

Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones

Computed Tomography. Evolution, technical principles and applications

A Calzado^{*1}, J Geleijns²

¹ Física Médica. Departamento de Radiología y Medicina Física. Universidad Complutense. Madrid.

² Radiology Department. Leiden University Medical Center.

Fecha de Recepción: 17/12/2010 - Fecha de Aceptación: 24/12/2010

La tomografía computarizada se ha convertido en una de las técnicas de diagnóstico más utilizadas. Desde su introducción clínica en 1971 ha experimentado sucesivos avances que han hecho posible la aparición de indicaciones nuevas en diferentes campos de la medicina. En este trabajo se revisa la evolución de la técnica y se describe lo esencial de los equipos, así como diferentes alternativas para su aplicación en diagnóstico.

Palabras clave: TC, evolución técnica, aplicaciones.

Computed tomography has become one of the most commonly used diagnostic techniques. Since its clinical introduction in 1971, subsequent developments have led to the emergence of new indications in different medical specialties. This paper reviews the evolution of art; essential characteristics of CT scanners are described and different application modalities in diagnosis are reviewed as well.

Key words: CT, technical evolution, applications.

Introducción

La tomografía computarizada (TC) era, en el momento de su introducción clínica en 1971, una modalidad de rayos X que permitía obtener únicamente imágenes axiales del cerebro de interés en neurorradiología. Con el paso del tiempo se ha convertido en una técnica de imagen versátil, con la que se obtienen imágenes tridimensionales de cualquier área anatómica, y que cuenta con una amplia gama de aplicaciones en oncología, radiología vascular, cardiología, traumatología, o en radiología intervencionista, entre otras. La TC se utiliza en el diagnóstico y en los estudios de seguimiento de pacientes, en la planificación de tratamientos de radioterapia, e incluso para el cribado de subpoblaciones asintomáticas con factores de riesgo específicos. Con los primeros escáneres de uso clínico, tales como el "escáner - EMI", que se introdujo en 1971, se adquirían los datos del cerebro en aproximadamente 4 minutos, dos secciones contiguas, y el tiempo de cálculo era de unos 7 minutos por imagen. Poco tiempo después se desarrollaron escáneres aplicables a cualquier parte del cuerpo; primero fueron escáneres axiales, de una única fila de detectores (1976), y

de éstos se pasó a los escáneres helicoidales o espirales, que posteriormente permitieron el uso de equipos con múltiples filas de detectores, cuyo uso clínico ha alcanzado amplia difusión en la actualidad¹⁻³.

La fig. 1 muestra dos ejemplos de imágenes de TC del cerebro. La imagen axial de la izquierda muestra una TC

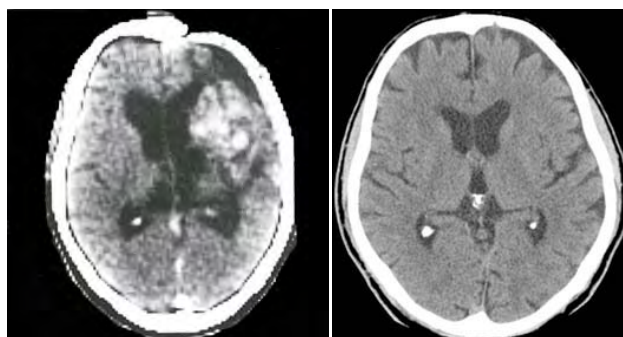


Fig. 1. Imagen de una TC cerebral de los orígenes de la técnica en una matriz de 160 x 160 píxeles (izquierda), e imagen de un plano similar obtenida con una TC actual, en una matriz de 512 x 512 píxeles.

* Correspondencia
Email: calzado@med.ucm.es

cerebral de los orígenes de esta exploración en una matriz de 160 x 160 píxeles; la imagen de la derecha, que representa un plano axial similar del cerebro, ha sido obtenida con una TC actual en una matriz de 512 x 512. Como es notorio, la calidad de la imagen ha mejorado considerablemente con los equipos actuales, especialmente en la resolución espacial y la resolución de bajo contraste.

Hoy en día se dispone de escáneres de TC diseñados especialmente para determinadas aplicaciones clínicas. Así, hay equipos de TC específicos para la planificación de tratamientos en radioterapia: estos escáneres ofrecen un diámetro de apertura del *gantry* mayor del habitual para permitir que el estudio pueda hacerse con un gran campo de visión⁴. Otro ejemplo actual es la integración de escáneres de TC en aplicaciones que incluyen varias técnicas de imagen; por ejemplo, mediante la hibridación de un escáner de TC con un tomógrafo por emisión de positrones (PET), o con un tomógrafo de emisión de fotón único (SPECT)⁵⁻⁷. Se cuenta también con escáneres “especiales” para nuevas indicaciones en diagnóstico por imagen: se han desarrollado, por ejemplo, equipos de TC denominados “de doble fuente”, equipados con dos tubos de rayos X, y también equipos de TC “volumétricos”, que incorporan hasta 320 filas de detectores, lo que permite adquirir datos de órganos completos con tan solo una rotación^{8,9}.

Con la TC es posible obtener con relativa facilidad imágenes tridimensionales (3D) de, por ejemplo, el cerebro, el corazón, o del sistema músculo-esquelético, o imágenes de cuerpo entero en diferentes modalidades (representaciones de volumen o de superficie, imágenes con selección y supresión de tejidos, etc.). A menudo esas imágenes 3D se presentan en color, lo que las dota de una apariencia un tanto espectacular; sin embargo, los radiólogos suelen confiar más en las imágenes bidimensionales en blanco y negro, bien sean axiales, o generadas con reformateados multiplanares (MPR) en dos dimensiones. El contraste original sangre-tejido blanco en las imágenes es muy pequeño, por lo que la luz de los vasos sólo se puede visualizar después de la administración intravenosa de un medio de contraste, que por

lo general contiene yodo. La angiografía coronaria TC, y la angiografía pulmonar constituyen ejemplos de realce de contraste. En lo que sigue se describen los equipos de TC actuales y se comentan algunas aplicaciones con especial énfasis en los avances producidos en los últimos años. Hay partes de este trabajo que son una versión resumida del capítulo de un libro sobre TC publicado en otro ámbito¹⁰; los fundamentos de la TC y sus principales características y soluciones técnicas están descritos en diversos libros y artículos de revisión¹¹⁻¹⁶.

Principios de la TC

Haz de rayos, atenuación y proyecciones

El objetivo de una adquisición de TC es medir la transmisión de los rayos X a través del paciente en un gran número de proyecciones. Las proyecciones se obtienen mediante la acción combinada del tubo de rayos X rotando alrededor del paciente y de sistemas detectores que cuentan con cientos de elementos a lo largo del arco detector (generalmente unos 800 - 1000 elementos), con decenas e incluso cientos de filas contiguas de detectores alineadas a lo largo del eje de rotación (fig. 2).

Los valores de píxel que se asignan en las imágenes de TC están relacionados con la atenuación en el tejido correspondiente, o más concretamente, con el coeficiente de atenuación lineal μ . La ley de Beer-Lambert establece la relación entre la intensidad del haz inicial de rayos X, I_0 , el coeficiente de atenuación lineal μ , el espesor del material x , y la intensidad del haz atenuado de rayos X, $I(x)$. El coeficiente de atenuación lineal depende de la composición y de la densidad del material y de la energía de los fotones:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

Puesto que la expresión (1) sólo describe la atenuación del haz primario, no tiene en cuenta la intensidad de la radiación dispersa causada principalmente por el efecto Compton. Al utilizar un haz de fotones polienergético, habría que integrar en (1) para todas las energías de fotones presentes en el espectro de rayos X. Sin embargo, en las metodologías de retroproyección que se han desarrollado para los algoritmos de reconstrucción de TC, dicha integración no se aplica generalmente. Una solución pragmática tomada a menudo asume que (1) puede aplicarse a un valor que representa la energía media o efectiva del espectro. Este supuesto hace que aparezcan inexactitudes en la reconstrucción y produce artefactos por endurecimiento del haz.

Los diferentes tejidos del paciente atravesados por el haz de rayos X presentan valores variables del coeficiente de atenuación lineal. Si el espesor del paciente atravesado por el haz es d , la intensidad del haz

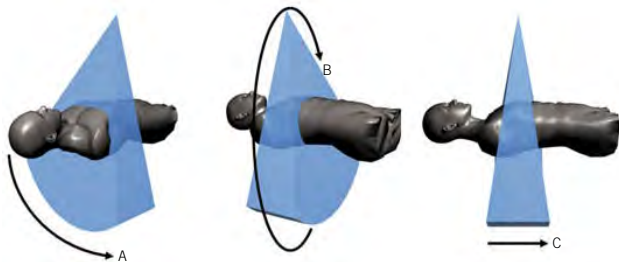


Fig. 2. Medida de los perfiles de transmisión de rayos X. A) Arco de detectores; B) Rotación del tubo alrededor del paciente; C) múltiples filas contiguas de detectores alineadas con el eje de rotación.

atenuado, después de cruzar esa distancia, puede expresarse como:

$$I(d) = I_0 e^{-\int_0^d \mu(x) dx} \quad (2)$$

Desde el punto de vista de la obtención de la imagen, el paciente sometido a un examen de TC puede considerarse como una matriz de diferentes coeficientes de atenuación lineal (μ_{ij}), por ejemplo, de 512^2 . Para este tipo de discretización, la ecuación de atenuación a lo largo de una línea que coincida, por ejemplo, con la fila i -ésima de la matriz, puede expresarse como:

$$I_i(d) = I_0 e^{-\sum_{j=1}^{j=512} \mu_{ij} \Delta x} \quad (3)$$

El principio básico de funcionamiento de la TC arranca con la medida de las intensidades del haz de rayos X inicial y final, I_0 e $I(d)$, respectivamente. A continuación, se aplican las diferentes técnicas de reconstrucción de la imagen para obtener una matriz de los coeficientes de atenuación lineal de la transmisión medida $I(d)/I_0$, ya que la transmisión se mide generalmente normalizada a la intensidad inicial de rayos X.

Unidades Hounsfield

En la TC la matriz de reconstrucción de los coeficientes de atenuación lineal (μ_{mat}) se transforma en una matriz de números de TC medidos en unidades Hounsfield del material o tejido correspondiente (UH_{mat}). La atenuación de los materiales o tejidos en la escala Hounsfield se expresa en relación con el coeficiente de atenuación lineal del agua a temperatura ambiente (μ_{agua}):

$$UH_{mat} = \frac{\mu_{mat} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \times 1000 \quad (4)$$

El aire presenta por definición un valor teórico de -1000 UH ($\mu_{mat}=0$) y el agua tiene, también por definición, 0 UH ($\mu_{mat}=\mu_{agua}$), y cada incremento de una UH se asocia con un incremento del 0,1% del coeficiente de atenuación lineal relativo al del agua. El tejido adiposo presenta valores ligeramente inferiores a cero (-100 a -80 UH); el pulmón tiene valores en el rango de -950 a -600 UH; la mayoría de tejidos blandos están representados por valores en el rango de 20 a 70 UH y el número de TC de un hueso compacto puede ser superior a 1000 UH.

En la visualización de las imágenes de la TC es muy importante definir los valores de gris que corresponden a un determinado tejido, lo que se consigue de modo óptimo ajustando adecuadamente los valores del nivel (WL) y del ancho de la ventana (WW). En general los valores comprendidos entre -1000 UH y 10000 ó más UH suelen visualizarse en una escala de gris de 8 bits,

que proporciona sólo 256 niveles de gris. Para visualizar, por ejemplo, el tejido blando, el tejido pulmonar o el hueso, se seleccionan diferentes ajustes de WW y WL. La escala de grises, tal como se define por el nivel y el ancho de la ventana elegidos, debe adaptarse a la tarea de diagnóstico, y por lo tanto depende de la pregunta clínica a la que se deba responder.

