direcciones y a todas las profundidades del grosor de la parte explorada (Fig.14).

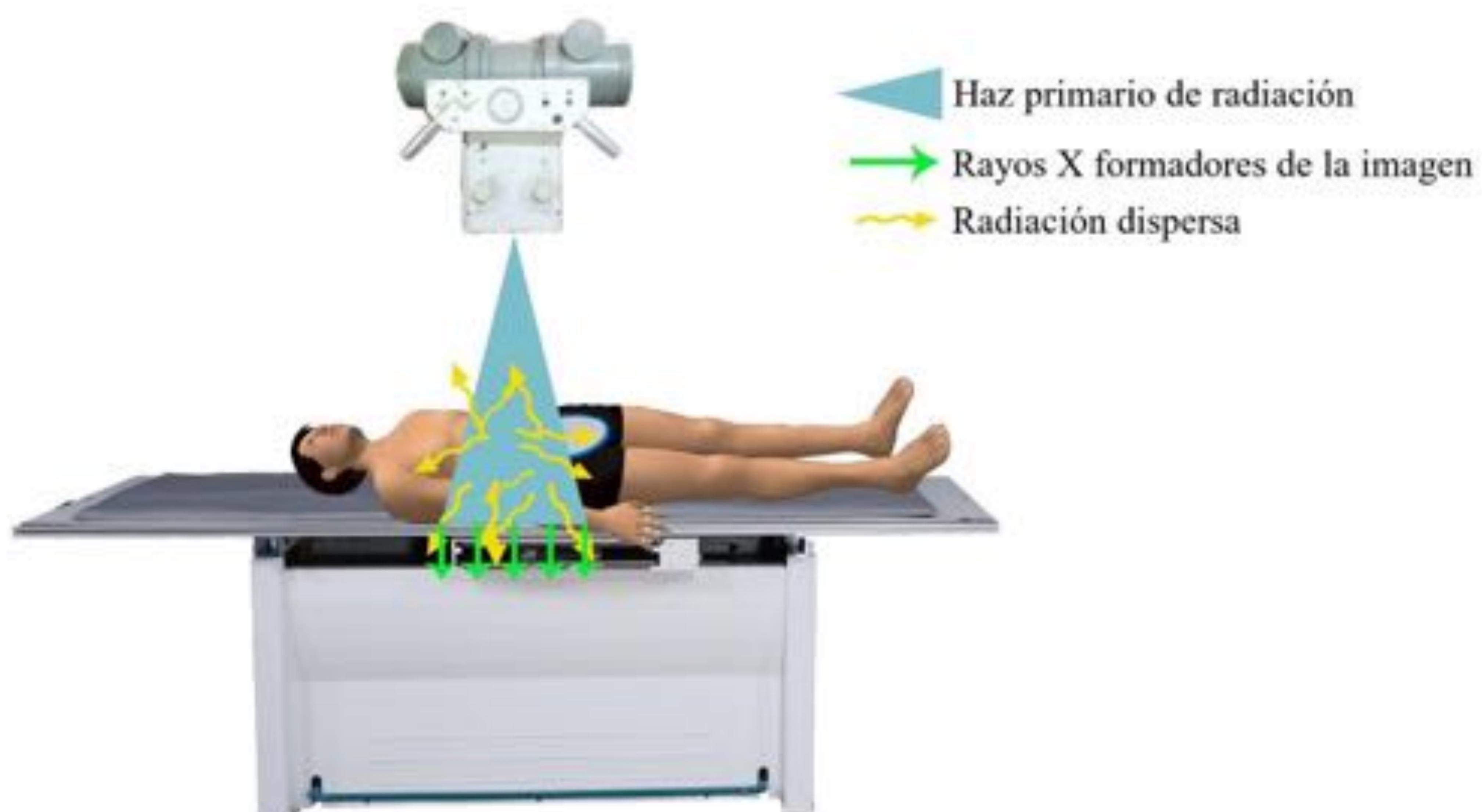


Fig.14 Esquema de una exposición radiográfica. Se producirá radiación dispersa en todas direcciones al interaccionar el haz principal con el paciente. La radiación primaria que atraviese al paciente y llegue al receptor será la que forme la imagen radiográfica.

Tenemos que lograr minimizar esa radiación dispersa tanto como podamos. Nos quedan todavía un par de recursos por usar aparte de la estrecha colimación que ya se comentó anteriormente:

- Un elemento fundamental es la rejilla. Este artilugio, presente en todos los equipos que tienen Bucky, se sitúa entre el paciente y el receptor de imagen, y está formado por secciones radiopacas, llamadas **material de rejilla** alternadas con otras de material radiotranslúcido, llamadas **material intermedio**. Su forma de actuar es simple: tan sólo dejará pasar la radiación formadora de imagen que pasa a través del material intermedio, absorbiendo la radiación dispersa que después de atravesar al paciente sale con cierto ángulo y termina chocando con el material de rejilla. Hay que destacar también que el uso de rejilla lleva implícito un aumento de los mA/s para conseguir así una cantidad de radiación suficiente que alcance el receptor de imagen. Aún así es el mejor método de reducción de dosis cuando se usa en combinación con el dispositivo CAE.
- Otro método sencillo sería usar la **técnica del hueco de aire**. Aunque hoy en día está desuso, lo explicaremos brevemente para seguir haciéndonos una idea de cómo actúa la radiación dispersa. Consiste, simplemente, en alejar 10-15 cm el receptor de imagen del paciente. De esta forma los rayos dispersos que salen del paciente con un cierto ángulo de desviación no llegarán a alcanzar la película. Esta técnica se hace más efectiva con kilovoltajes por debajo de los 90 kVp y al igual que sucede al usar la rejilla, debemos aumentar los mA/s para compensar la pérdida de fotones de rayos X que no llegan al receptor de imagen, con

lo que la dosis que recibe el paciente se incrementa. Otra desventaja de esta técnica es la magnificación que se produce al alejar la parte anatómica del receptor de imagen. Este detalle podríamos solventarlo alejando el tubo del paciente, con lo que tendríamos que volver a aumentar la intensidad que aplicamos al tubo.

¿EN QUÉ FORMA AJUSTAMOS LA TÉCNICA CON LOS PACIENTES PEDIÁTRICOS?

Es sabido que debido a la mayor esperanza de vida que posee la población pediátrica, el riesgo que tiene este colectivo de desarrollar efectos nocivos estocásticos a lo largo de su vida es del orden de 3 a 7 veces mayor que en un adulto. De ahí radica la importancia que tiene lograr el mayor ahorro en la dosis posible para cada estudio con exposición con rayos X que se realice adaptando los protocolos a dichos pacientes pediátricos.

Ajustaremos la técnica en función del peso y el grosor de nuestro paciente. Esta técnica varía, por ejemplo, considerablemente de un neonato prematuro a un bebé de varios meses que puede doblarle en tamaño, por lo que no resulta fácil aplicar la técnica correcta. Un paciente pediátrico necesitará un kilovoltaje sensiblemente más bajo en función de su grosor, pues las densidades de sus tejidos son más semejantes entre sí y menores que las de un adulto. Un aumento de la tensión de pico resultaría en una pérdida de contraste sumando además el riesgo de que la radiografía pudiera quedar saturada, por lo que la mejor opción sería optar por una técnica baja en kV.

El **Organismo Internacional de la Energía Atómica (IAEA)** sugiere algunas recomendaciones a la hora de aplicar algunas medidas específicas a la hora de realizar exposiciones radiológicas a pacientes pediátricos:

- En niños menores de 10 años no se necesitará hacer uso de rejillas antidifusoras, pues debido a la poca presencia de radiación dispersa que se produce en estos casos dada la escasa corpulencia en estos pacientes, la mejora en la resolución espacial y de contraste no es lo suficientemente significativa como para que justifique un aumento de dosis que compense la pérdida de fotones que llegan al receptor de imagen. Esta postura también es defendida por la ICRP.
- Las exposiciones se deberán realizar empleando los tiempos más cortos posibles que nos evite la borrosidad cinética, más difícil de evitar en este tipo de pacientes, y la utilización de foco pequeño, que hará posible la visualización de pequeños detalles y la mejora de la resolución espacial en la radiografía.
- No es recomendable el uso del CAE. Estos sistemas tienen unos detectores con tamaños que no se adaptan a las dimensiones de los pacientes pediátricos y su uso podría llevar a imágenes subexpuestas.
- El uso de sistemas de inmovilización nos ayudará a un correcto posicionamiento del paciente y colimado de la parte a explorar. Cobra especial importancia y dificultad añadida realizar una colimación adecuada, debido a que la anatomía en estos pacientes cambia en sus proporciones en comparación a la de un adulto, además de que los niños puedan moverse si los sistemas de inmovilización no están correctamente ajustados.

¿QUÉ PAPEL TIENE EL PROTECTOR GONADAL?

El protector gonadal se coloca sobre la superficie del cuerpo y cubre los órganos expuestos al HAZ DIRECTO protegiéndolos de la radiación incidente sobre ellos. La **publicación 121 de la ICRP** indica que se deben de colocar sobre los órganos a proteger y que se encuentren a menos de 5 cm del haz primario de radiación, y siempre asegurándonos de que no interferirá en la calidad diagnóstica de la imagen. Es por ello que si el órgano crítico se sitúa fuera del campo de exploración a más de 5 cm de éste bastará con realizar una correcta colimación para mantenerlo fuera del haz primario y no tener así que hacer uso del protector. Este comunicado de la ICRP también indica que las gónadas masculinas podrán ser protegidas con material de radioprotección en la mayoría de exposiciones que incluyan la zona abdominopélvica, y que nunca deberán estar incluidas dentro del haz primario de radiación exceptuando las telemetrías.

La **guía de seguridad 5.11 del CSN** también recomienda el uso de los protectores plomados siempre que sea posible y no impidan visualizar las regiones de especial importancia según la patología de que se trate, aunque habría que tener en cuenta que desde que se redactó este documento en 1990, los equipos han sido capaces de mantener la misma calidad en las imágenes siendo necesaria una dosis cada vez más liviana para el paciente. Consecuentemente, la protección gonadal mediante blindaje plomado ha visto también reducida su importancia.

Es conveniente aclarar que estos protectores plomados que se colocan sobre la superficie del cuerpo son totalmente ineficaces a la hora de proteger de la radiación dispersa que se propaga por el interior del cuerpo alcanzando a órganos que no se encuentran dentro del área de interés.

¿QUÉ PELIGROS ESCONDE EL PROTECTOR PLOMADO?

Es viable y recomendable la protección de los testículos en niños menores de 15 años en la mayoría de estudios que abarquen la región abdominopélvica, pero se requiere de gran habilidad por parte del técnico el colocar el protector gonadal en niñas y mujeres en dichos estudios radiográficos pues precisamente desconocemos la posición exacta de los ovarios, que además suelen tener una posición variable dentro de la anatomía normal.

Hace varias décadas la dosis efectiva recibida por los pacientes y en las gónadas en particular hacía justificable el uso de protectores plomados. Esta práctica se ha arrastrado desde entonces hasta la actualidad sin tener en cuenta que hoy en día las dosis que se reciben son lo suficientemente bajas como para no arriesgarse a tener que repetir una exploración o verse reducida la calidad diagnóstica de la radiografía debido al uso de estos protectores.

La **Maastricht University Medical Center** presentó en el Congreso Europeo de Radiología de 2011 un estudio retrospectivo sobre 500 radiografías abdominopélvicas en niños y niñas de 0 a 15 años, y se comprobó que en niños se realizaba una colocación correcta del protector gonadal en el 34% de los casos, mientras que en niñas tan sólo se lograba en el 9% de todas las exploraciones. Además, se pudo demostrar que con el uso correcto de estos protectores gonadales solamente se consigue reducir el riesgo hereditario en un $24 \pm 6\%$ en niños, por un $6 \pm 3\%$ en niñas. La conclusión a la que llegaron fue que las desventajas eran mayores a los beneficios que llevaba la práctica de la colocación del protector gonadal.