Los valores del número de TC deben tener una profundidad mínima de 12 bits, lo que fija una escala de valores desde -1024 a 3071 UH, con la que se cubre la mayoría de tejidos relevantes clínicamente. Se puede extender la escala Hounsfield trabajando con una profundidad de 14 bits, lo que permite ampliar hacia arriba la escala hasta 15359 UH y la hace compatible con materiales de alta densidad y alto coeficiente de atenuación lineal. Una escala "extendida" permite una mejor visualización de partes del cuerpo con implantes metálicos, tales como *stents*, prótesis ortopédicas e implantes dentales o cocleares.

De la definición de la escala Hounsfield se deduce que los valores de UH obtenidos para todas las sustancias y tejidos, con excepción del agua y el aire, varían cuando se aplican diferentes voltajes del tubo. La razón es que su coeficiente de atenuación lineal normalizado con respecto al agua presenta una relación no lineal con la energía. Este efecto es más notable para sustancias o tejidos con elevado número atómico efectivo, como la sangre con contraste (yodo) y el hueso (calcio).

En la práctica clínica se encuentran a veces diferencias relevantes entre los valores esperados y los reales de UH. Estas desviaciones son debidas a la dependencia del valor del número de TC obtenido con diferentes parámetros, tales como el filtro de reconstrucción, el tamaño de la imagen escaneada (FOV), o la posición del objeto medido en el FOV. Además, la aparición de artefactos en la imagen puede tener un efecto sobre la exactitud de las UH. Cuando se realizan estudios clínicos longitudinales, se debe tener en cuenta que, incluso para el mismo escáner, puede darse con el tiempo una deriva en los valores de UH. Asimismo, en estudios multicéntricos que involucran diferentes escáneres de TC pueden aparecer diferencias significativas en las UH observadas entre centros para los mismos materiales. Por eso, al abordar estudios cuantitativos con imágenes de TC se requiere una atención especial a estos problemas, por lo que a menudo es necesario efectuar calibraciones adicionales.

Sistema de imágenes de TC

Evolución de la técnica hasta las configuraciones actuales

Después de la investigación preclínica y el desarrollo durante la década de 1970, la TC se convirtió rápidamente en una modalidad de imagen indispensable en

Tabla 1. Evolución de los diferentes tipos de tecnología de TC. Se muestran los cambios esenciales en la configuración del sistema detector, la cobertura del campo de visión axial, la configuración de adquisición axial, y la cobertura del campo longitudinal.

Tecnología TC	Configuración del detector	Cobertura del campo de visión axial	Adquisición angular de las proyecciones	Cobertura longitudinal
Primeros escáneres clínicos, 1974	Un único elemento detector	Haz estrecho, cobertura del FOV* con traslaciones del tubo y del elemento detector	Rotación de un tubo de rayos X y del detector (pequeños incrementos angulares)	Traslación de la camilla en pasos cortos
Escáneres de TC axial (<i>step-and-shoot</i>)	Fila única de detectores con cientos de elementos	Haz en abanico con cobertura completa del FOV	Una rotación completa (360°) de un tubo de rayos X y del detector	Traslación continua de la camilla
Escáneres de TC helicoidal			Rotación múltiple continua de un tubo de rayos X y del detector	
Escáneres de TC helicoidal con múltiples filas de detectores	Multidetector con 4, 16 y 64 canales activos	Dos haces en abanico, uno de ellos al menos con cobertura completa del FOV	Rotación múltiple continua de dos tubos de rayos X y de dos conjuntos detectores	Traslación continua de la camilla
Escáneres de TC helicoidal con múltiples filas de detectores y doble fuente	Dos conjuntos multidetector, con 32 ó 64 canales activos			
Escáneres de TC volumétrico	Multidetector con hasta 320 canales activos	Haz cónico con cobertura completa del volumen de interés (FOV completo y 160 mm longitudinal)	Una única rotación continua de un tubo de rayos X y del detector	La cobertura de 160 mm del campo longitudinal es proporcionada por el haz cónico. Para cobertura longitudinal >160 mm: adquisiciones <i>step-and-shoot</i> + enlace de los volúmenes reconstruidos

* FOV: Campo de visión

diagnóstico. Es impresionante constatar que lo esencial de la tecnología moderna de TC utilizada en la práctica clínica actual estaba formulado ya a finales del año 1986. El desarrollo de la TC multidetector (o multicorte) y de la TC de múltiples fuentes se había descrito en una patente en Estados Unidos en 1980¹⁷. La técnica de adquisición de TC helicoidal con transporte continuo de la camilla del paciente se había descrito en una patente en 1986¹⁸.

La tabla 1 proporciona una visión general de la evolución de los diferentes tipos de tecnologías de TC, organizados según la configuración del detector, la cobertura del campo de visión axial, la configuración de adquisición axial, y la cobertura longitudinal. En la actualidad la mayoría de los escáneres en uso son helicoidales y con tecnología multicorte, si bien los equipos de “doble fuente” y la “TC volumétrica” se están introduciendo progresivamente.

El gantry y la camilla

En el interior del *gantry* de un equipo de TC están todos los dispositivos necesarios para registrar los perfiles

de transmisión del paciente. Puesto que dichos perfiles se van a registrar para diferentes direcciones angulares, el conjunto de estos dispositivos está montado en un soporte giratorio: el tubo de rayos X, el conjunto detector, el generador de alta tensión para el tubo, el sistema de refrigeración del tubo de rayos X, el sistema de adquisición de datos, el colimador y los filtros de forma; todos estos elementos giran solidariamente con el soporte. El suministro eléctrico al conjunto rotatorio se lleva a cabo típicamente mediante contacto por aros deslizantes (*slip ring technology*). Los perfiles de proyección registrados se transmiten generalmente a un ordenador por medio de tecnologías de comunicación inalámbrica.

El tubo de rayos X y el generador

El tubo de rayos X (con ánodo de wolframio) y el generador de alta tensión se utilizan para producir el haz de rayos X. Los tubos utilizados tienen tamaños de foco variable según las necesidades de calidad de imagen (buena resolución a bajo contraste o alta resolución espacial). La potencia máxima de los equipos modernos está

en el rango de 60-120 kW, con valores de tensión entre 80 y 140 kV. La aparición de los equipos multidetector ha permitido un uso más eficiente de la potencia del conjunto generador-tubo. Se han producido innovaciones en la tecnología de los tubos de rayos X, tales como la introducción de la cámara giratoria de vacío (*rotating vacuum vessel*) o el desplazamiento del punto focal (*flying focal spot*), que han permitido aumentar la potencia máxima y mejorar la resolución espacial¹⁹⁻²¹. La ingeniería de estos componentes del escáner es complicada, ya que se montan en la parte giratoria del *gantry* y tienen que ser diseñados para soportar las fuertes fuerzas G (fuerza centrífuga) que se producen durante la rotación rápida del conjunto. El tiempo de rotación, y la correspondiente resolución temporal de TC, están limitados debido al fuerte incremento de las fuerzas G en tiempos de rotación más cortos. En equipos de TC rápidos, con tiempos de rotación del orden de 0,35 s, las piezas giratorias están expuestas a varias decenas de fuerzas G²².

Filtración y colimación

Al igual que en otras aplicaciones de los rayos X en radiodiagnóstico, el haz generado en el tubo debe ser colimado para adaptarlo a las dimensiones deseadas. El ancho del haz a lo largo del eje longitudinal es generalmente pequeño, por lo que es frecuente utilizar el término “haz en abanico”. Además de la filtración característica de todos los equipos de rayos X, los escáneres de TC incorporan “filtros de forma” (*bow tie filters*) para crear un gradiente de intensidad del haz de rayos X en el plano axial en la dirección perpendicular al rayo central. Para lograr mejor el gradiente deseado los filtros se montan cerca del tubo de rayos X. El objetivo del gradiente y de los filtros de forma que lo producen es la reducción del rango dinámico de la señal que tiene que ser registrada en el sistema detector.

Detectores

Los equipos actuales de TC incorporan detectores de estado sólido. Estos detectores ofrecen una mejor eficiencia de detección en comparación con los de gas a presión utilizados anteriormente, generalmente cámaras de ionización con gas xenón. En los detectores de estado sólido casi todos los fotones que llegan son absorbidos. Su eficiencia de detección es prácticamente del 100%, mientras que en los detectores de gas era sólo del 70%. Los detectores de estado sólido utilizados son generalmente de centelleo con fotodiodos adosados en la parte posterior del detector para convertir la luz en una señal eléctrica. Delante del detector hay una rejilla antidifusora que por lo general consta de pequeñas láminas de material muy absorbente (wolframio,



Fig. 3. Módulos detectores de equipos con 4, 16, 64 y 320 filas de detectores (izquierda). El conjunto detector completo, compuesto de múltiples módulos detectores (derecha). (Cortesía de *Toshiba Medical Systems*).

por ejemplo) alineadas con el eje longitudinal (eje z) del escáner (1D), aunque la combinación de esa rejilla con otra alineada perpendicularmente (2D) ofrece una reducción mayor de la radiación dispersa. Las características físicas esenciales de los detectores de TC son, además de una buena eficiencia de detección, una respuesta rápida (con poca luminiscencia residual, *after-glow*), y buena transparencia para la luz generada para garantizar su detección óptima por los fotodiodos. Los sistemas detectores actuales de TC constan de miles de elementos detectores de estado sólido. Estos elementos están separados por un *septo* para impedir que la luz generada en cada elemento detector, sea detectada por el fotodiodo de un elemento vecino. Tanto las láminas que forman el *septo* como los elementos que forman la rejilla antidispersión deben tener el menor tamaño posible, ya que reducen el área efectiva de detección y por tanto, la eficiencia absoluta de detección de rayos X. En la fig. 3 se muestran los módulos del detector de escáneres de 4, 16, 64 y 320 filas, respectivamente (izquierda). El sistema detector completo de TC (fig. 3, derecha) se compone de muchos módulos detectores adyacentes a lo largo del arco detector.

El conjunto detector de TC está curvado en el plano axial (plano xy), y tiene forma rectangular a lo largo del eje longitudinal (eje z). La medida de intensidad del haz en los elementos detectores permite obtener los perfiles transmitidos para cada dirección angular $I(d)$. Los equipos de TC cuentan además con detectores situados fuera del FOV que miden la intensidad inicial del haz de rayos X, $I(0)$. Así, el cociente $I(d)/I(0)$, que se relaciona con la atenuación relativa del haz de rayos X, puede registrarse fácilmente:

$$\frac{I(d)}{I(0)} = e^{-\int_0^d \mu(x) dx} \quad (5)$$

El tamaño de los detalles que se pueden resolver en las imágenes reconstruidas varía en función del número y el tamaño de los elementos detectores presentes a lo largo del arco detector, del tamaño de los elementos a lo largo del eje z y del número de ángulos en los que se han registrado las proyecciones en la adquisición. El número mínimo de elementos detectores en un arco

detector para alcanzar una resolución espacial de d en la imagen reconstruida cubriendo un valor determinado de FOV debe ser aproximadamente $(2 \text{ FOV})/d$. Por lo tanto, se necesitarían cerca de 800 elementos del detector para alcanzar una resolución espacial de 1 mm en una imagen reconstruida en un campo de visión de 400 mm. Se puede mejorar la resolución espacial de una adquisición con rotación completa (360°) mediante una ligera modificación geométrica de la disposición de los elementos del detector (*quarter offset*)²³. Desplazando los elementos detectores una longitud igual a un cuarto de su tamaño se dobla el valor de la resolución espacial teórica. Esta técnica está incorporada en la mayoría de los escáneres actuales. Como regla general para obtener una buena resolución, el número de ángulos de proyección que se necesita es similar al número de elementos detectores utilizados. Con los conjuntos detectores actuales, con 800-1000 elementos a lo largo del arco detector que cubren un campo de visión de 400 mm, se puede alcanzar una resolución espacial mejor que 1 mm. La medición de la función de respuesta de punto (PSF) en los escáneres modernos proporciona valores de la anchura a la mitad de la altura máxima (FWHM) de 0,6 - 0,9 mm en el plano axial. En resumen, con filas de 800-1000 elementos detectores a lo largo del arco detector se obtiene cobertura suficiente del FOV axial con una buena resolución espacial. La introducción de filas múltiples de detectores en los equipos ha sido decisiva para mejorar la cobertura longitudinal. En 1998 se introdujeron escáneres con 4 filas de detectores activos, que aumentaron a 16 filas de detectores activos en 2001, y a 64 filas de detectores activos en 2004. En 2007 se introdujo un escáner de TC con 320 filas de detectores activos (Toshiba, Aquilion ONE). Como es lógico, con la mejora de la cobertura longitudinal del sistema detector las exploraciones se efectúan en menos tiempo y

se puede reconstruir en secciones más delgadas. En la fig. 4 se muestra la evolución de la cobertura de los equipos multidetector con el aumento de las filas activas disponibles. El salto de la adquisición con un escáner de una única fila de detectores y espesor típico de 5 mm a equipos con 4 filas de detectores activos permitió obtener una mejora sustancial de la resolución longitudinal, lo que se utilizó ventajosamente en la práctica clínica para obtener visualizaciones 3D de la imagen escaneada. Los escáneres con 4 filas de detectores activos permitieron también mejorar la cobertura longitudinal. Esto facilitó la reducción de los tiempos de adquisición, aunque sin el beneficio de la mejora en resolución longitudinal. Los equipos con 16 ó 64 filas de detectores activos permitieron la adquisición con configuraciones de, por ejemplo, $16 \times 0,5 = 8$ mm y $64 \times 0,5 = 32$ mm. Estos escáneres proporcionan una excelente resolución espacial longitudinal, reconstrucciones 3D de alta calidad, con reducción apreciable de los tiempos de exploración. Los escáneres de TC multidetector con un máximo de 64 filas de detectores activos no ofrecen cobertura de órganos completos, por lo que, para cubrir el rango establecido, la exploración consiste generalmente en una adquisición helicoidal con múltiples rotaciones. Con los equipos de TC multidetector de 320 filas, con una cobertura de 160 mm, es suficiente una única rotación para cubrir ciertos órganos como el cerebro o el corazón.

Reconstrucción y procesamiento de la imagen

Los resultados de las numerosas mediciones de la transmisión de rayos X a través de un paciente constituyen la información básica para reconstruir la imagen. Antes de la reconstrucción, se toma el logaritmo de la inversa de la transmisión normalizada para cada medida, $\ln(I_0/I(d))$, que equivale a una suma discreta de los productos $\mu_0 \cdot \Delta x$ de los elementos del objeto atravesados por el haz. Es sabido que si se utiliza una retroproyección simple de los perfiles de transmisión medidos para reconstruir la imagen, se obtiene una imagen muy borrosa. Esta conclusión se justifica matemáticamente; se puede demostrar que una retroproyección simple no es suficiente para la reconstrucción exacta de la imagen en la TC y que se debe hacer una retroproyección utilizando un filtro¹³. El método conocido como retroproyección filtrada (FBP), con múltiples variantes, es el estándar para la reconstrucción de la imagen en la TC^{11,13,24-27}.

El filtro (o *kernel* de convolución) con el que teóricamente se obtiene una reconstrucción óptima en FBP es el denominado filtro de Lakshminarayanan²⁸. Produce imágenes reconstruidas con resolución espacial óptima, aunque presentan también niveles de ruido relativamente altos. Este filtro "óptimo" se denomina con

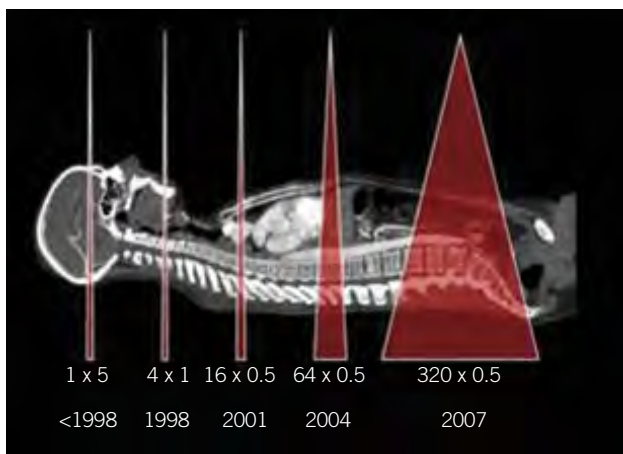


Fig. 4. Evolución de la cobertura de los equipos multidetector con el aumento de las filas activas disponibles.

frecuencia en la práctica clínica, filtro *sharp* o filtro de hueso. A menudo se utilizan filtros que reducen el nivel de ruido de las imágenes reconstruidas; estos filtros producen cierta pérdida de respuesta en las frecuencias más altas. Esto sucede moderadamente con un filtro Shepp-Logan, que proporciona imágenes que son menos ruidosas y con mejor resolución de bajo contraste y resolución espacial un poco peor; este filtro se conoce clínicamente como filtro estándar²⁹. Se puede reducir aún más el ruido en las imágenes reconstruidas y mejorar así la resolución de bajo contraste, pero a cambio de obtener una resolución espacial notablemente peor; estos filtros son los que en las aplicaciones clínicas se suelen denominar *smooth* o filtros de tejido blando. Los equipos de TC actuales ofrecen muchos filtros de reconstrucción que están optimizados para aplicaciones clínicas específicas. Es posible reconstruir una sola exploración con diferentes filtros de reconstrucción para optimizar la visualización de, por ejemplo, tejidos óseos y blandos de manera adecuada.

Además de la FBP, se pueden aplicar también técnicas de reconstrucción algebraicas o estadísticas. La reconstrucción algebraica, usada en los primeros tiempos de la TC puede parecer atractiva; sin embargo, la reconstrucción a través de resolución de ecuaciones no es viable en la práctica clínica, debido fundamentalmente a las grandes matrices (512 x 512; 1024 x 1024) que se utilizan en imágenes médicas y a las inconsistencias en las ecuaciones, causadas por errores de medición y por el ruido. Un desafío de cara al futuro lo constituyen los métodos de reconstrucción iterativos (estadísticos), que se están intentando introducir en la TC. La reconstrucción iterativa es relativamente bien conocida en el tratamiento de imágenes médicas, ya que se utiliza habitualmente en medicina nuclear³⁰⁻³³. Las técnicas iterativas podrían proporcionar beneficios potenciales en la aplicación de la TC, incluida la eliminación de artefactos de rayas (en particular, cuando se utilizan pocos ángulos de proyección), y un mejor rendimiento en la adquisición de TC de baja dosis³⁴. Sin embargo, las imágenes reconstruidas mediante métodos iterativos pueden verse afectadas por artefactos que no están presentes en las imágenes reconstruidas con FBP, tales como patrones de *aliasing* o valores fuera de rango (*overshoots*) en áreas con altos gradientes de intensidad. En los últimos tiempos se están introduciendo algoritmos de reconstrucción iterativa en los escáneres comerciales.

Adquisición

Radiografía de planificación

El examen real de TC está precedido por al menos una radiografía plana de planificación. Se efectúa con el tubo de rayos X estático (sin rotación), con el haz muy colima-

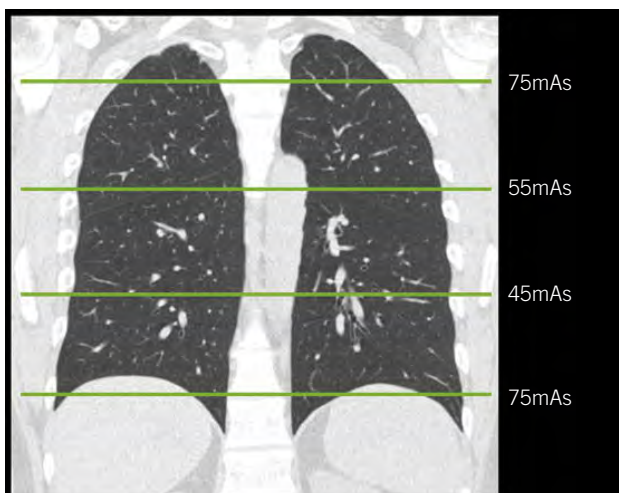


Fig. 5. La radiografía de planificación sirve para preseleccionar los valores de mAs de los sistemas de modulación automática en función de la atenuación. Se muestra la adaptación de la carga del tubo (mAs) por el control automático de exposición en cuatro posiciones diferentes.

do longitudinalmente y la camilla con el paciente en movimiento. El tubo de rayos X se fija por lo general en una posición que permita obtener una radiografía de proyección frontal o lateral del paciente. La radiografía de proyección de la exploración se realiza con valores intermedios de tensión (120 kV) y valores bajos de intensidad de corriente del tubo (entre 20 y 100 mA). La exposición a la radiación del paciente debida a la radiografía de planificación es baja y puede considerarse despreciable comparada con la exposición debida al examen completo de TC. La calidad de imagen, en particular la resolución espacial, de estas radiografías es moderada en comparación con la de las radiografías clínicas.

Las radiografías de planificación sirven para fijar las posiciones de inicio y finalización de la adquisición de TC. Algunos sistemas automáticos de control de la exposición en TC obtienen la información sobre la transmisión de diferentes zonas del paciente a partir del análisis de la(s) radiografía(s) de planificación. Los sistemas automáticos de control de la exposición estiman a continuación la corriente óptima del tubo en función de la posición longitudinal del tubo de rayos X relativa al paciente; esos valores de corriente serán los aplicados durante la adquisición de TC; esto se llama modulación de la corriente del tubo en el eje z. La fig. 5 muestra la adaptación de la carga del tubo (mAs) por el control automático de exposición en cuatro posiciones diferentes; durante la adquisición helicoidal la carga del tubo es mayor en zonas con alta atenuación y disminuye en las zonas con menor atenuación de los rayos X. El control automático de la exposición en TC también puede compensar las diferencias de atenuación en diferentes ángulos de proyección, lo que se denomina modulación x-y o modulación angular³⁵.

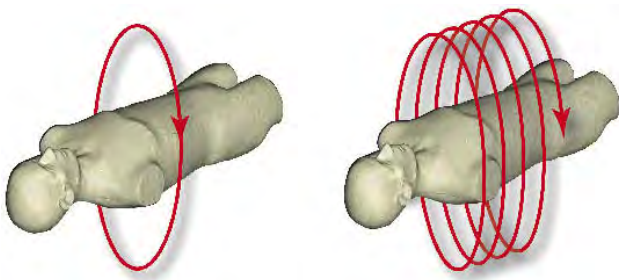


Fig. 6. Geometría de una adquisición axial (izquierda). La trayectoria circular del tubo lo es también desde la perspectiva del paciente. En la geometría de adquisición helicoidal (derecha) la trayectoria circular del tubo se convierte en helicoidal desde la perspectiva del paciente.

TC axial

Una tomografía axial implica la adquisición de los perfiles de transmisión mediante un giro del tubo de rayos X con la camilla en reposo. Cada adquisición axial (secuencial) se realiza generalmente con una rotación completa (360°) del tubo de rayos X, aunque para mejorar la resolución temporal, se puede acortar a $180^\circ + \text{ángulo del haz}$. El ángulo de rotación puede extenderse hasta, por ejemplo, una adquisición de 720° para mejorar la resolución de bajo contraste, al permitir una mayor carga del tubo (mAs). En una exploración completa de TC se efectúa una (o más) serie(s) de adquisiciones axiales a fin de cubrir el volumen de interés clínico relevante. Esto se logra mediante sucesivos desplazamientos de la camilla después de cada adquisición axial. Por lo general el desplazamiento es igual al grosor de corte, para que la serie de adquisiciones axiales pueda ser reconstruida en imágenes axiales contiguas. En la fig. 6 (izquierda) se muestra la geometría de una adquisición TC axial.