Ya en la **Nota Técnica** que publicó de forma conjunta la **SEPR (Sociedad Española de Protección Radiológica)** con la **SERPE (Sociedad Española de Radiología Pediátrica)** en 2013, se informó de que en estudios recientes se había comprobado que en un porcentaje muy considerable la incorrecta colocación del protector había llevado a que se ocultasen regiones de interés, a que se produjesen artefactos o que interfiriesen con el CAE de los equipos, haciendo que se tuvieran que repetir en muchos casos las exposiciones. Esta postura también es defendida por la ICRP según su publicación 121. Es por esto por lo que se RECOMENDABA SU NO USO dados los riesgos y la poca incidencia que tenía en la protección de estos pacientes (Figs.15A y 15B).

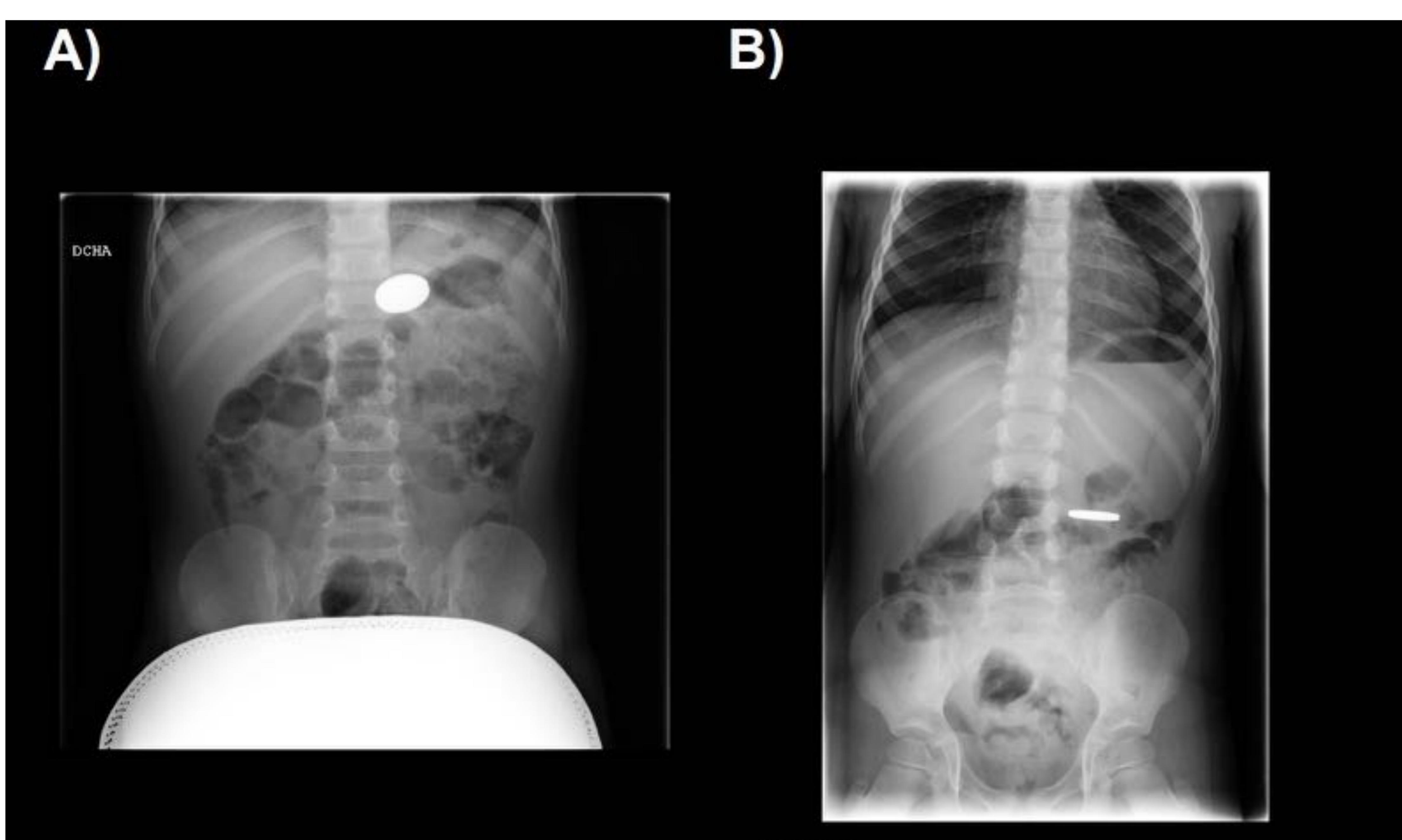


Fig.15 Ejemplo de que el protector gonadal no siempre es la mejor ni debe ser la primera opción para la protección del público infantil. Paciente de 4 años que acude a urgencias por sospecha de ingestión de cuerpo extraño (monedas). Desde urgencias se solicita control radiológico para confirmar la ingesta y determinar su localización. Primeramente se realiza la radiografía A interponiendo un protector gonadal entre el haz y las zonas más radiosensibles y en la que se

demuestra la existencia de una moneda. Como la paciente debido a su corta edad no fue capaz de confirmar si se había tragado más de una moneda, hubo que realizar una segunda exposición (imagen B) que demostrara que no había más monedas en su interior. Se puede concluir diciendo que el intento por proteger a la paciente con un protector gonadal resultó en una duplicación de la dosis recibida por la niña.

A continuación se esquematiza de qué forma se produce la interacción del protector gonadal con el sistema CAE (Figs.16A y 16B):

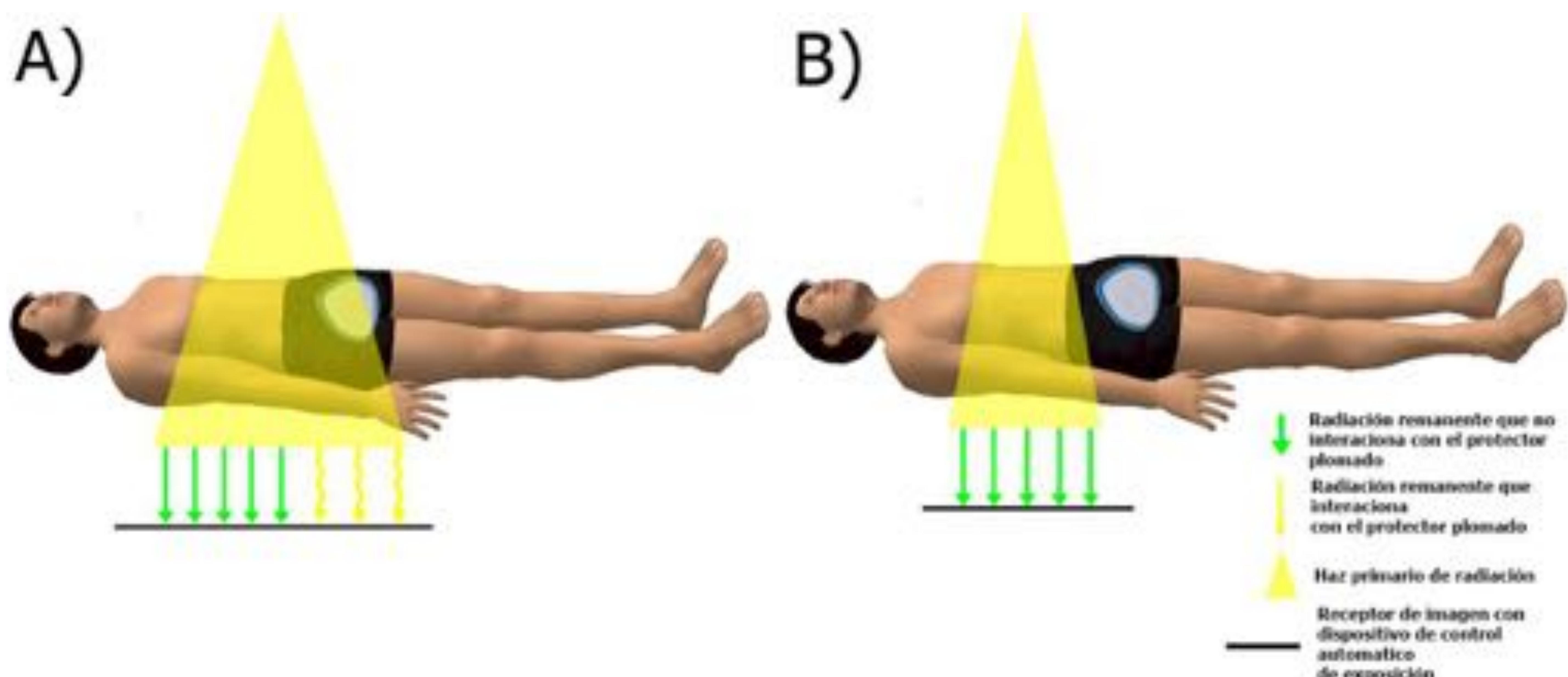


Fig.16A) Proyección de abdomen AP sin colimar el haz primario de radiación, en la que llega al receptor de imagen radiación que interacciona con el protector gonadal, atenuándose de forma considerable y llegando menos cantidad de fotones de los que necesitan recibir los detectores de los exposímetros automáticos para cortar la exposición. 16B) Misma exposición radiográfica para el abdomen colimando el haz adecuadamente para evitar la interacción con el protector plomado y haciendo que el sistema de control automático de la exposición actúe correctamente.

Si sobre las cámaras de ionización que recibirán la exposición se coloca un protector plomado que impide que esta radiación alcance los detectores, éstos tardarán más en recibir la dosis umbral necesaria para cortar la exposición y ésta se realizará con más dosis de la necesaria, obteniendo una densidad óptica que tampoco será óptima.

El año pasado y exponiendo los mismos motivos, la **Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM)** se posicionó en contra de la utilización de protectores gonadales como práctica habitual. Además, esta organización recomienda que se incluya en los programas educativos de la formación de nuestra profesión información sobre los riesgos que conlleva el uso de los protectores.

REVISIÓN DEL TEMA PARA TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC)

Con diferencia, los estudios de TC, son los que más han contribuido a la dosis colectiva de la población, abarcando más del 40% de ésta, a pesar de comprender todavía menos del 10% de los estudios radiológicos. De este dato puede extraerse que este tipo de exámenes implican una dosis considerablemente alta en los pacientes. Incrementándose cada año el número de estudios que se realizan de este tipo, es fácil de imaginar el peso cada vez mayor de los estudios de TC en la dosis colectiva de la población. Los avances que se han desarrollado en las máquinas de TC nos dan la oportunidad a los técnicos y médicos radiólogos de implementar en los protocolos factores técnicos adaptados al tipo de estudio y de paciente en cuestión que si bien pueden conseguir grandes reducciones en las dosis que se reciben, también pueden suponer un aumento de éstas al buscar una relación señal-ruido mayor de lo estrictamente necesario, o simplemente al querer abarcar un volumen excesivo de anatomía explorada. Se ha comprobado que, para un mismo estudio, existe gran variabilidad en las dosis aplicadas dependiendo del centro en el que se realice la exploración, además de que también es bastante común que no se manifieste una correlación entre la calidad de las imágenes obtenidas y las dosis recibidas por los pacientes, lo que nos hace sospechar de que no se estén aprovechando todas las herramientas que tenemos a disposición en los actuales escáneres para reducir dichas dosis.

Intentaremos seguir un paralelismo a la hora de explicar cómo actúa la TC para obtener las imágenes, cuáles son los recursos de los que disponemos para poder reducir dosis y optimizar nuestros estudios, y terminaremos hablando de los problemas que podemos encontrar a la hora de usar un protector de bismuto.

FORMACIÓN DE LA IMAGEN RADIOLÓGICA EN TC

El paciente, tumbado en una camilla, se encuentra entre un conjunto formado por un tubo de rayos X que emite un haz colimado y una bandeja de detectores que giran alrededor de él de forma sincrónica mientras la camilla en la que está tumbado el paciente se desplaza (**TC helicoidal**), o no (**TC secuencial**), según el modo de funcionamiento escogido. La radiación atenuada por la sección de la parte explorada es detectada y mensurada, haciendo corresponder un nivel de gris a cada grado de atenuación del haz primario (Fig.17).

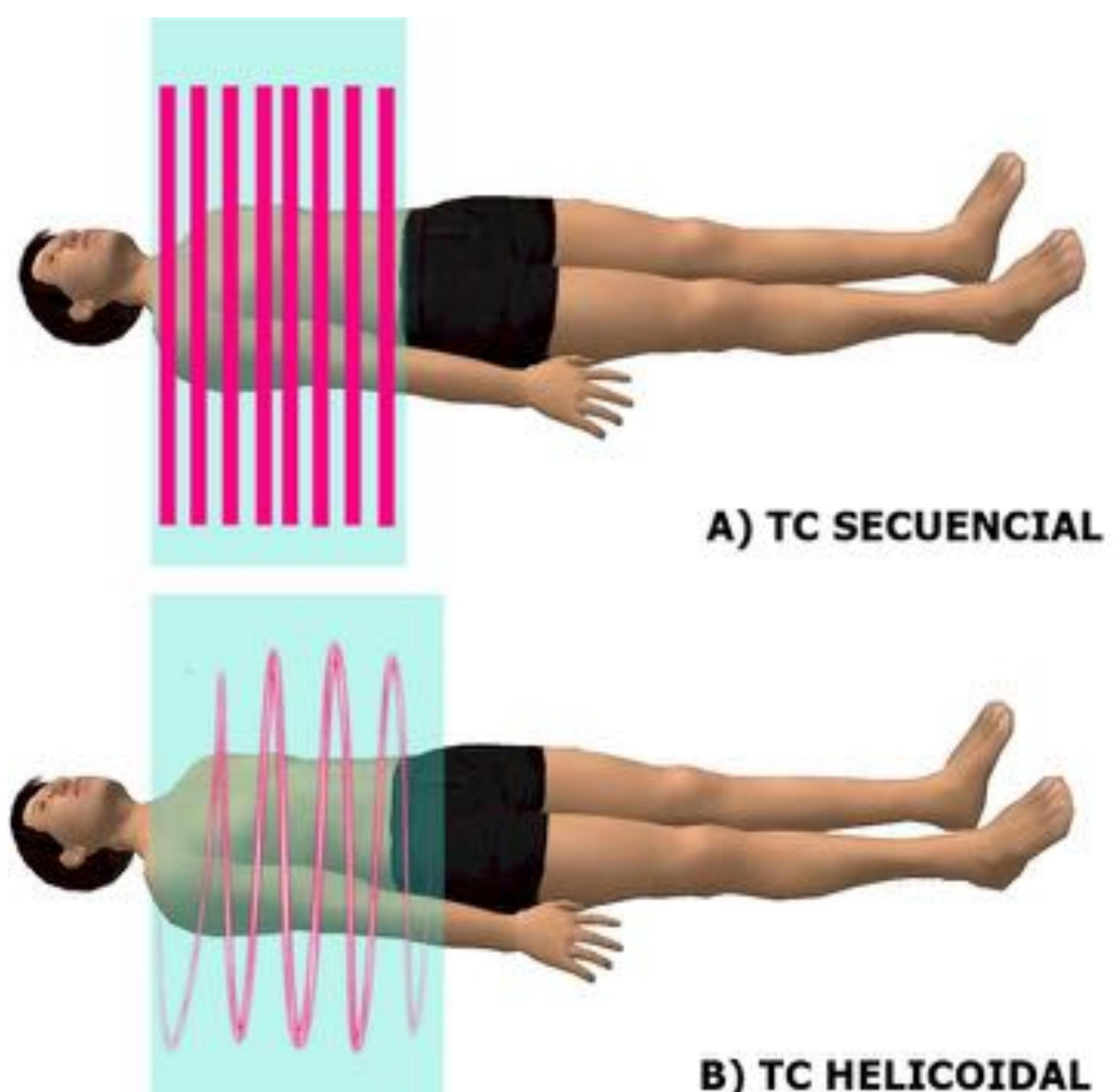


Fig.17 Esquema del modo de obtener las imágenes axiales en modo secuencial o helicoidal.

De esta forma la imagen adquirida es una sección o corte del paciente. En definitiva, un volumen de datos que permite la realización de reconstrucciones o imágenes en otros planos del espacio situando al observador en cualquier perspectiva desde la que ve la anatomía con una resolución casi isotrópica a la de la imagen adquirida.

CÓMO ES UNA EXPOSICIÓN A LA RADIACIÓN EN TC

El haz de rayos X de un TC, desde el advenimiento de los **TCMD (tomografía computarizada multidetector)**, es un haz en abanico con un espesor máximo al menos igual al de la bandeja de detectores que, tras pasar entre los colimadores y ser atenuado por el paciente, llega a los detectores escogidos generando imágenes en el plano axial para la realización del procedimiento (Fig. 18).

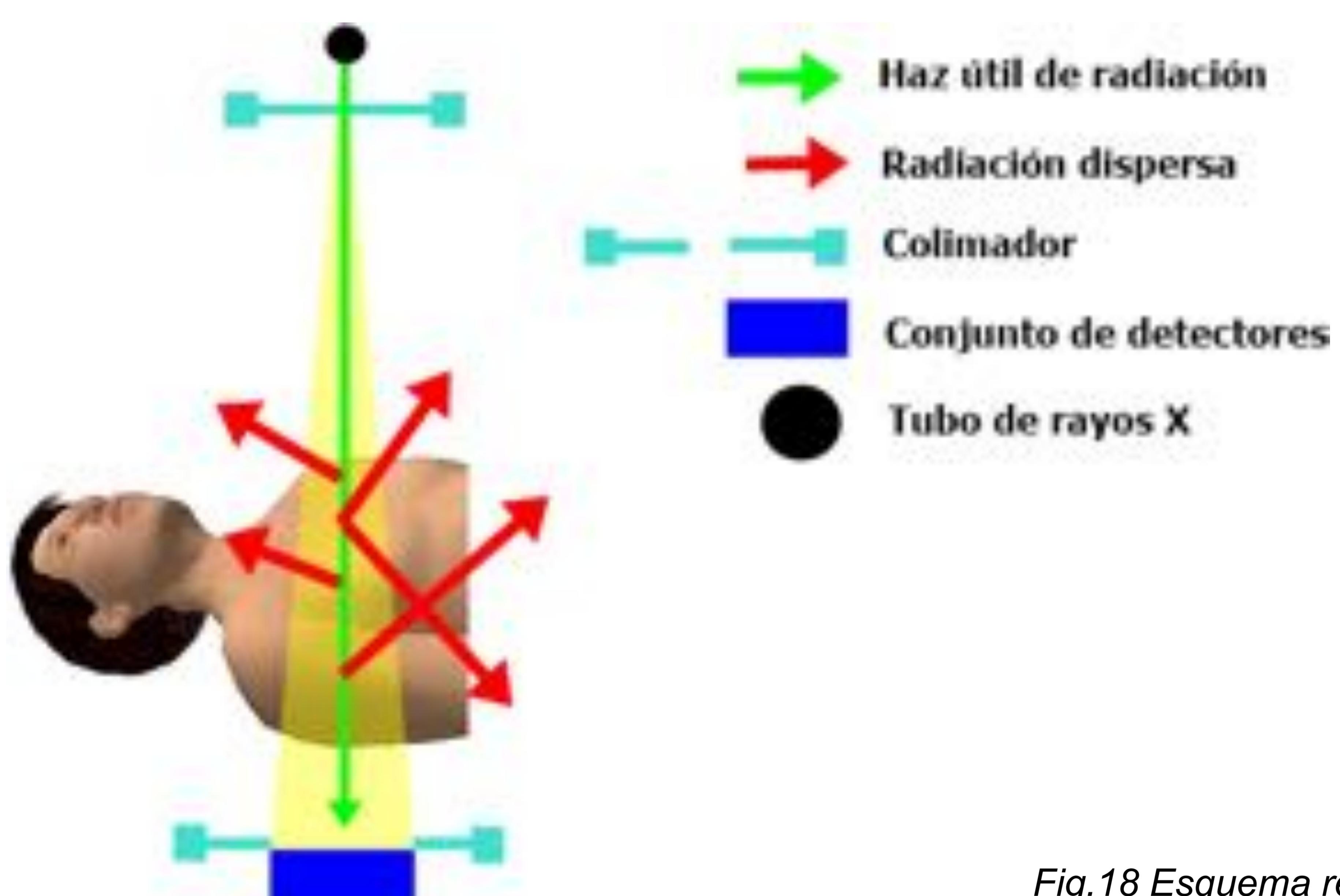


Fig.18 Esquema realización imagen axial en TC.

La radiación atenuada que llega a los detectores es la resultante de todos los tipos de interacción entre la radiación y la materia que ya se explicaron para la parte de radiología convencional, por lo que una parte resulta útil para obtener la imagen mientras que el resto es radiación dispersa e indeseable. De hecho, y para que la cantidad de radiación sea suficiente y evitar su penumbra en los detectores más externos de la bandeja, es necesario que exista una sobreexposición en el eje Z, es decir, que el haz colimado abarque más de lo que abarca la bandeja de detectores o el número de detectores escogidos. Esta sobreexposición es tanto mayor cuanto más finos y numerosos sean los cortes.

Existen diferentes modos de funcionamiento para un TC:

- **Radiografía de planificación:** También se la conoce con otros nombres como **proyección planar, localizador, topograma o scout**. Son exploraciones de la zona anatómica de interés en un solo plano, similares a las radiografías en vistas posteroanteriores, anteroposteriores o laterales. Sobre ellas se planifica el examen y solo valen para la planificación del estudio sin que tengan valor diagnóstico. La tensión e intensidad de corriente del tubo con la que se adquieren son mínimas y generará unas medidas de atenuación a lo largo de su rango (extensión en mm de la radiografía de planificación). El modelo de TC que utilicemos hará uso de estos datos de atenuación para realizar los cálculos de modulación de dosis. Según lo captado por los detectores, en el momento de realizar los cortes axiales aplicará la intensidad de corriente (mAs) necesaria en cada plano de corte del paciente.
- **Modo secuencial:** El sistema formado por el tubo de rayos y el arco de detectores gira emitiendo radiación alrededor del paciente una vuelta entera mientras la mesa de exploración se mantiene estática. Se genera al menos una imagen en función de la colimación seleccionada, por lo tanto se entiende que la colimación mínima equivaldrá al tamaño de un detector (0,5 ó 0,6 mm). En los TCMD la colimación determina el grosor del haz en abanico, que en una rotación puede abarcar varias filas de detectores, por lo que una sola vuelta del tubo puede generar varias imágenes.

- **Modo helicoidal:** La adquisición en modo helicoidal es posible al compaginarse el movimiento de rotación del conjunto tubo y detectores con la translación de la mesa de forma ininterrumpida. El resultado es un volumen de datos de una zona anatómica extensa en una sola adquisición.

- **Modo cine:** Escaneado continuo de un área en un determinado tiempo sin desplazamiento de la mesa del paciente mientras administramos un medio de contraste. Es el modo utilizado para estudios como la perfusión cerebral, donde el procesamiento posterior de las imágenes nos proporcionará mapas funcionales para el diagnóstico de regiones infartadas y cuya principal desventaja reside en la dosis que recibe el paciente.

- **Modo intervencionista o fluoroscopia TC:** Modo de exploración que permite realizar exploraciones con dosis reducidas a la vez que se realiza una biopsia.