TC helicoidal

Hasta 1989 sólo se podía adquirir en TC axial. En 1989, la adquisición de datos con el tubo de rayos X rotando continuamente y con la camilla desplazándose simultáneamente dio origen a la adquisición helicoidal o espiral³⁶. La introducción de la adquisición helicoidal ha mejorado considerablemente el rendimiento de la TC. Algunas de las ventajas de la TC helicoidal: se acorta el tiempo de exploración, y se obtiene una información más coherente para reproducir imágenes en 3D del volumen explorado. La desventaja principal de la TC helicoidal fue la aparición de algunos artefactos asociados (molinos de viento, etc.). La fig. 6 (derecha) muestra la geometría de una adquisición de TC helicoidal; la trayectoria circular del tubo de rayos X se transforma en una hélice desde la perspectiva del paciente. La adquisición helicoidal posibilitó la obtención de datos de un gran volumen del

paciente en apnea, lo que constituía un requisito previo para el desarrollo de la angiografía con TC (angio-TC) de alta calidad. El desplazamiento de la camilla se expresa generalmente en relación con la anchura nominal del haz (igual a la anchura de corte en equipos de corte único); el cociente entre el desplazamiento de la camilla en una rotación de 360° del tubo y la anchura nominal del haz se denomina factor de paso o *pitch*.

TC multicorte

Diez años después de la introducción de la TC helicoidal, con la introducción de escáneres multidetector de rotación rápida, se produjo un enorme avance en la tecnología de TC que facilitó la aparición de nuevas aplicaciones clínicas. Los primeros equipos con 4 filas contiguas de detectores activos, dieron paso a los de 16 y 64 filas respectivamente, lo que hizo posible la adquisición simultánea de perfiles de un gran número de secciones. Además, el tiempo de rotación se redujo desde 1-2 s, típicos en equipos de corte único, hasta valores muy inferiores (0,3-0,4 s). En consecuencia, en estas condiciones es posible escanear prácticamente todo el cuerpo de un adulto en una inspiración con espesores de corte muy por debajo de 1 mm. Con los equipos de TC multidetector las adquisiciones se suelen hacer en modo helicoidal. Las excepciones se dan para TC de alta resolución de, por ejemplo, los pulmones, y la adquisición secuencial en TC cardíaca, ya sea para el cálculo del calcio coronario o para angiografía coronaria por TC.

TC cardíaca

La TC cardíaca se basa en la sincronización de la reconstrucción de la imagen con el electrocardiograma (ECG) y la selección de la fase de menor movimiento cardíaco^{37,38}. La fig. 7 muestra una reconstrucción del corazón en diferentes fases cardíacas en la que se pueden apreciar diferencias de borrosidad de las arterias coronarias entre diferentes fases cardíacas. En este caso, la fase cardíaca correspondiente al 70% del intervalo RR produce el mejor resultado, libre de movimiento. La reconstrucción cardíaca puede ser retrospectiva (ECG *gated*) y prospectiva (ECG *triggered*). Las reconstrucciones basadas en la selección retrospectiva de la fase cardíaca utilizan el registro de los datos brutos y el ECG durante uno o más ciclos cardíacos completos. Una alternativa a la reconstrucción retrospectiva la constituye la adquisición de datos secuencial (*step-and-shoot*)³⁹. Una ventaja de este tipo de adquisiciones es la reducción de la dosis del paciente. Algunos equipos permiten escanear prospectivamente todo el corazón en un solo latido durante la fase (de reposo) preseleccionada del ciclo cardíaco: los escáneres rápidos "de doble fuente" (*Siemens Definition*

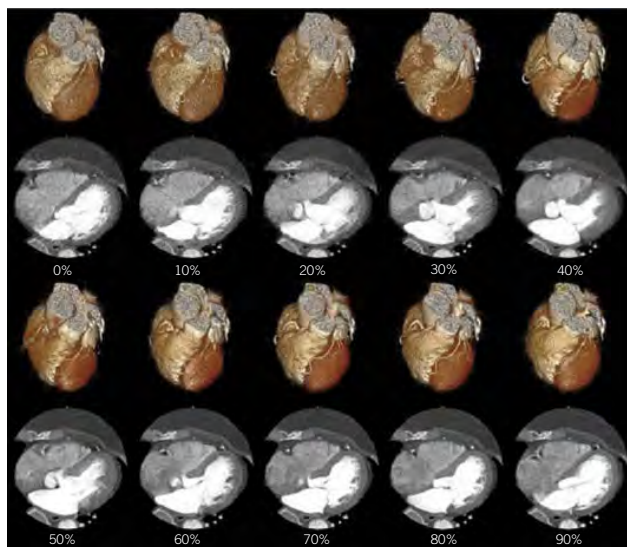


Fig. 7. Reconstrucciones del corazón en diferentes fases cardíacas. Se aprecia la diferente borrosidad de las arterias coronarias. La fase cardíaca para la que se obtiene la imagen más nítida en la imagen es la correspondiente al 70% del intervalo RR de la curva del ECG.

Flash) pueden adquirir helicoidalmente datos del corazón completo y los de haz cónico (*Toshiba Aquilion ONE*), hacerlo en una única rotación. Estas técnicas nuevas de adquisición en “un único latido” anuncian importantes reducciones de las dosis de radiación⁴⁰⁻⁴³.

Fluoroscopia TC y procedimientos intervencionistas

La TC dinámica se puede utilizar para intervenciones guiadas por la imagen; esta técnica se denomina fluoroscopia TC (fluoro-TC). Algunos avances técnicos, como la rotación continua y rápida del tubo de rayos X, así como la incorporación de *hardware* suficientemente rápido para

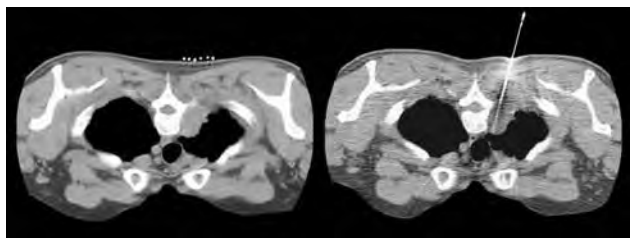


Fig. 8. Sección axial utilizada para la preparación de una punción; los marcadores situados en la piel permiten planificar la posición de entrada de la aguja; el objetivo de la punción también es visible (izquierda). La imagen obtenida durante la punción guiada por fluoroscopia TC permite visualizar con precisión la posición de la aguja (derecha).

reconstruir imágenes en tiempo real, han propiciado el desarrollo de la fluoro-TC. La primera aplicación clínica se remonta a 1993 y la fluoro-TC multicorte se introdujo en 1999. Su aplicación requiere *hardware* adicional que incluye un dispositivo de control del funcionamiento del escáner desde el interior de la sala de TC, así como la instalación de monitores en la sala que permitan visualizar las imágenes. La fig. 8 muestra una sección axial utilizada para la preparación de una punción; los marcadores en la piel permiten planificar la posición de entrada de la aguja y visualizar el objetivo de la punción. La imagen obtenida durante la punción guiada por fluoroscopia TC permite visualizar con precisión la posición de la aguja. Puede destacarse que el ruido es mucho mayor en esa imagen de la punción que en la exploración de diagnóstico, ya que es suficiente una calidad de imagen moderada para efectuar la punción. De modo general la fluoro-TC debe realizarse con una corriente de tubo relativamente baja para reducir la exposición del paciente. El número de indicaciones clínicas de la fluoro-TC multicorte crece constantemente: se utiliza habitualmente para tomar biopsias difíciles; las aplicaciones clínicas relativamente nuevas son la ablación por radiofrecuencia guiada por TC, la cifoplastia, la vertebroplastia, y la ablación de tumores con alcohol. En la práctica de fluoro-TC se requiere una especial atención a los aspectos de protección radiológica. La dosis en piel a la entrada del paciente debe ser controlada para garantizar que no se produzcan efectos deterministas en la piel. Los operadores presentes en la sala de TC durante la fluoro-TC deben protegerse con un delantal de plomo para minimizar la exposición a la radiación dispersa. En fluoro-TC el operador debe observar las mismas precauciones que en fluoroscopia convencional: el número de adquisiciones debe ser el menor posible y su duración, lo más corta posible. Estas medidas reducen efectivamente la exposición a la radiación tanto del paciente como de los operadores. Los trabajadores presentes en la sala de TC deben mantener la mayor distancia posible al escáner para limitar su exposición a la radiación dispersa. Con un único corte axial de baja dosis suele ser suficiente para obtener información sobre el estado del procedimiento, de modo que sólo debe utilizarse adquisición dinámica si el corte axial no proporciona información suficiente. Deben tomarse precauciones especiales para evitar la exposición directa de la mano del operador, el operador debe manipular la aguja durante la fluoroscopia CT y sólo lo hará con un porta-agujas especial que proporciona la distancia extra entre la mano del operador y el haz de rayos X, por lo que se puede evitar la exposición directa de la mano⁴⁴.

TC Dental

Las exploraciones de TC de la mandíbula se pueden hacer con cualquier escáner, aunque es posible también utilizar equipos de TC de haz cónico (CBCT) diseñados

para estas aplicaciones. Estos escáneres dentales son relativamente pequeños y presentan componentes diferentes de los de TC de cuerpo entero^{45,46}. En particular, los escáneres de CT dental están equipados con un tubo de rayos X compacto (de una potencia relativamente baja) y por lo general tienen un detector de panel plano. El detector de panel plano es comparable a los que incorporan los equipos de rayos X utilizados para obtener radiografías digitales de proyección. Los escáneres de TC dental están diseñados para que el paciente esté sentado durante el examen. La ventaja de estos equipos es que proporcionan una calidad de imagen suficiente para aplicaciones en radiología maxilofacial con coste relativamente bajo. De manera general ofrecen un rendimiento pobre en lo que respecta a la resolución de bajo contraste, lo que significa que los tejidos blandos no se pueden evaluar adecuadamente en las imágenes reconstruidas. Esto no supone en general una limitación para su aplicación clínica en el campo de imagen dental, aunque limita su potencial de aplicación en otros campos de la imagen médica. El diseño de los escáneres de TC de haz cónico dentales impone también una limitación de la velocidad de rotación del brazo en el que están montados el tubo de rayos X y el detector. Esto significa que el tiempo de rotación es relativamente largo. Con los equipos de CBCT dental se obtienen imágenes de cortes axiales muy finos de la mandíbula que puede ser reformateadas en múltiples vistas panorámicas y transversales.

TC con realce de contraste

En las imágenes de TC con realce de contraste, se produce artificialmente contraste entre estructuras que no serían visibles directamente en las exploraciones (fig. 9). En angiografía TC se administra contraste yoda-

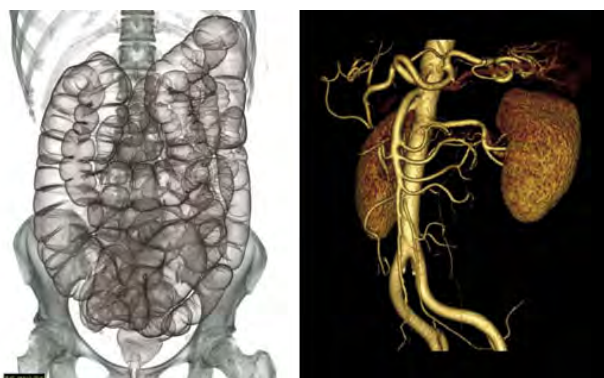


Fig. 9. En la colonografía TC se introduce gas a través del recto para mejorar el contraste entre el colon y los tejidos circundantes (izquierda). En angiografía TC se administra contraste yodado por vía intravenosa para mejorar el contraste entre la luz y la pared del vaso (derecha).

do por vía intravenosa para mejorar el contraste entre la luz y la pared del vaso. En algunos estudios de abdomen antes de la TC se administra por vía oral una solución diluida de yodo para mejorar el contraste en el tracto gastrointestinal. En la colonografía TC se introduce gas a través del recto para mejorar el contraste entre el colon y los tejidos circundantes.

Aplicaciones especiales

Entre las aplicaciones especiales de la TC se incluye, por una parte, la planificación del tratamiento de radioterapia, que es una aplicación ya consolidada; por otra parte, hay otras aplicaciones más experimentales, tales como las imágenes de TC de doble energía y los estudios dinámicos de TC volumétrico. Las imágenes de TC para la planificación del tratamiento de radioterapia se obtienen explorando al paciente en la posición que adoptará durante las sesiones de radioterapia. Hay escáneres especiales (*wide bore scanners*) con una abertura del *gantry* suficientemente grande como para permitir que el paciente sea explorado en esa posición, y permiten un gran FOV⁴.

Las imágenes de TC de doble energía (o energía dual) requieren adquisiciones del volumen de interés con dos diferentes energías promedio de fotones, lo que se efectúa escaneando el volumen de interés con dos voltajes del tubo. También se puede utilizar filtración adicional del haz para optimizar más los dos espectros de rayos X. La TC de energía dual permite una mejor diferenciación entre ciertos tejidos con y sin patologías. Se puede diferenciar, por ejemplo, entre el ácido úrico que contiene cálculos urinarios y el ácido úrico que no lo contiene. La TC de energía dual permite mejorar la visualización de los tendones de la mano y el pie; además, se pueden eliminar las estructuras óseas de la imagen en las exploraciones angio-TC, lo que es conveniente antes de interpretar los resultados de algunos estudios^{47,48}.

Algunos escáneres permiten la obtención de estudios dinámicos de TC, esto es, el seguimiento de la evolución temporal de un proceso dinámico en un volumen de interés. Estas exploraciones son también conocidas como TC en 4D. En ellas se puede visualizar, por ejemplo, el movimiento de las articulaciones o la captación de contraste en ciertos órganos (perfusión o angiografía TC dinámica). La fig. 10 muestra un ejemplo de un estudio de angio-TC dinámica del cerebro con un escáner de tomografía volumétrica que cubre todo el cerebro (*Aquilion ONE*, Toshiba). Con las imágenes de la evolución temporal del realce de contraste vascular del cerebro se puede hacer un seguimiento del realce arterial y venoso. Actualmente es posible realizar estudios de perfusión de órganos tales como el cerebro, el corazón y el hígado. Durante los estudios dinámicos el operador

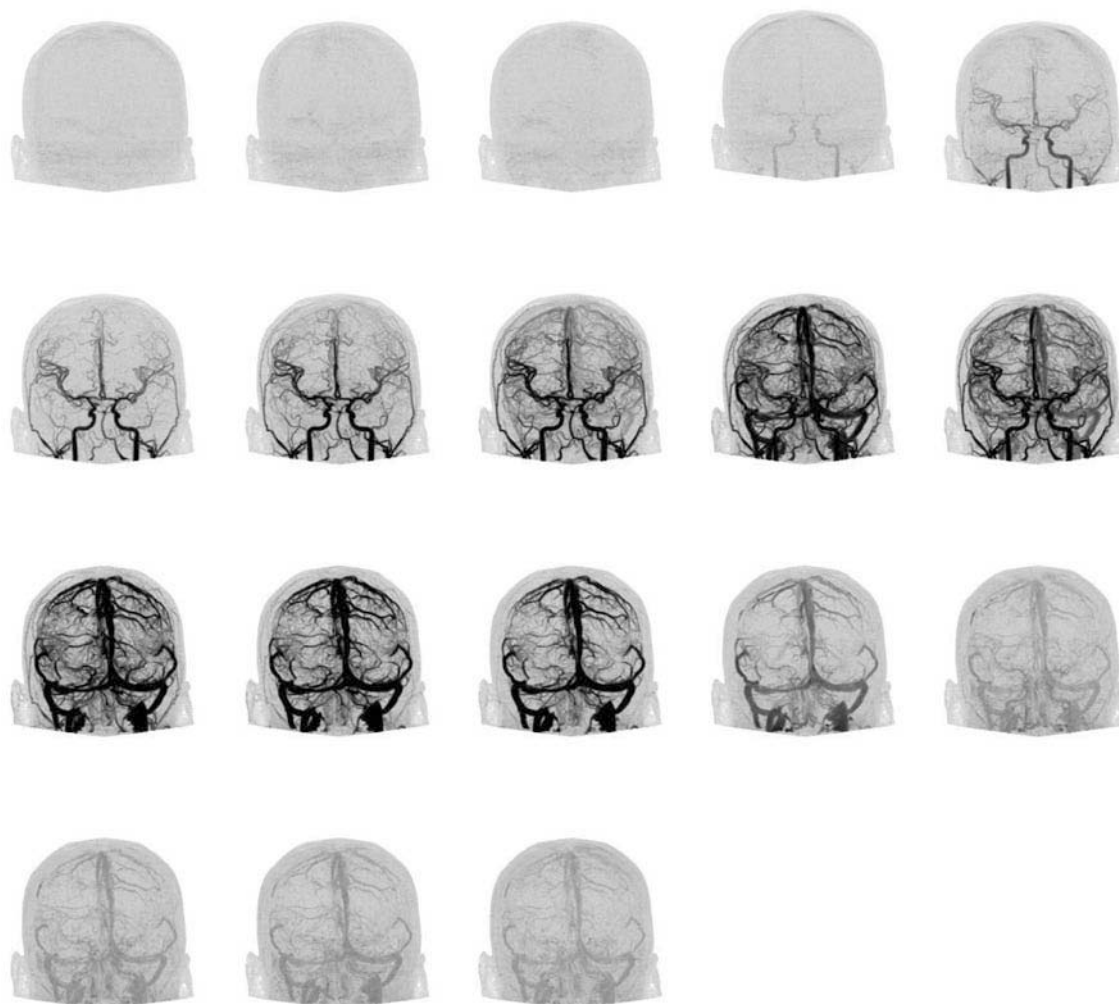


Fig. 10. Estudio de angio-TC dinámica con un escáner de tomografía volumétrica que cubre todo el cerebro (*Aquilion ONE*, Toshiba).

debe tener en cuenta que pueden acumularse dosis a la entrada muy rápidamente, por lo que la dosis en la piel del paciente debe mantenerse por debajo de 2 Gy para evitar el riesgo de inducción de efectos deterministas, tales como eritema y depilación⁴⁹⁻⁵¹.

Calidad de imagen

Parámetros de calidad de imagen

La característica más importante que distingue a la TC de la radiografía y la planigrafía radica en la excelente resolución de bajo contraste que proporciona. La resolución de bajo contraste es la capacidad de detectar estructuras que ofrecen sólo una pequeña diferencia en la señal (expresada en UH) en comparación con su entorno directo. El ruido de la imagen es la principal limitación para la resolución de bajo contraste. El ruido de la imagen se puede disminuir, y de paso mejorar la

calidad de imagen, a costa de la exposición del paciente, mediante un aumento de la corriente del tubo (mA), o bien incrementando el grosor de corte reconstruido, a costa de la resolución espacial. Además, la resolución de bajo contraste depende de la tensión del tubo, de la filtración del haz y del algoritmo de reconstrucción¹²⁻¹⁴. La fig. 11 muestra una TC de hígado con contraste. La imagen que corresponde al 100% es la obtenida en la adquisición clínica real. Los datos brutos de la adquisición clínica han sido procesados con un algoritmo de simulación de bajas dosis, que añade ruido a los datos brutos para simular la calidad de imagen de las adquisiciones. Se simula que fueron obtenidas, respectivamente, con el 75%, 50% y 25% de la corriente del tubo en la adquisición clínica. Es notorio que las lesiones de bajo contraste en el hígado se visualizan con mayor dificultad cuanto menor es la corriente de tubo, por el aumento del ruido en las imágenes⁵².

Los físicos médicos suelen evaluar la resolución de bajo contraste (RBC) con maniqués que contienen

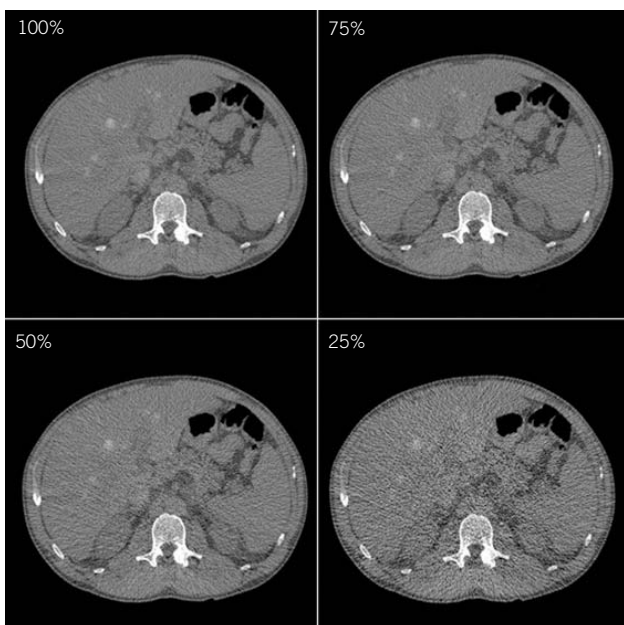


Fig. 11. TC de hígado con contraste. La imagen del 100% se obtuvo en la adquisición clínica real. Los datos brutos de la adquisición clínica han sido procesados con un algoritmo de simulación de bajas dosis, que les añade ruido para simular la calidad de imagen de las adquisiciones. Se simula que fueron obtenidas, respectivamente, con el 75%, 50% y 25% de la corriente del tubo en la adquisición clínica.

insertos de bajo contraste de diferente tamaño. Con las imágenes de TC de estos maniqués se puede evaluar la RBC, bien subjetivamente, por uno o varios observadores que tienen que decidir sobre la visibilidad de los insertos, u objetivamente, mediante el cálculo de la relación señal-ruido (SNR). Un modo de caracterizar objetivamente el funcionamiento del escáner es el cálculo del espectro de potencia de ruido (NPS), pero aún no se está aplicando a gran escala^{53,54}.

La resolución espacial, o resolución de alto contraste, es la capacidad de observar los contornos de objetos pequeños en el volumen explorado. Los pequeños objetos sólo se pueden resolver bien en la imagen cuando hay una diferencia suficientemente grande entre la señal (en UH) y su entorno directo. El tamaño del vóxel se utiliza a menudo como indicador de la resolución espacial, sin embargo, cabe señalar que el tamaño de vóxel debe interpretarse con cuidado ya que trabajar con un tamaño menor de vóxel no implica necesariamente una mejor resolución espacial. La resolución espacial se expresa preferentemente como la respuesta a una función δ , con la función de dispersión de punto (PSF) para caracterizar la resolución espacial en el plano axial, o con el perfil de sensibilidad de una sección (SSP) para la resolución espacial a lo largo del eje z; la respuesta se suele cuantificar como la FWHM. La función de transferencia de modulación (MTF) proporciona información útil sobre la calidad de la imagen en función de

la frecuencia espacial, aunque su evaluación clínica es complicada y no se realiza habitualmente por los físicos médicos. Los fabricantes de equipos de TC proporcionan información sobre la MTF, aunque esos datos deben manejarse con cuidado, ya que no existe una norma general internacional que describa el procedimiento de medida de la MTF en equipos de TC. La resolución espacial está limitada primariamente por la geometría de adquisición del escáner, el algoritmo de reconstrucción y el grosor del corte reconstruido. La capacidad de los equipos actuales de 64 cortes en cuanto a la resolución espacial, expresada como el valor de FWHM de la PSF, está en el rango de 0,6-0,9 mm en las 3 dimensiones. La fig. 12 muestra imágenes de un maniquí *CatPhan* (The Phantom Laboratory, Salem) que es de los más utilizados para evaluar la calidad de imagen de TC. La imagen de la izquierda permite comprobar el valor en UH en la imagen reconstruida (cuatro insertos grandes en la periferia del espectro representan aire, -1000 UH; polietileno de baja densidad, -100 UH, polimetilmetacrilato (PMMA), 115 UH, y teflón, 990 UH; el fondo es de 90 UH). La imagen de la izquierda muestra también insertos de PMMA de bajo contraste de diferentes diámetros situados en torno al centro, lo que permite explorar el efecto del tamaño del objeto en la detectabilidad de bajo contraste. La imagen del centro muestra pares de líneas de alto contraste que permiten la evaluación de la resolución espacial. Por otra parte, la resolución espacial también se puede medir con la PSF de una pequeña gota de wolframio (derecha). La imagen de la derecha se puede utilizar para evaluar la homogeneidad del número de TC en la imagen.