DE QUÉ DEPENDE LA DOSIS AL PACIENTE EN TC: EN LA CONSOLA TIENES EL CONTROL

Existen diferentes factores técnicos que influyen en la dosis final que recibe el paciente cuando se efectúa una TC y que lo harán de forma similar a como lo hacían en la radiología convencional. No todos los factores que veremos a continuación afectan de la misma manera a la dosis de radiación, pero lo que sí es general es que todos aquellos que podemos controlar desde la consola del operador y que afectan a la dosis también influirán en el ruido de la imagen:

- **Intensidad de corriente:** Medida en mA, tiene una relación lineal con la dosis. Como ya explicamos anteriormente, la cantidad de mA que deberemos aplicar dependerá del grosor y densidad de la parte a estudiar. A mayor mA obtendríamos una mayor resolución espacial y un menor índice de ruido en la imagen, pero con ello aumentaría también de forma proporcional la dosis que recibe el paciente.

- **Tensión del tubo:** Este parámetro aparece en la mayoría de los TC como pico de kilovoltaje (kVp). Afecta a la dosis de forma no lineal aunque no se le puede negar la relación. Disminuir los kVp baja la dosis aumentando la resolución de contraste, aunque también aumenta el ruido y disminuye la resolución espacial. Un aumento en el kVp supondría en cambio, además de un aumento en la dosis recibida, una reducción del contraste, de forma paralela a como se explicó en la parte de radiología convencional. En las TC actuales la corriente del tubo se presenta en valores preestablecidos de 140, 120 (valor estándar), 100 y 80 kVp, siendo este último nivel comúnmente utilizado para estudios pediátricos. Descender uno de estos escalones puede suponer una reducción de la dosis efectiva por encima del 40% según algunos autores. En las regiones anatómicas con un contraste inherente más grande, también habrá un margen de optimización de la dosis mayor sin que por ello se vea aumentado el ruido en la imagen.

- **El grosor de corte** es delimitado por los colimadores. Hay dos, uno prepaciente a la salida del tubo, y otro postpaciente o predetector, justo antes de llegar al conjunto de detectores. Define la anchura del voxel en el eje z, medido en mm, y afecta a la calidad de la imagen y a la dosis que recibe el paciente de la siguiente manera: cuanto menor sea el grosor de corte, mayor será la resolución espacial, pues reduciremos el volumen y por tanto el número de elementos de diferente densidad que aparecen en un mismo voxel y de los que obtenemos la media aritmética del total de las atenuaciones. Esta opción de reducir el grosor de corte tendrá el sobrecoste de que aumentará el ruido de la imagen axial que obtenga, pues a los detectores llegarán insuficientes fotones provenientes de un haz más fino para que puedan ser reconvertidos en los diferentes niveles de grises, por lo que es evidente que para obtener la misma información sobre la atenuación que provoca en el haz, necesitaremos mayor dosis de radiación. Lógicamente, para hacer una hélice para un mismo volumen necesitaremos mayor número de vueltas (más dosis) cuanto más colimado sea el haz. Así mismo, si necesitamos que el conjunto tubo-detectores emplee más giros completos para explorar la misma área anatómica, estaremos obligados a emplear un mayor tiempo en la exploración, lo que aumentaría las posibilidades de obtener artefactos por movimiento.

Si por el contrario aumentamos nuestro grosor de corte, induciremos una menor dosis de radiación al cubrir con el haz un mayor número de detectores y así se podrá emplear un menor número de vueltas para un mismo estudio y aumentaremos proporcionalmente la relación señal ruido, aunque obtendremos una menor resolución espacial. Este parámetro es muy importante también para las posteriores reconstrucciones que se hagan y tiene mucha influencia en el **artefacto por volumen parcial**.

- El **intervalo de corte** nos indica la distancia que hay entre cortes consecutivos. Determina por tanto el desplazamiento de la mesa al terminar la exploración de cada secuencia axial. En función del grosor de corte que hayamos seleccionado, podemos hacer que los cortes se solapen, sean contiguos, o separados unos de otros, si este intervalo de corte lo hacemos menor, igual o mayor que el grosor de corte, respectivamente.

- **Pitch o factor de desplazamiento:** Este parámetro es característico de los TCMD, y establece la relación entre la velocidad de la mesa y el tiempo de giro del tubo de rayos X durante la obtención de los datos volumétricos. De forma similar al modo secuencial, las hélices que se obtengan aquí a lo largo del eje z podrán ser continuas, si el factor pitch = 1; con intervalo entre ellas, si el pitch >1; y solapadas si el pitch <1. Cuanto mayor sea el pitch, más "estirada" aparecerá la hélice, con lo cual menos tiempo emplearemos en realizar un estudio que abarque la misma extensión y menor dosis recibirá el paciente (aunque ésta no disminuya proporcionalmente) pero también se reducirá la cantidad de datos volumétricos que se obtienen, perdiéndose información anatómica real (obligando al ordenador a reconstruir los datos no obtenidos de forma real mediante algoritmos de interpolación), además de resolución espacial. Se han realizado varios estudios que demuestran que un incremento del pitch de 1 a 1.5 reducen la dosis en un 33% sin que se aprecie un deterioro significativo en la calidad de la imagen final. Ésta es una medida recomendada por la **ICRP** en su **publicación nº87**.

- **Volumen a irradiar:** Este volumen al que nos referimos consta de dos magnitudes:

● La primera es el grosor del paciente sobre el que no tenemos ningún control excepto en el sentido de poner la zona a explorar en el **isocentro** del equipo, lo cual condiciona el centraje del paciente en el caso de estudios de extremidades o segmentos de columna, por ejemplo.

● La segunda es el **rango** o longitud de la exploración. Por ejemplo, explorar para un mismo paciente solo el hemiabdomen superior o por el contrario toda la región abdominopélvica, variará sustancialmente la dosis recibida.

Así mismo, influye en la dosis el número de series o adquisiciones que se realicen sobre una misma región anatómica, como sucede en los estudios arteriales y venosos. Así, no tendrá nada que ver realizar una urografía por TC en fases basal, nefrográfica y excretora, que hacerla en fases basal y mixta (también llamada split). La segunda opción representa una serie menos, por lo que reduce sensiblemente la dosis. Cabe mencionar también que los estudios multifase representan un último reto para el técnico radiólogo, ya que no todas las fases necesitarán el mismo índice de relación señal ruido, y por lo tanto se podrán llevar a cabo estrategias de limitación de la intensidad de corriente y/o del kVp. Es por todo ello recomendación de la ICRP limitar el volumen a irradiar.

CÓMO PROTEJO AL PACIENTE DE LA RADIACIÓN EN TC

La exposición radiológica puede proporcionar al paciente un gran beneficio diagnóstico o terapéutico frente al pequeño riesgo al que puede estar sometido, pero la realidad es que el número de estas exposiciones en todo el mundo crecen día a día. Para mantener el riesgo en dimensiones aceptables y evitar exposiciones innecesarias o excesivas debemos atender a las recomendaciones de la ICRP, del **Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de los Efectos de las Radiaciones Atómicas (UNSCEAR)** y de la **OMS** transpuestas a nuestro ordenamiento jurídico, que conforman el **sistema de protección radiológica** y que se basa en tres criterios fundamentales:

- **Justificación:** Es siempre el primer paso en la protección del paciente y tiene especial importancia en el paciente pediátrico. La adecuación del tipo de prueba se valorará en función de la naturaleza de la sospecha clínica y para dicho paciente en particular. Según la publicación 113 de la ICRP, el médico prescriptor tendrá la responsabilidad de valorar si el estudio es susceptible de afectar al tratamiento clínico del paciente, y el radiólogo deberá evaluar los pros y los contras de realizar dicho estudio, obteniendo siempre un beneficio neto para el paciente o si fuera conveniente sustituirlo por otro tipo de técnica de imagen que fuera menos nocivo para éste. A tal efecto hay publicadas también **guías de indicaciones clínicas** que orientan a los facultativos a escoger el tipo de estudio que más se adapte a la situación del paciente, y que permitiendo valorar la patología en cuestión, sea menos cruento o entable menos riesgos para éste. En correlación con esto hay evidencias contrastadas de ejemplos de abuso de la TC como en algunos casos de traumatismos leves en niños, llegando a un porcentaje del 37% para un uso injustificado de esta prueba de imagen.

- **Optimización:** El médico radiólogo y el técnico en imagen para el diagnóstico deben consensuar el protocolo correcto y los parámetros técnicos que más se adapten a la indicación del estudio, la región anatómica a escanear y las características y condiciones físicas de cada paciente, haciendo especial énfasis en los estudios pediátricos. No todos los estudios requieren del mismo grado de definición para sus imágenes, por lo que siendo posible la reducción de dosis en todos los procedimientos y estando en compromiso este valor con la calidad de la imagen resultante, deberemos de obtener imágenes de calidad suficiente que no ofrezcan duda al médico radiólogo para la elaboración de un diagnóstico confiable, aplicando la menor dosis posible, como así remarca la **publicación 102 de la ICRP**. Así, tenemos como ejemplo los procedimientos en intervencionismo guiado por TC, en los que se usan una cantidad de mAs mucho más baja que en los habituales (30 mAs en vez de 200 mAs), y que aunque con ello se obtengan imágenes con una relación señal ruido bastante más baja que en los estudios diagnósticos, la calidad de estas imágenes será más que suficiente para guiar la aguja.

De igual manera, no todos los estudios requieren del mismo área a escanear según la sospecha clínica que se tenga. En correlación con esto podemos poner como ejemplo el estudio para sospecha de cólico renal en el que no es necesario abarcar desde las cúpulas diafrágmaticas hasta la síntesis del pubis, sino que es suficiente con poner como límite superior el margen inferior de la décima vértebra torácica, logrando con esto una disminución de la dosis del 15-20% (Corwin MT et al. JCAT 2014).

Aunque el porcentaje de estudios de TC en pacientes pediátricos es todavía muy pequeño en proporción al de adultos, las dosis altas que reciben, unido a su temprana edad y la mayor sensibilidad de sus tejidos provocan que la mortalidad por cáncer radioinducido sea significativamente mayor en niños que en adultos. Es por ello que es una recomendación común para multitud de asociaciones radiológicas y pediátricas la optimización de los protocolos para pacientes pediátricos, tanto para las dosis de radiación como para el volumen de contraste a administrar, en función de la edad y el peso de dicho paciente pediátrico.

- **Limitación de dosis:** No existe un límite de dosis propiamente dicho para exposiciones médicas, pero se considera de forma unánime para muchas asociaciones y sociedades nacionales e internacionales como la **Heads of the European Radiological Protection Competent Authorities (HERCA)** (Octubre, 2014), establecer unos niveles de referencia, los cuales continuamente se están actualizando, y que nos ofrecen una guía de los niveles de dosis que no se han de superar. Este concepto de **niveles de referencia en diagnóstico** ya fue introducido en la Directiva 97/43 de la Euratom, y en la Directiva 2013/59 se creó una guía en la que se establecieron niveles de referencia para exámenes típicos en pacientes estandarizados y para tipos definidos de equipamiento. De forma extensiva se puede hacer una guía de niveles de referencia de dosis dentro de cada servicio y que debieran ser revisados de forma periódica.

Ya hemos visto los parámetros técnicos que podemos variar en función del estudio que queremos realizar y de las características físicas del paciente, y cómo afectan tanto a la calidad de las imágenes que se obtienen como a la cantidad de dosis que reciben dichos pacientes.

A parte de esto, este método de obtención de imágenes ha contado en los últimos años con importantes innovaciones que nos servirán como herramientas adicionales para intentar optimizar las dosis en nuestros estudios de TC. Es conveniente pues recordar aquí y antes de pasar al siguiente punto, que según la publicación 113 de la ICRP, los profesionales directamente relacionados con el uso de radiaciones ionizantes deben de recibir la correcta formación y entrenamiento en radioprotección, en especial antes de la implementación de una nueva técnica o equipamiento a su servicio.

EXPLORA TODO EL POTENCIAL QUE ESCONDE TU MÁQUINA

- **Modulación automática de dosis (MAD):** Existen distintas modulaciones de dosis que dependen de los diferentes fabricantes para conseguir un ahorro de dosis en el estudio que estamos realizando. Algunas de estas modulaciones son en función de la zona anatómica como veremos más adelante, pero incluso las acciones generales sobre todos los estudios dependen del aparato que estemos utilizando. Algunos fabricantes necesitan de radiografías de planificación en los dos planos del estudio para realizar una modulación de dosis adecuada. Los TC que realizan un solo scout utilizan los datos de este, mientras que los que realizan dos scouts en planos o vistas ortogonales utilizan los datos del segundo scout para modular la dosis. Esta es la razón por la que colocar la zona de interés en el isocentro del anillo y ajustar el rango generar un buen ajuste de la intensidad de corriente por parte del TC y un ahorro de dosis en el paciente. Otros fabricantes incorporan para calcular los datos de atenuación del scout los datos de atenuación de la última vuelta del tubo. Incluso algunos fabricantes te permiten elegir entre distintas opciones de modulación que influirán en la calidad de la imagen y dosis final.

A partir de los datos respecto a las diferencias en la atenuación de los rayos X en las distintas zonas de la anatomía del paciente que se obtienen al realizar la radiografía de planificación, y fijado un kVp, este sistema va adaptando la corriente que se aplica al tubo en función de la anatomía que va explorando (grosor y densidad) a lo largo del eje Z (**modulación longitudinal**), y del ángulo desde el cual se realizan las proyecciones durante la rotación del tubo (**modulación angular**). El resultado es una uniformidad en la relación señal ruido de la imagen independientemente de la zona anatómica que se atraviese. Según la publicación 87 de la ICRP, se ha demostrado una reducción de la dosis del 30-50% sin pérdida de calidad de imagen. Según el techo de mAs que seleccionemos, podremos conseguir una mayor reducción de la dosis que recibe el paciente a costa de perder relación señal ruido. Como dijimos anteriormente, no todos los estudios requieren de una gran resolución espacial. El límite estará en obtener imágenes que por su resolución espacial y de contraste ofrezcan la información suficiente para que el médico radiólogo pueda realizar un diagnóstico según la patología de que se trate.



Fig. 19 Ejemplo de radiografía de planificación o scout a paciente pediátrico para la realización de TC.

Al paciente se le ha colocado un mandil plomado para su "protección".

La actitud más protectora con el paciente hubiera sido medir la longitud de la radiografía de planificación para limitar la dosis y NO poner ningún protector.

La serie helicoidal elevará los mAs al detectar mayores atenuaciones por la presencia del elemento radioopaco en el scout

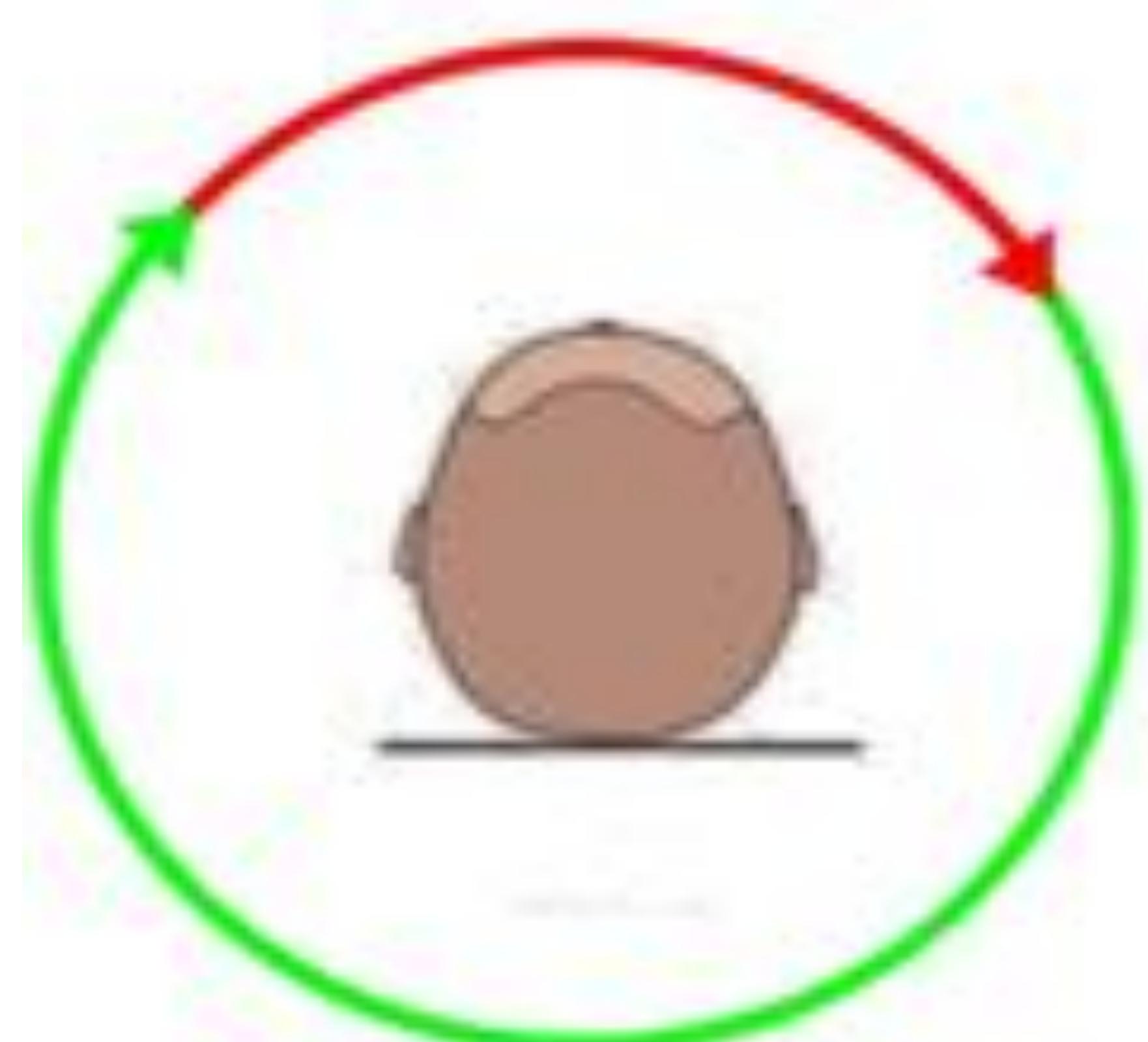
- **Modulación de la tensión del tubo de rayos X:** En este caso, se añade a la modulación de la corriente, la del voltaje del tubo, es decir, utilizamos una doble modulación, de mAs y de kV. Esto nos permite adecuar a cada zona anatómica un kilovoltaje y un miliamperaje suficientes para mantener un contraste y una relación de señal ruido estables a lo largo de todo el estudio, minimizando la dosis que recibe el paciente.

- **Modulación de dosis en cardio-TC:** Para poder hacer uso de este sistema de modulación de dosis necesitaremos de un electrocardiograma que será monitorizado desde nuestra consola de TC. La monitorización del ECG del paciente unida a un algoritmo que predice cuándo se iniciará la fase del ECG elegida para realizar nuestras imágenes, hace posible que se aplique el 100% de la corriente sólo durante el ciclo cardíaco que interese. Este tipo de estudio sincronizado con el ECG ha demostrado una reducción de la dosis de radiación de hasta el 40% en el resto de fases cardíacas.

Desde la llegada de los aparatos de TC de 64 filas de detectores y el advenimiento de los TC de doble fuente, es el método prospectivo el que ha cobrado gran relevancia al ser capaz de realizar un barrido de todo el corazón en un solo periodo del ciclo diastólico, que es la fase en la que el corazón tiene menos movimiento. Durante un ciclo cardíaco se mueve la mesa, y en la fase diastólica del siguiente ciclo se realiza la exploración. Este nuevo método es capaz de conseguir un ahorro en la dosis del 80%.

- **Colimadores adaptativos:** Como vimos anteriormente, es usual en las TC helicoidales que para hacer posible que a los detectores más externos lleguen los fotones necesarios para a partir de éstos poder reconstruir las imágenes, los colimadores se abren durante media rotación antes y después de cada hélice. Los colimadores adaptativos consiguen mediante el movimiento rápido, independiente y perfectamente coordinado de las dos hojas de los colimadores ocultar la zona anatómica del paciente del haz de radiación que no es de interés. Según los cálculos realizados en el Instituto de Física Médica de la Universidad de Erlangen-Nuremberg en Alemania y en el Centro de Innovación Clínica de la Clínica Mayo en Estados Unidos han resuelto que esta innovación es capaz de conseguir reducciones de dosis de hasta un 25% y sin que afecte a la imagen final obtenida.

- **Modulación de dosis por órganos:** Esta opción que aparece desde hace un tiempo en los TC nos permite reducir de forma importante la intensidad de corriente del tubo cuando éste se dispone a irradiar frontalmente al paciente, recuperando el 100% de la intensidad de corriente seleccionada cuando el tubo se sitúa para realizar el resto de sus proyecciones en su rotación alrededor de la zona anatómica a explorar. Ha quedado demostrado que la exposición a la radiación de las mamas o de los ojos se reduce en un 30-40%, sin que se vea aumentado el ruido en la imagen y manteniendo estable la resolución espacial de la misma (Fig. 20).



- **Intensidad de corriente al 100%**
- **Reducción de intensidad de corriente**

Fig.20 Esquema del funcionamiento de la modulación de dosis por órganos. El tubo no emite radiación al pasar por delante de los ojos del paciente para no irradiar el cristalino.

- **Selección adecuada del método para reconstruir la imagen:** Los principales algoritmos empleados para la reconstrucción de la imagen de TC (**image data**) a partir de las proyecciones adquiridas por los detectores y que comprenden los **datos brutos** o **raw data** una vez convertidos en dígitos binarios, se basan en múltiples estimaciones o aproximaciones y son de dos tipos: **retroproyección filtrada** y **reconstrucción iterativa**. En esta última, a partir de una retroproyección filtrada, y realizando una comparación con los datos obtenidos en los cortes previos y los sucesivos, se llega a obtener una imagen que será más exacta a la realidad cuantas más veces se realice esta corrección, por lo que existirá un compromiso entre el resultado obtenido y el coste en tiempo derivado del grado de computación que exija, pero podrán lograrse imágenes con menos ruido usando la misma cantidad de corriente y por tanto un ahorro importante en la dosis. Visualmente los detalles se suavizan y puede que se pierda algo de nitidez, pero se reduce en gran cantidad el ruido en la imagen. La ICRP se ha hecho eco de este avance en el software de la TC y recomienda este método para la obtención de la imagen que ha logrado ahorros en la dosis recibida por el paciente de casi el 80%.

QUÉ PAPEL TIENEN LOS PROTECTORES DE BISMUTO

Desde hace varios años, hay disponibles en el mercado protectores de bismuto en diferentes formas y tamaños que se adaptan a la anatomía que se desea proteger, como por ejemplo, el cristalino, el tiroides o las mamas. Están revestidos de látex y tienen por una de sus caras una base de gomaespuma de 1 cm de espesor aproximadamente, siendo ésta la parte que se apoya sobre el paciente y que hace que no esté la lámina de bismuto propiamente dicha directamente sobre la superficie corporal. Este detalle ayudará a que se minimicen los artefactos que se producen cuando el haz colimado interacciona con la lámina de bismuto. Este material ha ido desbancando al plomo debido a la alta toxicidad de éste y según algunos estudios pueden conseguir hasta un 60% de reducción de la exposición sin pérdida de información diagnóstica, pero tienen el inconveniente de alterar el funcionamiento de la modulación automática de la dosis, por lo que conviene seguir las instrucciones del fabricante y/o tener muy claro qué modo de limitación de dosis utilizaremos en nuestro TC cuando utilicemos estos protectores de bismuto.