La resolución temporal es la capacidad de resolver objetos en movimiento rápido en la imagen de TC. Una buena resolución temporal evita los artefactos y la borrosidad de la imagen inducidos por el movimiento. Para tener buena resolución temporal hay que efectuar una adquisición rápida de datos (rotación rápida del tubo de rayos X). Los algoritmos de reconstrucción que se utilizan para aplicaciones generales de TC disponen en principio de una resolución temporal equivalente al



Fig. 12. Imágenes del maniquí *CatPhan*. La imagen de la izquierda permite verificar la exactitud de los números de TC y la detectabilidad de bajo contraste. La imagen central corresponde al módulo de resolución espacial. La imagen derecha sirve para obtener la PSF y para verificar la uniformidad espacial del número de TC.

tiempo de rotación (rotación de 360° : “reconstrucción completa”), la mejor resolución temporal alcanzable de modo usual es ligeramente superior al 50% del tiempo de rotación ($180^\circ + \text{ángulo del haz}$). La resolución temporal se puede mejorar aún más mediante el uso de metodologías de reconstrucción (TC cardíaco con una reconstrucción segmentada) o utilizando un escáner de TC de doble fuente. No se dispone en la actualidad de métodos sencillos para medir la resolución temporal en un entorno clínico.

Estudios clínicos con observadores

Los indicadores fundamentales de la calidad de imagen (PSF, NPS, MTF) y las valoraciones por parte de observadores de las imágenes de objetos de prueba descritas en la sección anterior dan información sobre la “capacidad” del escáner de TC. Esa información puede ser utilizada para las especificaciones y para el control de calidad del equipo. Sin embargo, no proporcionan información suficiente para desarrollar y optimizar protocolos de adquisición de estudios clínicos de TC. Hay un desconocimiento, al menos parcial, de cómo extraer información de los objetos de prueba, en términos de parámetros fundamentales de calidad de imagen o de parámetros prácticos, que permita determinar cuál es la calidad de imagen clínica requerida por los radiólogos para los objetivos clínicos concretos. Por razones prácticas, los protocolos clínicos de adquisición en la tomografía computarizada se basan en gran medida en la experiencia y el consenso, aunque lo deseable sería que se basaran en estudios de observación clínica y pruebas que aportaran suficiente evidencia científica. Sin embargo, los estudios con observadores que tienen como objetivo la optimización de protocolos de adquisición de TC son escasos; una de las causas puede ser que la repetición de exámenes del mismo paciente en diferentes condiciones se considera inadecuada, por la exposición adicional a la radiación que conlleva una exploración extra. Sin embargo, se puede simular el efecto sobre la calidad de la imagen de la adquisición con cargas de tubo (mAs) menores utilizando modelos matemáticos que añadan ruido a los datos brutos. Después de añadir el ruido, las imágenes pueden ser reconstruidas en el escáner y ser utilizadas en estudios de observación para evaluar el nivel de ruido aceptable en las imágenes para un determinado examen o indicación⁵⁵⁻⁵⁷. Por ahora no es fácil disponer de esos algoritmos en los equipos. La fig. 13 muestra una exploración clínica real (100% de los mAs), y tres imágenes adicionales que se obtuvieron simulando matemáticamente dosis más bajas, de modo que las tres imágenes adicionales se obtuvieron sin exponer al paciente a adquisiciones múltiples. Un estudio con observadores diseñado apropiadamente

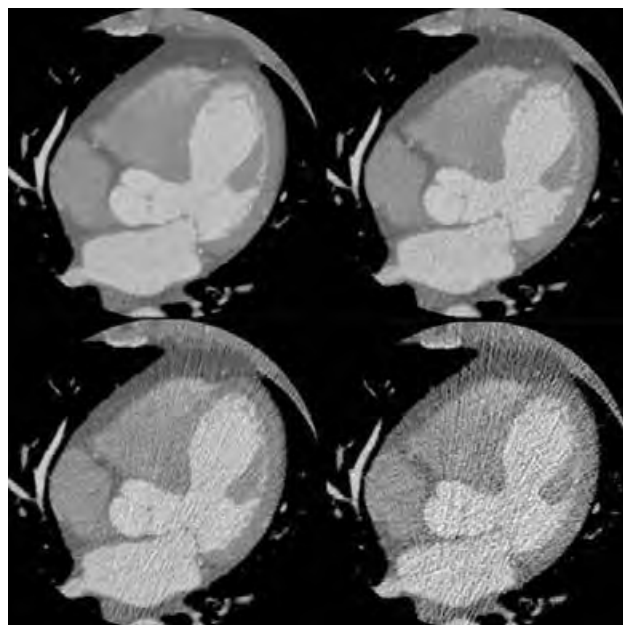


Fig. 13. Exploración clínica real de TC cardíaco (imagen superior izquierda; 100% de los mAs), y tres imágenes adicionales que se obtuvieron simulando matemáticamente dosis más bajas (50%; 25%; 12,5% de los mAs reales).

podría servir para establecer el valor óptimo de mAs para esa exploración. La optimización de la tensión del tubo es más difícil de lograr, ya que no se han descrito algoritmos apropiados para simular el efecto de la tensión del tubo en la calidad de la imagen. La optimización de la tensión del tubo se basa principalmente en consideraciones teóricas, en estudios sobre maniqués (por ejemplo, dirigidos a optimizar la CNR en estudios de angiografía CT usando contraste yodado) y en el consenso entre observadores^{58,59}.

Efecto de los parámetros de adquisición y reconstrucción en la calidad de imagen

Los principales parámetros de adquisición en la tomografía computarizada son: la tensión del tubo, la intensidad de corriente del tubo y la velocidad de rotación. Para lograr una buena transmisión de rayos X y que llegue suficiente señal al detector se emplean valores relativamente altos de la tensión del tubo (120 - 140 kV). Esto se justifica por la colimación relativamente estrecha del haz de rayos X que limita su eficacia. Para ciertas aplicaciones especiales, tales como estudios con realce de contraste y TC pediátrica, puede ser ventajoso utilizar una tensión del tubo más baja, en el rango de 80 a 100 kV. La corriente de tubo utilizada en la tomografía computarizada está limitada a veces por causas técnicas, como la larga duración de las adquisiciones y la capacidad calorífica del tubo de rayos X, además de por razones de protección radiológica.

Para evitar artefactos de movimiento en la TC, es preferible seleccionar el tiempo de rotación más corto posible. Para las exploraciones menos propensas a los artefactos de movimiento y que requieren una buena resolución de bajo contraste, tales como las exploraciones del cerebro, se puede seleccionar un tiempo de rotación más largo para obtener una RBC adecuada.

Hay parámetros de reconstrucción y de visualización que tienen también un impacto sobre la calidad de imagen y el desempeño del observador. Estos incluyen, por ejemplo, el espesor de reconstrucción, las ventanas de visualización, el filtro de reconstrucción, y las imágenes MPR que se puedan utilizar junto con las imágenes axiales. La fig. 14 muestra tres reconstrucciones con tres espesores diferentes: de arriba abajo, respectivamente, espesores de corte reconstruido de 10 mm, 5 mm y 0,5 mm. Se pone de manifiesto que la resolución espacial



Fig. 14. Reconstrucciones con tres espesores diferentes: de arriba abajo, respectivamente, espesores de corte reconstruido de 10 mm, 5 mm y 0,5 mm. La resolución espacial en el plano coronal mejora considerablemente al disminuir el espesor de corte tanto en la representación (*rendering*) de volumen como en las imágenes coronales.

cial en el plano coronal mejora considerablemente al disminuir el espesor de corte, tanto en la representación (*rendering*) volumétrica como en las imágenes coronales. Las reconstrucciones en la actualidad se suelen hacer con un grosor de corte inferior a 1 mm.

Cualquier adquisición de TC puede ser reconstruida aplicando uno o más filtros de reconstrucción. Durante la lectura de imágenes el radiólogo puede seleccionar la ventana correspondiente a la anatomía y la patología específica de interés. Esto se ilustra en la fig. 15, en la que hay cuatro imágenes axiales de TC de la cabeza. Las imágenes de la izquierda han sido reconstruidas con un filtro de tejidos blandos; las de la derecha, con un filtro de hueso. Las imágenes de la fila superior se muestran con una ventana de visualización del cerebro (WL 50, WW 100), las imágenes de la fila inferior se muestran con una ventana de hueso (WL 1000; WW 2500). La imagen superior izquierda es adecuada para la evaluación del tejido cerebral, mientras que la evaluación de tejidos blandos en la imagen superior derecha se ve dificultada por el ruido de la imagen introducido por el filtro de reconstrucción de hueso. El hueso no se puede evaluar bien en las imágenes de la fila superior, debido a la elección de una ventana de visualización de cerebro. Las imágenes de la fila inferior se presentan con una ventana de visualización adecuada para la

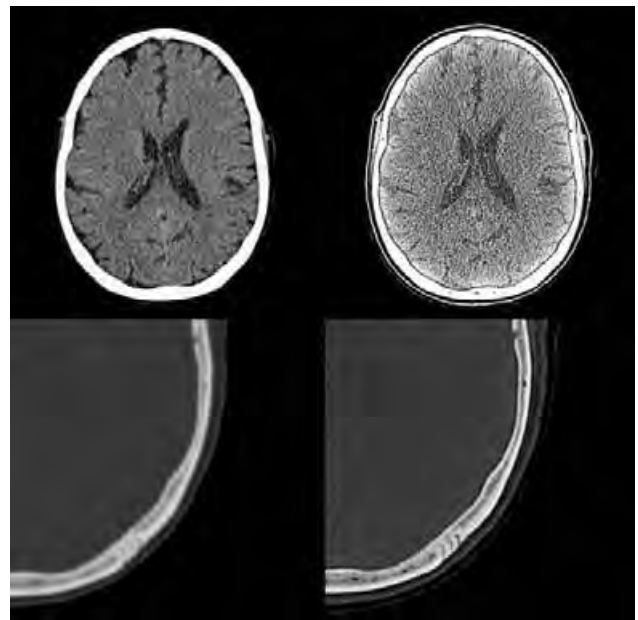


Fig. 15. Imágenes axiales de TC de la cabeza. Las imágenes de la izquierda han sido reconstruidas con un filtro de tejidos blandos; las de la derecha, con un filtro de hueso. En la fila superior se muestran ambas imágenes con una ventana de visualización del cerebro (WL 50, WW 100), las de la fila inferior se visualizan con una ventana de hueso (WL 1000, WW 2500).

evaluación de los huesos. Los detalles en el cráneo se aprecian mejor en la imagen inferior derecha debido al filtro de reconstrucción de hueso, mientras que en la imagen inferior izquierda la evaluación de hueso se hace difícil por no haberse reconstruido con el filtro adecuado. Asimismo, el tejido cerebral no se puede evaluar bien en las imágenes de la fila inferior, por no usarse la ventana adecuada. Todas las imágenes de la fig. 15 fueron reconstruidas con los datos brutos de una única adquisición de TC.