Se ha concluido que puede conseguir ahorros en la dosis recibida como los que se fijan en la tabla:

REDUCCIÓN DE DOSIS EN % CON EL USO DE PROTECTORES DE BISMUTO

REDUCCIÓN DOSIS EN %	ZONA ANATÓMICA			
	Testículos en estudio pelvis	Tiroides en estudio cabeza cuello	Mama en estudio tórax	Pacientes pediátricos cualquier estudio
	50	60	60	50



Fig.21 Protector de ojos de la marca Infab®, que asegura una reducción mínima en la dosis del 40%.

Si estos protectores los pusiéramos ANTES de realizar el topograma, los órganos que se hubieran querido proteger habrían recibido más dosis que si estos protectores no se hubieran antepuesto al haz en primera instancia. Es crítico entender que si estamos realizando un procedimiento en nuestro TC en el que tenemos activada la modulación automática de la dosis (MAD) y ponemos los protectores de bismuto antes de la realización de la radiografía de programación o topograma, generaremos una curva de intensidad de dosis muy por encima de la necesaria porque nuestro TC elevará la intensidad de corriente a la hora de atravesar el bismuto para asegurar el nivel de relación señal ruido exigido para ese protocolo.

Si por el contrario colocamos el protector de bismuto DESPUÉS de haber realizado el scout y escogemos en nuestro TC el modo de modulación adecuado, obtendremos la protección que buscábamos porque el sistema de modulación de la dosis aplicará la intensidad de corriente que calculó en función de la atenuación que se produjo en la realización de los topogramas sin los protectores, con lo que los órganos situados debajo del protector de bismuto recibirán menor radiación de la esperada, pero a costa de obtener una imagen más artefactuada y con más ruido, pues a los detectores no llegará la cantidad suficiente de radiación necesaria que se calculó después de realizado el localizador, al anteponerse ahora el escudo de bismuto entre el haz y los detectores. Los órganos que se sitúan detrás del protector no verán atenuada la dosis que reciben en las proyecciones posteroanteriores y el haz se verá otra vez más atenuado de lo esperado al intentar atravesar el material de bismuto, consiguiéndose una imagen de peor calidad.

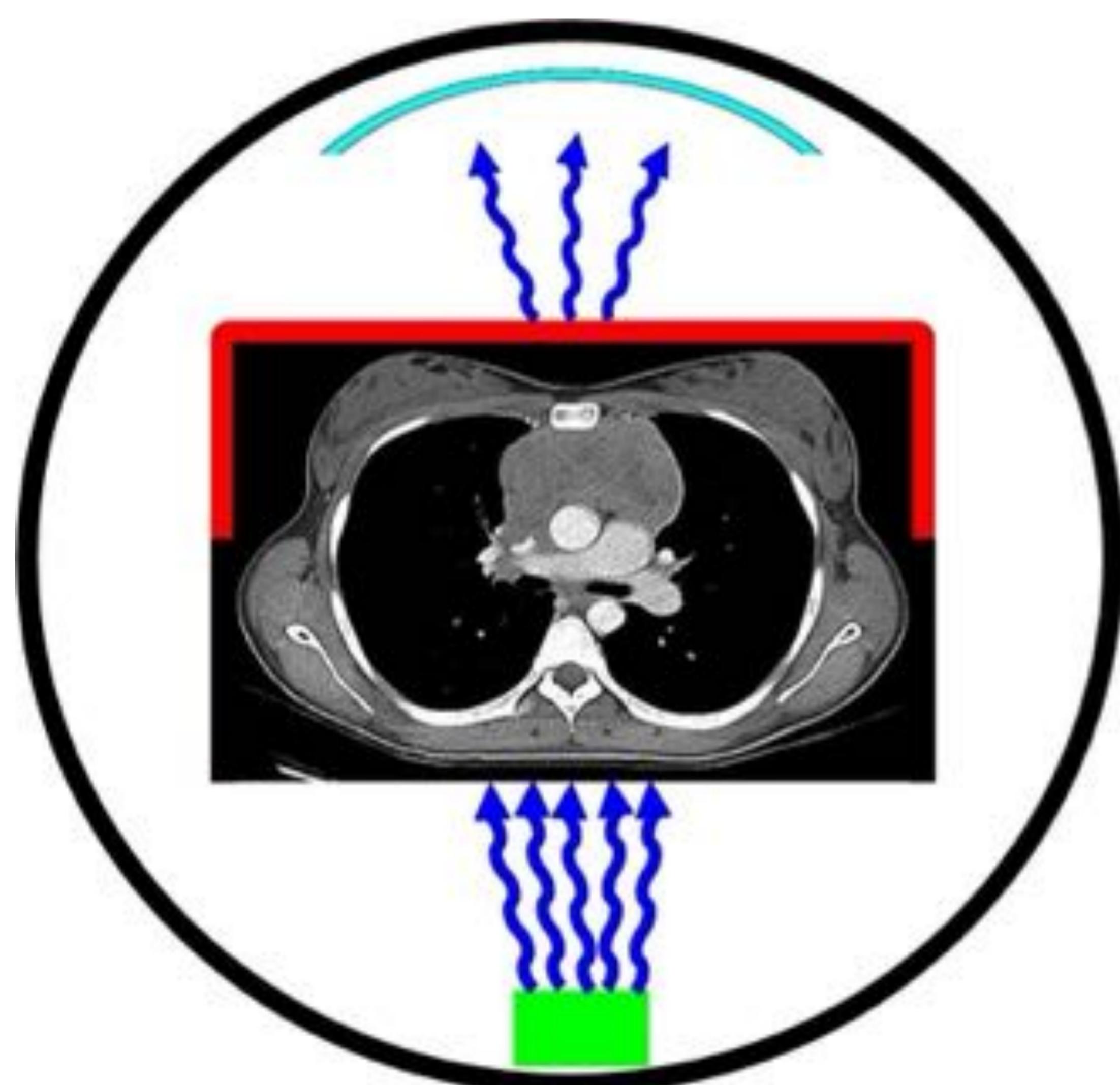


Fig. 22 Esquema del momento en que el tubo se sitúa detrás del paciente y realiza una proyección PA. Los órganos posteriores al protector de bismuto no verán atenuada la dosis recibida y a los detectores no llegará la suficiente cantidad de radiación, viéndose la imagen afectada por ello, aumentando el ruido de ésta y haciendo aparición el artefacto de endurecimiento del haz.

De igual forma a como se explicó anteriormente para la radiología convencional, este sistema de protección de superficie carece de utilidad para evitar la dosis que reciben los órganos internos fuera del campo anatómico escaneado debido a la radiación dispersa, como defiende la AAPM (Asociación Americana de Físicos Médicos). Es decir, si la zona a proteger está fuera del volumen a irradiar no encontraremos ningún beneficio por el hecho de poner al paciente protectores de bismuto.

Para estudios de cráneo, la colocación de los protectores para ojos ha de ajustarse después de haber inclinado el gantry para estar seguros de que no se interponen al haz primario y evitar **artefactos por endurecimiento del haz**. Este artefacto provoca una alteración del rango de energías que posee el haz colimado que atraviesa la sección del paciente, filtrándose la gama de bajas energías del abanico policromático al atravesar el haz un objeto de gran densidad como es el protector de bismuto, y captando los detectores una atenuación que no correspondería con esa anatomía libre de ningún protector. En la imagen se manifiesta como unas bandas hipodensas alternadas con otras hiperdensas paralelas entre ellas.

En estudios como los de tórax será inevitable la aparición de estos artefactos cuando se utilicen los protectores de bismuto para mama, e incluso podría haber proyecciones, como en los laterales, en las que el haz se podría ver doblemente afectado por estos protectores si sus bordes cuelgan por los lados del tórax de la paciente (véase fig. 22). Este detalle acarrearía en los estudios en los que se ha colocado el protector una vez hecho el scout, un aumento nada despreciable del ruido y del artefacto de endurecimiento del haz.

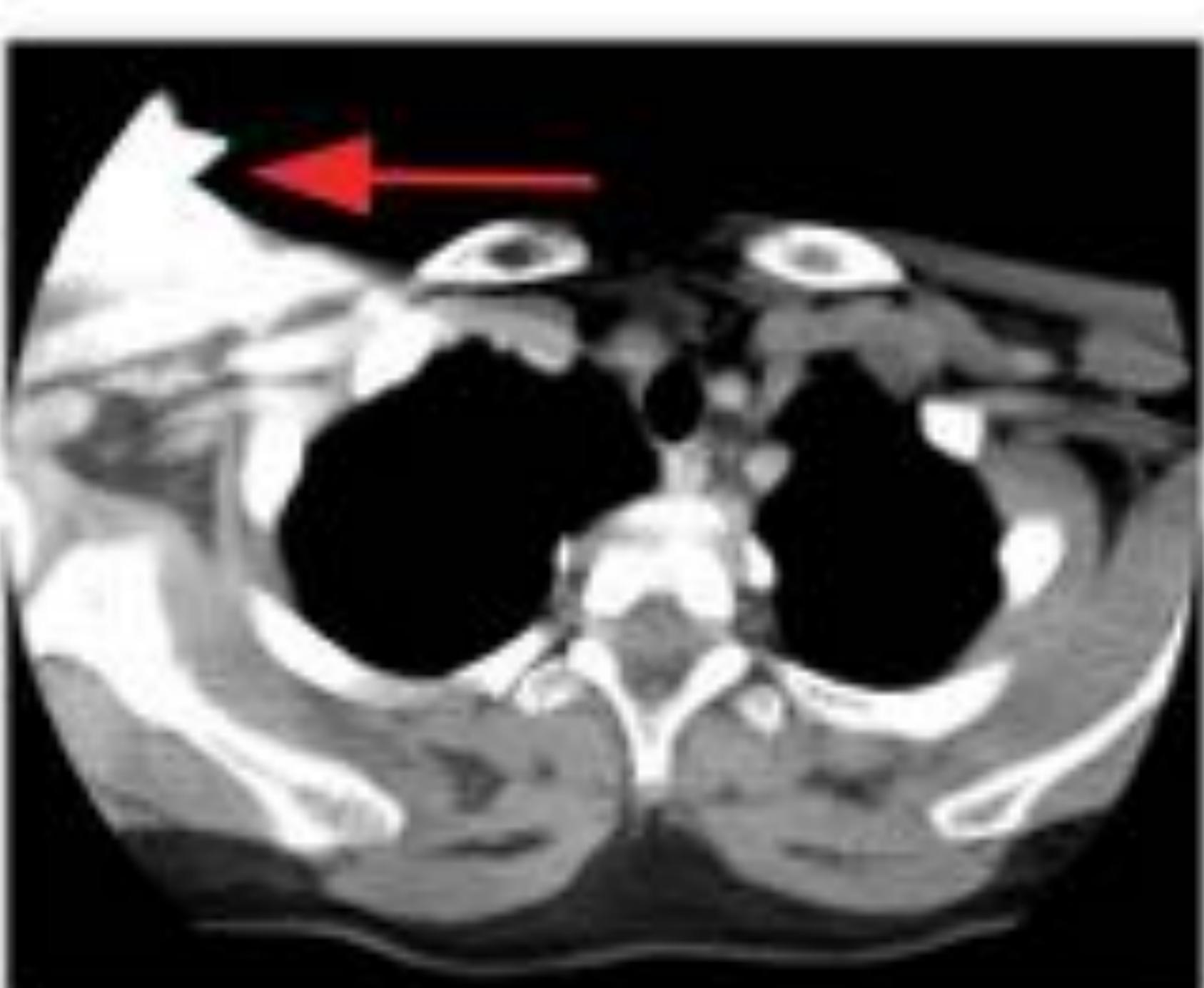
QUÉ PAPEL TIENE EL PROTECTOR GONADAL

El protector gonadal es un escudo protector frente a la radiación. Es un material que absorbe la radiación con una equivalencia a la absorción del plomo envuelto en una funda textil.

En el mercado en la actualidad existen diferentes protectores con diversas formas, tamaños y equivalencias de absorción. Los delantales de protección radiológica usados en el ámbito médico se fabrican con diferentes equivalencias a mm de Pb: 0,25 mm, 0,35 mm y 0,5 mm). 0,25 mm de plomo atenua un 90-92 % de la radiación y 0,35 mm de plomo atenua un 94-96%. Cuando en esta publicación hablamos del uso de protectores gonadales ya citamos que la Sociedad Española de Protección Radiológica (SEPR) y la Sociedad Española de Radiología Pediátrica (SERPE) manifiesta que durante la realización de exploraciones que afecten a la región pélvicoabdominal en niñas, no es recomendable la utilización de protectores gonadales, ya que su uso puede dificultar el correcto diagnóstico y no supone una aportación significativa en cuanto a la protección radiológica de la paciente. En el caso de los niños, los testículos pueden protegerse en casi todos los estudios de abdomen y pelvis cuando no se evalúa la uretra y sería recomendable que se usara este tipo de protección para edades inferiores a los 15 años.

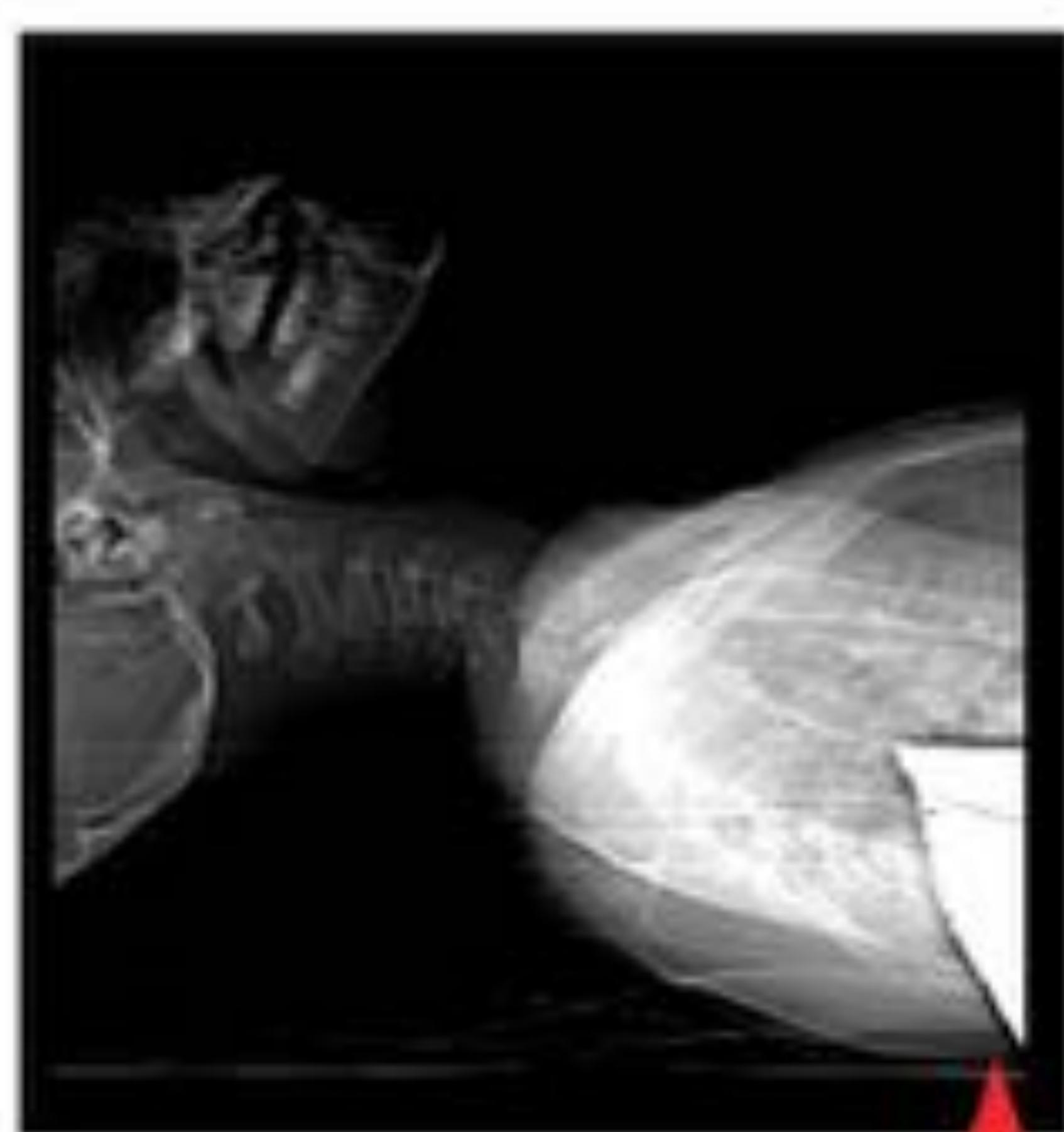
Yendo más lejos, La Asociación Americana de Físicos Médicos (AAPM) ha publicado recientemente una Declaración de Posición en relación al uso de los blindajes gonadales y fetales de pacientes, en la que: "La protección gonadal y fetal del paciente durante las imágenes de diagnóstico basadas en rayos X debe suspenderse como práctica habitual. La protección del paciente puede poner en peligro los beneficios de someterse a imágenes radiológicas. El blindaje gonadal y fetal proporciona un beneficio insignificante o nulo para la salud de los pacientes".

Ninguna de las tres Sociedades hace diferencia entre las exploraciones de radiología convencional y las de TC, por lo que la protección gonadal a pacientes y/o feto en TC ESTÁ DESACONSEJADA. En el caso de las exploraciones de TC, y de acuerdo a lo expuesto anteriormente con el funcionamiento de la modulación automática de la dosis (MAD) y con las imágenes que y gráficas que mostraremos a continuación, demostraremos que el uso de protectores gonadales en pacientes genera un perjuicio por aumento de la dosis (figs. 23, 24 y 25).



Informe de dosis					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDlvol (mGy)	DLP (mGy·cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Helical	592.000-177.375	15.78	332.30	Body 32
Total Exam DLP:				332.30	

Fig. 23 Paciente pediátrico para la realización de TC de cuello al que se le coloca mandil como elemento de protección. Las flechas rojas muestran la posición del mandil en las radiografías de planificación y en el corte axial. En este último se puede observar el artefacto por endurecimiento del haz producido por el mandil. El paciente recibió para este estudio una DLP de 332 mGy/cm para un rango de estudio de 16,9 cm



Informe de dosis					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDlvol (mGy)	DLP (mGy·cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Helical	121.000-1130.375	8.54	128.63	Body 32
Total Exam DLP:				128.63	

Fig. 24 Paciente pediátrico para la realización de TC de cuello al que se le coloca mandil como elemento de protección. Las flechas rojas muestran la posición del mandil en las radiografías de planificación. En este caso la serie helicoidal no alcanza la localización del mandil. El paciente recibió para este estudio una DLP de 128.63 mGy·cm para un rango de estudio de 10'9 cm.

Este paciente ha disminuido un 59% su dosis incluso teniendo en cuenta la disminución en la extensión del estudio.

A pesar de ello el paciente ha recibido más dosis de la debida aunque no la podemos cuantificar. El TC tenía activada la modulación automática de dosis y utiliza toda la extensión del scout para el cálculo de las intensidades de los diferentes planos axiales, por lo que la atenuación producida por el mandil ha sido tenida en cuenta y todo el nivel global de intensidades ha aumentado con respecto a un paciente que no hubiera tenido mandil.

El mandil no ha protegido a estos pacientes. Les ha perjudicado a ambos aunque más al paciente que incluyó el mandil en la serie helicoidal.

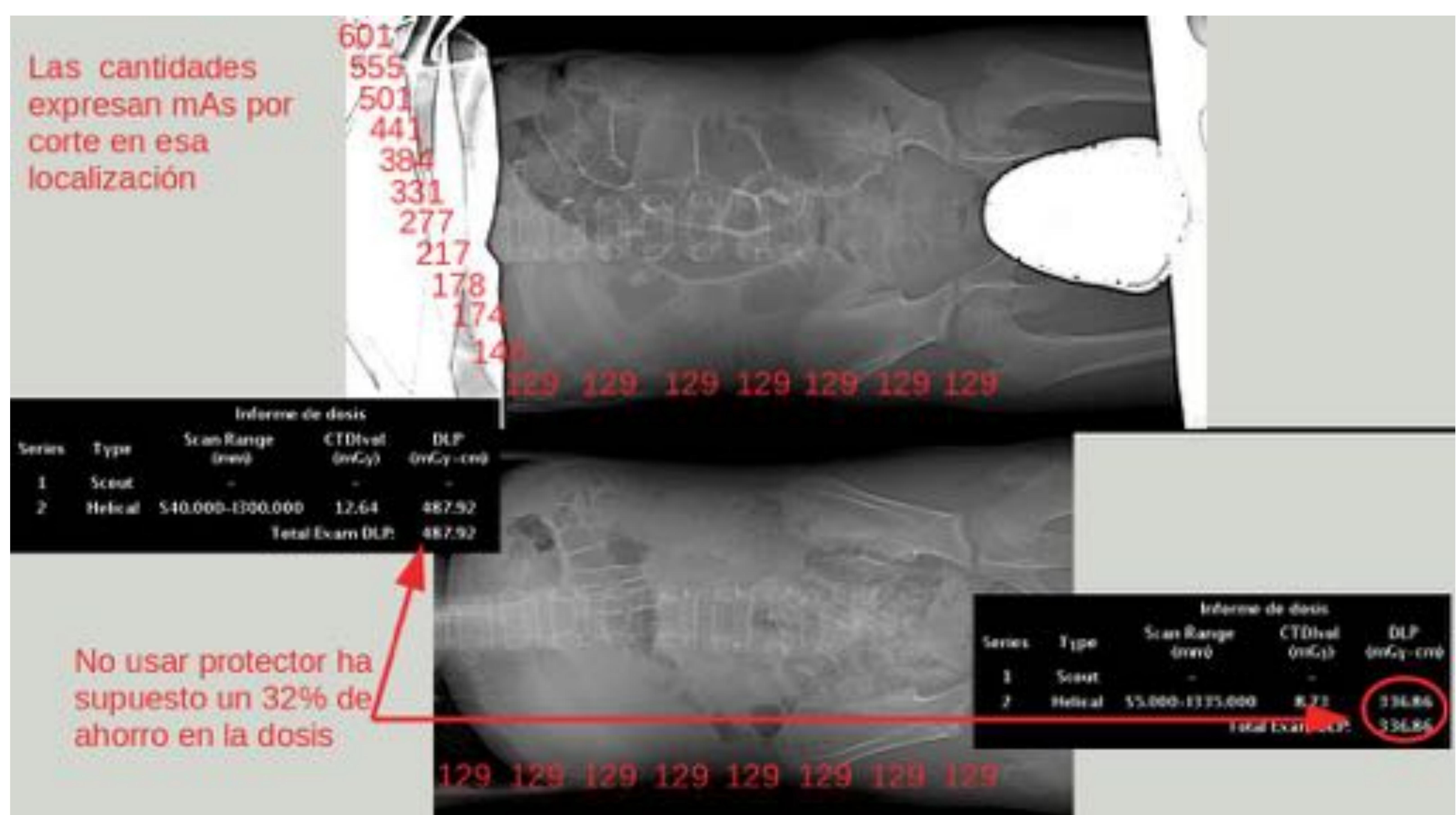


Fig. 25 Imagen que representa el perfil de dosis para dos pacientes pediátricos a los que se les realizó un TC abdominopélvico. Su edad y constitución son similares.