Un efecto similar se observa en la fig. 16, que contiene cuatro imágenes axiales de TC corporal con contraste. Las imágenes muestran grandes áreas de bajo contraste realzado del hígado y los pequeños vasos con realce de contraste en los pulmones. Las imágenes de la izquierda están reconstruidas con filtro de tejido blando y las de la derecha, con filtro de alta resolución. Las imágenes de la fila superior se muestran con una ventana de tejidos blandos (WL 50, WW 500), las imágenes de la fila inferior se muestran con una ventana de pulmón (WL -500; WW 1500). La imagen superior izquierda es adecuada para la evaluación de las áreas con realce de contraste del hígado, la evaluación de estas áreas (imagen superior derecha) se ve dificultada por el ruido de la imagen generado por el filtro *sharp*. Los vasos con contraste de los pulmones no se pueden evaluar bien en las imágenes de la fila superior, debido a la ventana de visualización

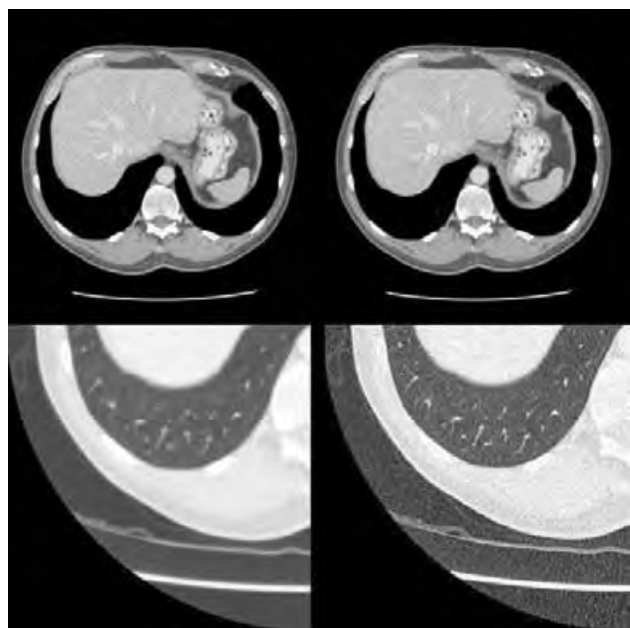


Fig. 16. Imágenes axiales de TC corporal con contraste. Las imágenes de la izquierda han sido reconstruidas con filtro de tejido blando y las de la derecha, con filtro de alta resolución. En la fila superior se muestran ambas imágenes con una ventana de tejidos blandos (WL 50, WW 500), las de la fila inferior se muestran con una ventana de pulmón (WL -500, WW 1500).

de los tejidos blandos. Las imágenes de la fila inferior se visualizan con una ventana apropiada para la evaluación de los pulmones. Los pequeños vasos pulmonares se aprecian mejor en la imagen inferior derecha debido a la utilización de un filtro de reconstrucción apropiado, el uso de un filtro de reconstrucción de tejido blando dificulta la evaluación de los vasos en la imagen inferior izquierda. Los tejidos blandos no se pueden evaluar bien en las imágenes de la fila inferior debido a una ventana de visualización específica de pulmón.

Las imágenes reformateadas en diferentes modalidades pueden ser un complemento útil en la lectura de imágenes axiales. En la fig. 17 se muestran una imagen axial del cerebro y tres reformateadas: una MPR coronal, una MPR sagital y una representación (*rendering*) volumétrica. La fig. 18 muestra dos imágenes del tórax, a la izquierda una generada con proyecciones de máxima intensidad (MIP), y a la derecha, una representación volumétrica^{60,61}.

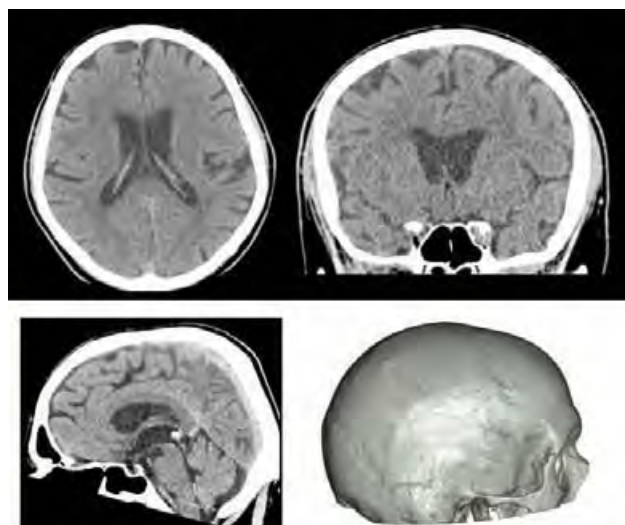


Fig. 17. Imagen axial del cerebro (arriba – izquierda) y tres reformateadas: una MPR coronal, una MPR sagital y una representación volumétrica.



Fig. 18. Imágenes del tórax, la imagen de la izquierda es una proyección de máxima intensidad (MIP), y la de la derecha, una representación volumétrica.

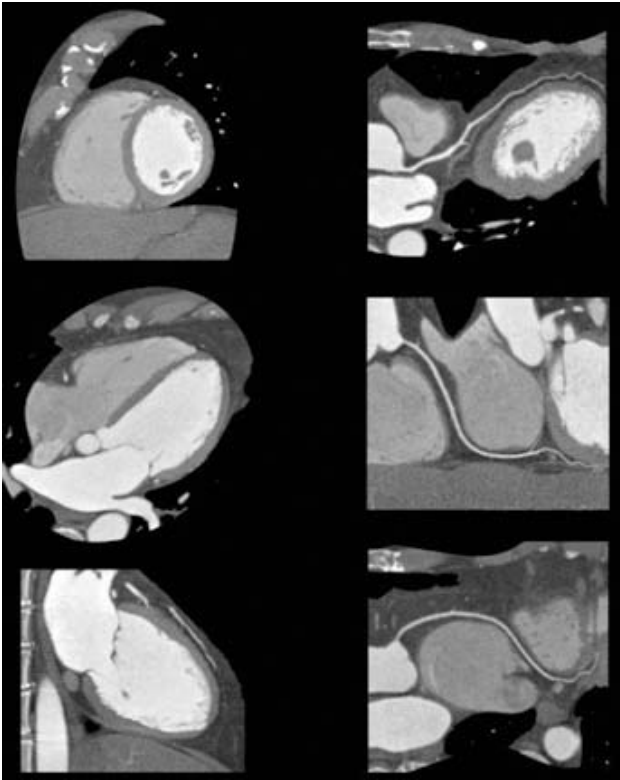


Fig. 19. Imágenes de las cavidades del corazón y de las arterias coronarias reformateadas en 2D simple y curvo.

La fig. 19 muestra las cavidades del corazón y las arterias coronarias reformateadas en 2D; las cavidades se evalúan bien con un simple MPR (los MPR están angulados en relación con las imágenes axiales para visualizar mejor las cavidades del corazón), las arterias coronarias se visualizan como MPR curvo. El MPR curvo permite la visualización de las arterias coronarias, con sus curvaturas complejas en 3D, en un plano 2D^{62,63}.

Artefactos

La calidad de imagen de TC adecuada sólo se logra si se llevan a cabo calibraciones del escáner de acuerdo con los protocolos prescritos por el fabricante. Las calibraciones generalmente se hacen en aire, y también, aunque con menos frecuencia, en maniqués con agua. Las calibraciones en aire permiten obtener información acerca de las pequeñas diferencias en la respuesta de elementos detectores individuales. Esto es esencial, ya que en la TC las proyecciones tienen que tener una precisión de al menos el 0,5% y una calibración en aire resulta adecuada y permite la corrección de la señal registrada por cada elemento detector individual. Las calibraciones con maniqués permiten corregir (en parte) el efecto de endurecimiento del haz; en la fig. 20 se muestra la disposición del equipo para calibrar con un maniquí relleno de agua.

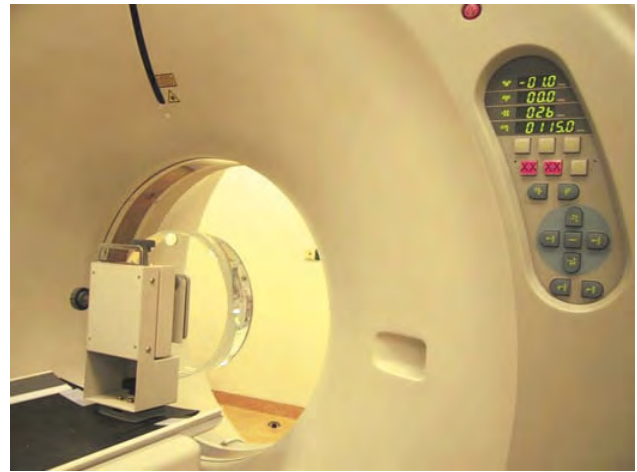


Fig. 20. Disposición del equipo para efectuar una calibración con un maniquí relleno de agua.

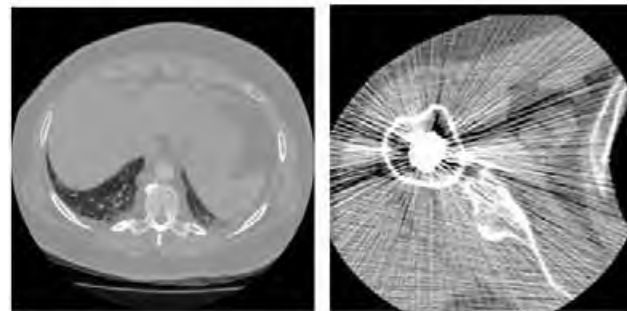


Fig. 21. Artefacto de anillos causado por la descalibración de uno o más elementos detectores (izquierda). Artefacto de metal causado por endurecimiento del haz y señal débil en el sistema detector.

de agua. Este maniquí se utiliza para la calibración de las adquisiciones con un FOV relativamente pequeño, aunque se pueden utilizar otros de mayor tamaño para calibrar con FOV grande.

Los artefactos pueden estar relacionados con la adquisición, la reconstrucción, o con el paciente. Los artefactos relacionados con la adquisición ocurren, por ejemplo, en caso de mal funcionamiento de uno o más elementos detectores, (artefactos de anillo, fig. 21); en caso de mal funcionamiento del tubo de rayos X durante la adquisición (arcos en el tubo de rayos X) se producen imágenes inutilizables; un muestreado pobre produce patrones de Moiré; como el grosor de corte es finito se obtiene un valor promedio de los materiales del vóxel, denominado efecto de volumen parcial; la luminiscencia residual (*afterglow*) del detector puede producir borrosidad en la imagen^{63,64}.

La fuerte atenuación del haz de rayos X al atravesar hueso compacto, calcificaciones, u objetos metálicos puede dar lugar a artefactos por endurecimiento del haz.

Cuando se escanean prótesis metálicas se produce un artefacto de metal, porque la prótesis atenúa casi completamente el haz. La fig. 21 muestra también las rayas típicas en la imagen axial, producidas cuando se escanea un implante metálico grande (una prótesis de cadera en este caso). Otros artefactos relacionados con la reconstrucción incluyen efectos de volumen parcial, que pueden aparecer al reconstruir en espesores de corte relativamente gruesos; artefactos helicoidales (patrones de molino de viento), y artefactos de haz cónico (rayas).

En cuanto a los artefactos relacionados con el paciente, a veces pueden evitarse si se le instruye adecuadamente para que no se mueva durante la exploración y mantenga la apnea durante la adquisición, en particular en exámenes del tronco. Puesto que ni el movimiento del corazón ni la pulsación de los vasos se pueden evitar, es esencial que las adquisiciones de, por ejemplo, las arterias coronarias del corazón o de la aorta estén optimizadas para lograr la mejor resolución temporal posible. Es bien sabido que la pulsación de la aorta puede producir artefactos que simulan una disección aórtica, en cuyo caso, si no se reconoce el artefacto, puede tener consecuencias graves para el paciente.

Bibliografía

- Ambrose J. A brief review of the EMI scanner. *Proc Br Inst Radiol* 1975;48:605-6.
- Webb S. Historical experiments predating commercially available computed tomography. *Br J Radiol* 1992;65:835-7.
- Goldman L. Principles of CT and evolution of CT technology. In: Goldman LW, Fowlkes JB, eds. *Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics: CT and US Cross-Sectional Imaging*. Oak Brook, IL: Radiological Society of North America; 2000:33-52.
- Centre for Evidence-based purchasing (CEP). Wide bore CT scanners. Comparative specifications: CEP 08029; NH PASA March 2009.
- Blodgett TM, Meltzer CC, Townsend DW. PET / CT: Form and Function. *Radiology* 2007;242:360-85.
- O'Connor MK, Kemp BJ. Single-photon emission computed tomography/computed tomography: basic instrumentation and innovations. *Semin Nucl Med* 2006;36:258-66.
- Martí-Climent JM, Prieto E, García-Velloso MJ. Equipos híbridos en medicina nuclear. *Rev Fis Med* 2009;10:11-26.
- Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Süß C, et al. First performance evaluation of a dual source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 2006;16:256-68.
- Rybicki FJ, Otero HJ, Steigner ML, Vorobiof G, Nallamshetty L, Mitsouras D, et al. Initial evaluation of coronary images from 320-detector row computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging* 2008;24:535-6.
- Geleijns J. Computed Tomography. Capítulo en *Handbook for Diagnostic Radiology Physics*, que será publicado por la International Atomic Energy Agency.
- Kak AC, Slaney M. Principles of Computerized Tomographic Imaging, IEEE Press, 1988 (copia en PDF disponible en <http://www.slaney.org/pct/>).
- Kalender W. Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. 2nd Edition. Erlangen: Publicis Corporate Publishing; 2005.
- Buzug TM. Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT. Berlín: Springer Verlag; 2008.
- Hsieh J. Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances. Second edition. Bellingham: SPIE Press Book; 2009.
- Pan X, Siewerdsen J, La Riviere PJ, Kalender WA. Development of x-ray computed tomography: The role of Medical Physics and AAPM from the 1970s to present. *Med Phys* 2008;35:3728-39.
- Wang G, Yu H, De Man B. An outlook on x-ray CT research and development. *Med Phys* 2008;35:1051-64.
- Berninger W, Redington R. Multiple purpose high speed tomographic x-ray scanner. *US Patent No. 4196352A* (1980).
- Mori I. Computerized tomographic apparatus utilizing a radiation source. *US Patent No. 4630202* (1986).
- Schardt P, Deuringer J, Freudenberger J, Hell E, Knuepfer W, Mattern D, Schild M. New X-ray tube performance in computed tomography by introducing the rotating envelope tube technology. *Med Phys* 2004;31:2699-706.
- Flohr TG, Stierstorfer K, Ulzheimer S, Bruder H, Primak AN, McCollough CH. Image reconstruction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot. *Med Phys* 2005;32:2536-47.
- Kyriakou Y, Kachelrieß M, Knaup M, Krause J, Kalender WA. Impact of the z-flying focal spot on resolution and artefact behaviour for a 64-slice spiral CT scanner. *Eur Radiol* 2006;16:1206-15.
- Arenson J. Data collection strategies: gantries and detectors. In: Goldman LW and Fowlkes JB, eds. *Medical CT and Ultrasound: Current Technology and Applications*, Madison, WI: Advanced Medical Publishing; 1995:329-47.
- Peters TM, Lewitt RM. Computed tomography with fan beam geometry. *J Comput Assist Tomogr* 1977;1:429-36.
- Herman GT. Image Reconstruction from Projections: The Fundamentals of Computerized Tomography. New York: Academic Press; 1980.
- Horn BKP. Fan-beam reconstruction methods. *Proc. IEEE* 1979;67:1616-23.
- Ye YB, Wang G. Filtered backprojection formula for exact image reconstruction from cone-beam data along a general scanning curve. *Med Phys* 2005;32:42-48.
- Ye YB, Zhao SY, Yu HY, Wang G. A general exact reconstruction for cone-beam CT via backprojection-filtration. *IEEE Trans Med Imaging* 2005;24:1190-98.
- Ramachandran GN, Lakshminarayanan AV. Bidimensional reconstruction from radiographs and electron micrographs: application of convolutions instead of Fourier transforms. *Proc Nat Acad Sci USA* 1971;68:2236-40.
- Shepp LA, Logan BF. The Fourier reconstruction of a head section. *IEEE Trans Nucl Sci* 1974;NS21:21-43.
- Sauer K, Bouman CA. A local update strategy for iterative reconstruction from projections. *IEEE Trans Signal Process* 1993;41:534-48.
- Nuyts J, De Man B, Dupont P, Defrise M, Suetens P, Mortelmans L. Iterative reconstruction for helical CT: a simulation study. *Phys Med Biol* 1998;43:729-37.
- Thibault JB, Sauer KD, Bouman CA, Hsieh J. A three-dimensional statistical approach to improved image quality for multislice helical CT. *Med Phys* 2007;34:4526-44.

33. Shepp LA, Vardi Y. Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. *IEEE Trans Med Imag* 1982; MI1:113–22.
34. Sagara Y, Hara AK, Pavlicek W, Silva AC, Paden RG, Wu Q. Abdominal CT: Comparison of Low-Dose CT With Adaptive Statistical Iterative Reconstruction and Routine-Dose CT With Filtered Back Projection in 53 Patients. *AJR Am J Roentgenol* 2010;195:713–9.
35. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Schmidt B, Westerman BL, Morgan HT, et al. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* 2004;233:649–57.
36. Crawford CR, King KF. Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. *Med Phys* 1990;17:967–82.
37. Kachelriess M, Ulzheimer S, Kalender WA. ECG-correlated imaging of the heart with subsecond multislice spiral CT. *IEEE Trans Med Imag* 2000;19:888–901.
38. Cody DD, Mahesh M. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: technologic advances in multidetector CT with a focus on cardiac imaging. *Radiographics* 2007;27:1829–37.
39. Earls JP, Berman EL, Urban BA, Curry CA, Lane JL, Jennings RS, et al. Prospectively gated transverse coronary CT angiography versus retrospectively gated helical technique: improved image quality and reduced radiation dose. *Radiology* 2008;246:742–53.
40. Donnino R, Jacobs JE, Doshi JV, Hecht EM, Kim DC, Babb JS, et al. Dual-source versus single-source cardiac CT angiography: comparison of diagnostic image quality. *AJR Am J Roentgenol* 2009;192:1051–6.
41. De Graaf FR, Schuijff JD, van Velzen JE, LJ Kroft, de Roos A, Reiber JHC, et al. Diagnostic accuracy of 320-row multidetector computed tomography coronary angiography in the non-invasive evaluation of significant coronary artery disease. *Eur Heart J* 2010;31:1908–15.
42. Alkadhi H, Stolzmann P, Desbiolles L, Baumueeller S, Goetti S, Plass A, et al. Low-dose, 128-slice, dual-source CT coronary angiography: accuracy and radiation dose of the high-pitch and the step-and-shoot mode. *Heart* 2010;96:933–8.
43. Seguchi S, Aoyama T, Koyama S, Fujii K, Yamauchi-Kawaura C. Patient radiation dose in prospectively gated axial CT coronary angiography and retrospectively gated helical technique with a 320-detector row CT scanner. *Med Phys* 37;5579–85.
44. Haaga JR. Interventional CT: 30 years' experience. *Eur Radiol Suppl* 2005;15(Suppl 4):D116–20.
45. Araki K, Maki K, Seki K, Sakamaki K, Harata Y, Sakaino R, et al. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial x-ray cone beam CT scanner (CB MercuRay): system configuration and physical properties. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:51–9.
46. Majdani O, Thews K, Bartling S, Leinung M, Dalchow C, Labadie R, et al. Temporal Bone Imaging: Comparison of Flat Panel Volume CT and Multislice CT. *AJNR Am J Neuroradiol* 2009;30:1419–24.
47. Pelc N. Dual energy CT: physics principles. *Med Phys* 2008; 35:2861.
48. Coursey CA, Nelson RC, Boll DT, Paulson EK, Ho LM, Neville AM, et al. Dual-Energy Multidetector CT: How Does It Work, What Can It Tell Us, and When Can We Use It in Abdominopelvic Imaging? *RadioGraphics* 2010;30:1037–55.
49. Klingebiel R, Siebert E, Diekmann S, Wiener E, Masuhr F, Wagner M, et al. 4-D imaging in cerebrovascular disorders by using 320-slice CT: feasibility and preliminary clinical experience. *Acad Radiol* 2009;16:123–9.
50. Salomon EJ, Barfett J, Willems PWA, Geibprasert S, Bacigaluppi S, Krings T. Dynamic CT Angiography and CT Perfusion employing a 320-Detector Row CT. Protocol and Current Clinical Applications. *Clin Neuroradiol* 2009;19:187–96.
51. Cohnen M, Wittsack HJ, Assadi S, Muskalla K, Ringelstein A, Poll LW, et al. Radiation exposure of patients in comprehensive computed tomography of the head in acute stroke. *AJNR Am J Neuroradiol* 2006;27:1741–5.
52. Frush DP, Slack CC, Hollingsworth CL, Bisset GS, Donnelly LF, Hsieh J, et al. Computer-Simulated Radiation Dose Reduction for Abdominal Multidetector CT of Pediatric Patients. *AJR Am J Radiol* 2002;179:1107–13.
53. Boedeker KL, Cooper VN, McNitt-Gray MF. Application of the noise power spectrum in modern diagnostic MDCT: part I. Measurement of noise power spectra and noise equivalent quanta. *Phys Med Biol* 52;2007:4027–46.
54. Boedeker KL, McNitt-Gray MF. Application of the noise power spectrum in modern diagnostic MDCT: part II. Noise power spectra and signal to noise. *Phys Med Biol* 2007;52:4047–61.
55. Tack D, De MV, Petit W, Scillia P, Muller P, Suess C, Gevenois PA. Multi-detector row CT pulmonary angiography: comparison of standard dose and simulated low-dose techniques. *Radiology* 2005;236:318–25.
56. Van Gelder RE, Venema HW, Serlie IW, Nio CY, Determann RM, Tipker CA, et al. CT colonography at different radiation dose levels: feasibility of dose reduction. *Radiology* 2002; 224:25–33.
57. Joemai RM, Geleijns J, Veldkamp WJ. Development and validation of a low dose simulator for computed tomography. *Eur Radiol* 2010;20:958–66.
58. Funama Y, Awai K, Nakayama Y, Kake K, Nagasue N, Shimamura M, et al. Radiation dose reduction without degradation of low-contrast detectability at abdominal multislice CT with a low-tube voltage technique: phantom study. *Radiology* 2005;237:905–10.
59. Yanaga Y, Awai K, Funama Y, Nakaura T, Hirai T, Roux S, et al. Low-Dose MDCT Urography: Feasibility Study of Low-Tube-Voltage Technique and Adaptive Noise Reduction Filter. *AJR Am J Roentgenol* 2009;193:W220–9.
60. Napel S, Rubin GD, Jeffrey RB, Jr. STS-MIP: a new reconstruction technique for CT of the chest. *J Comput Assist Tomogr* 1993;17:832–8.
61. Soyer P, Heath D, Bluemke DA, Choti MA, Kuhlman JE, Reichle R, et al. Three-dimensional helical CT of intrahepatic venous structures: comparison of three rendering techniques. *J Comput Assist Tomogr* 1996;20:122–7.
62. Van Ooijen PMA, Ho KY, Dorgelo J, Oudkerk M. Coronary Artery Imaging with Multidetector CT: Visualization Issues. *RadioGraphics* 2003;23:e16.
63. Fishman EK, Ney DR, Heath DG, Corl FM, Horton KM, Johnson PT. Volume Rendering versus Maximum Intensity Projection in CT Angiography: What Works Best, When, and Why. *RadioGraphics* 2006;26:905–22.
64. Hsieh J. Image artifacts, causes and corrections. In: Goldman LW and Fowlkes JB, eds. *Medical CT and Ultrasound: Current Technology and Applications*, Madison, WI: Advanced Medical Publishing; 1995:487–518.
65. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *RadioGraphics* 2004;24:1679–91.