Al paciente de la parte superior de la imagen se le puso para "protegerlo" un mandil en la región torácica, un protector gonadal en los testículos y otro mandil cubriendo las extremidades inferiores.

Todos los protectores se pusieron antes de realizar las radiografías de planificación y se mantuvo su colocación a pesar de que tapaban zonas anatómicas de interés.

Se realizaron los procedimientos con el mismo TC e igual protocolo de estudio, incluso las series helicoidales tienen la misma longitud. El protocolo de estudio tiene activada la modulación automática de la dosis.

El resultado es que el TC intentó, en el caso del paciente "protegido" (parte superior de la imagen), modular la dosis aumentándola para atravesar el plomo y mantener el mismo nivel de ruido en todas las imágenes, por lo que los mAs de las primeras imágenes se triplican.

El paciente al que no se le puso protector gonadal recibió un 32% menos de dosis.

La actitud profesional que logra proteger al paciente es la realizada con el paciente de la parte inferior de la imagen:

- Se han medido y ajustado las radiografías de planificación o scout consiguiendo que el aparato TC ajuste adecuadamente la intensidad de corriente (mAs) por cada plano de corte.
- Se ha escogido un protocolo de TC estandarizado para la edad y peso del paciente pediátrico.
- NO se ha puesto NINGÚN protector gonadal

CONCLUSIONES

Llegar al cumplimiento del principio ALARA (tan baja exposición como sea razonablemente posible) es como recorrer una vereda de nuestra dehesa extremeña (aquí nuestro homenaje); es decir, que a veces la huella queda clara y el camino se transita tan plácidamente que te permite disfrutar del paisaje, y otras la hierba borra el camino y obliga al paseante a estar atento sólo a donde pone el pie.

Proteger al paciente es un poco lo mismo, sencillo para pacientes adultos y colaboradores, pero más complicado para aquellos pacientes que por su edad son menos capaces de colaborar, y sin en cambio, teniendo en cuenta las posibles exploraciones que puedan recibir a lo largo de su vida, más lo necesitan.

Igual que un mapa ayuda al paseante a guiarse para llegar a ese paraje de especial belleza, nosotros hemos querido con esta publicación mostrar todos los medios con los que contamos para lograr nuestro fin último, y ahora con las conclusiones vamos a señalizar el camino para que sea más fácil poder disfrutar del paisaje. Con estas palabras dejamos una despedida que esperamos no sea definitiva.

Desde que fue defendido el principio de colocar protectores plomados como una de las prácticas habituales con el objetivo de ahorrar dosis innecesaria al paciente, han sido muchos los avances que se han producido tanto en radiología convencional como en TC que han mejorado enormemente su eficiencia y rendimiento y que nos hace reafirmarnos en nuestro convencimiento de que usar protectores gonadales es la peor opción para proteger a un paciente. Es ineficaz y, en caso de estar mal colocado provoca pérdida diagnóstica, aumento de la dosis y artefactos en la imagen.

LOS PROTECTORES GONADALES ESTÁN DESACONSEJADOS.

En radiología convencional las mejores opciones para reducir la dosis al paciente son:

- Colimación ajustada.
- Uso del CAE (sistema de control automático de exposición) y activación de las cámaras adecuadas que sean ocupadas por la parte anatómica a explorar.
- PA mejor que AP.
- Fijarse en los límites de dosis a efectos de disminuir el kilovoltaje.

Y en TC, los mejores recursos que tenemos son:

- Limitación del número de fases y/o adquisiciones según protocolo.
- Centraje cuidadoso en posición y longitud de las radiografías de planificación.
- Limitación de la extensión del examen.
- Utilización de la MAD (modulación automática de la dosis).
- Utilización de protocolos pediátricos si disponemos de ellos.

BIBLIOGRAFÍA

- BUSHONG, S.C. (2004). *Manual de radiología para técnicos*. Madrid: Elsevier.
- COSTA, J. y SORIA J.A. (2015). *Tomografía computarizada dirigida a técnicos superiores en imagen para el diagnóstico*. Barcelona: Elsevier.
- ENRIQUEZ, G. et al. (2014). "Optimización del estudio radiológico de la escoliosis" en *Medicina Clínica*, 143 (Supl 1):62-67.
- España. Proyecto de Real Decreto sobre justificación y optimización del uso de las radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de las exposiciones médicas. *Ministerio de sanidad, servicios sociales e igualdad, Secretaría general de sanidad y consumo, Dirección general de salud pública, calidad e innovación*, 7 de febrero del 2018.
- CSN (Consejo de Seguridad Nuclear) (1990). *Aspectos técnicos de seguridad y protección radiológica de instalaciones médicas de rayos X para diagnóstico*. Guía de seguridad nº 5.11. Madrid.
- ICRP (Comisión Internacional de Protección Radiológica) (2003). *Gestión de la dosis al paciente en radiología digital*. Publicación 93. Estocolmo, Suecia.
- ICRP (2013). *Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology*. Publication 121. Estocolmo, Suecia.
- ICRP (2007). *Protección radiológica en medicina*. Publicación 105. Estocolmo, Suecia.
- ICRP (2000). *Managing Patient Dose in Computed Tomography*. Publication 87. Estocolmo, Suecia.
- ICRP (2010). *Capacitación y entrenamiento en Protección Radiológica para procedimientos diagnósticos e intervencionistas*. Publicación 113. Estocolmo, Suecia.
- ANAYA, R. (2012). *Reducción de dosis mediante la utilización de protectores de bismuto, en tomografía computada de tórax*. Monografía final. Montevideo, Uruguay: Escuela universitaria de tecnología médica, Facultad de medicina, Universidad de la República.
- ICRP, INTERNATIONAL SOCIETY OF RADIOLOGY y AGFA. *Estudios de radiología pediátrica*. Póster.
- SEPR (Sociedad Española de Protección Radiológica). *¿A partir de qué edad la protección gonadal no es necesaria?* <<https://www.sepr.es/preguntale-a-la-sepr/categorias-faqs?view=article&id=141>> [Consulta: 31 de enero de 2021].
- SEPR. *Declaración de posición de la AAPM sobre el uso del blindaje gonadal y fetal del paciente* (2019). <<https://www.sepr.es/noticias/noticias-sepr/570-declaracion-de-posicion-de-la-aapm-sobre-el-uso-del-blindaje-gonadal-y-fetal-del-paciente-2019>> [Consulta: 31 de enero de 2021].
- SEPR. *Soy estudiante de tecnología médica mención en imagenología y física médica y tengo una duda para un trabajo de exposición oral: ¿Por qué en radioprotección en tomografía computarizada se usan los protectores de bismuto y no de plomo?* <<https://www.sepr.es/preguntale-a-la-sepr/categorias-faqs?view=article&id=169>> [Consulta: 31 de enero de 2021].
- SEPR y SERPE (Sociedad Española de Radiología Pediátrica) (2013). *Nota técnica de la SEPR y la SERPE sobre la utilización de material de protección en exploraciones simples en radiodiagnóstico pediátrico*.
- IAEA (Organismo Internacional de Energía Atómica). *Protección radiológica de los pacientes. Niños*. <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/SpecialGroups/2_Children/index.htm#Child_FAQ10> [Consulta: 31 de enero de 2021].
- MÁRQUEZ JIMÉNEZ, S., ALOST MARÍN, P.J. y RUÍZ PULIDO, S. (2014). *Revisión de normas de protección gonadal en niñas*. I Jornadas Científicas Nacionales de la Federación Andaluza de Técnicos Superiores Sanitarios. Córdoba: Hospital Universitario Reina Sofía. <<https://es.slideshare.net/SergioMrquez1/revisin-de-normas-de-proteccin-gonadal-en-nias>> [Consulta: 31 de enero de 2021].
- DE LA CÁMARA EGEA, M.A. (2014) "¿Hay que colocar el protector gonadal pediátrico en la radiografía pélvica de niñas?" en *Técnicos radiólogos*, 16 de mayo de 2014. <http://www.tecnicosradiologia.com/2011/04/un-estudio-holandes-recomienda-saltarse.html?utm_source=feedburner&utm_medium=email&utm_campaign=Feed%3A+tecnicosradiologia%2FuuBL+%28Tecnicos+Radiologos.+Ecografia%29> [Consulta: 31 de enero de 2021].
- PADRÓN PÉREZ, C. et al. (2010). "Radioprotección del paciente en TC mediante protectores de Bismuto" en *Encuentro Seguridad10. Observatorio para la Seguridad del Paciente*. 23 de septiembre, Hotel Barceló Renacimiento, Sevilla. <<https://es.slideshare.net/observatorioseguridad/radioproteccin-del-paciente-en-tomografa-computerizada-mediante-protectores-de-bismuto>> [Consulta: 31 de enero de 2021].

- WIKIPEDIA. *Ley de la inversa del cuadrado.* <https://es.wikipedia.org/wiki/Ley_de_la_inversa_del_cuadrado> [Consulta: 31 de enero de 2021].
- SERAM (Sociedad Española de Radiología Médica). *Glosario de términos más usados en tomografía computadorizada.* <<https://www.seram.es/index.php/documentacion/guias-y-protocolos/glosario-de-terminos-mas-usados-en-tomografia-computadorizada>> [Consulta: 31 de enero de 2021].
- PASTOR HERNÁNDEZ, L. et al. (2018). “Estrategias de reducción de dosis en TC” en Seram. <<https://piper.espacio-seram.com/index.php/seram/article/view/1375>> [Consulta: 31 de enero de 2021].
- GARCÍA-CASTAÑO, B. et al. (2005). “Protección Radiológica” en *Boletín informativo de la Sección de Gestión y Calidad de la SERAM, Gestión en Radiología*, núm.1, mayo del 2005.
- OSWALDO RAMOS, N. y MANUEL VILLARREAL, U. (2013) “Disminución de la dosis de radiación en el radiodiagnóstico” en *Revista chilena de radiología*, vol.19, núm.1, Santiago. <https://scielo.conicyt.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-93082013000100003> [Consulta: 31 de enero de 2021].
- YOUTUBE, “Using Bismuth Shields in CT” en Youtube <https://www.youtube.com/watch?v=aAZQFC5BeXE&feature=emb_title> [Consulta: 31 de enero de 2021].
- HERCA (Heads of the European Radiological protection Competent Authorities) (2014). “The process of CT dose optimisation through education and training and role of CT Manufacturers” en *HERCA Position Paper*.
- TABERO PÁEZ, M. et al. (2019). “Protección Radiológica en Tomografía Computarizada” en *Ciencias Aplicadas en Imagen Médica y Radioterapia*. Núm.19, agosto 2019. Madrid: Editorial AETR (Asociación Española de Técnicos y Graduados en Radiología). ISSN: 2695-2823.
- ANDISCO, D. et al. (2010). “Optimización Interdisciplinaria de Protocolos en Tomografía Computada a partir de la modificación del mA y del control del ruido en la imagen” en *Revista Argentina de Radiología*, 2010, vol. 74, núm. 4, p. 397-98.
- SERAM. (2015). “Posición SERAM sobre los riesgos asociados a las dosis de radiación utilizadas en las exploraciones practicadas en radiodiagnóstico” en *Documentos SERAM 2015/2*.
- MENDIZÁBAL MÉNDEZ, A.L. (2012). “Radiación ionizante en tomografía computada: un tema de reflexión” en *Anales de Radiología México*. 2012;2:90-97.
- HERNANDO GONZÁLEZ, I. y TORRES CABRERA, R. “Características, ventajas y limitaciones de los sistemas de adquisición digital de imágenes radiográficas” en *Radiología Digital*. Págs.45-53.
- SOCIEDAD ESPAÑOLA DE IMAGEN CARDÍACA. ¿Qué es el FOV? ¿Y la matriz? <<https://ecocardio.com/documentos/biblioteca-preguntas-basicas/preguntas-al-radiologo/886-que-es-el-fov-y-la-matriz.html>>