



### **GLOSARIO DE TÉRMINOS MÁS USADOS EN TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA (TC)**

<b>Algoritmo de reconstrucción</b>	Procedimiento matemático usado para transformar los datos de rayos en una imagen. Se usan diferentes algoritmos para acentuar, realzar, mejorar o atenuar ciertos aspectos de los datos.
<b>Anchura de ventana</b>	El intervalo de los números TC existentes en la escala de grises seleccionada y que se muestra en la imagen en un monitor del equipo o en otro formato gráfico.
<b>Anchura del detector</b>	La distancia entre las dos caras opuestas de un detector en el eje z.
<b>Ángulo del haz (fan angle)</b>	El ángulo formado entre las líneas que van desde foco del tubo hasta los dos elementos más externos de la bandeja de detectores.
<b>Apertura de la carcasa</b>	Diámetro del hueco de la carcasa a través del cual se desplaza la camilla del paciente para efectuar los exámenes.
<b>Artefacto</b>	Discrepancias sistemáticas entre los números TC de la imagen reconstruida y los coeficientes de atenuación del objeto. A consecuencia de ello aparecen en la imagen elementos que no están presentes en el objeto explorado. Pueden ser debidos a múltiples causas: fallos del sistema, movimientos del paciente, efectos físicos como el endurecimiento del haz o por el uso de contrastes de alta atenuación o a alta concentración.
<b>Artefacto por endurecimiento del haz</b>	Artefacto que se observa en regiones anatómicas de alto contraste intrínseco cuando hay una gran atenuación del haz en una zona, como consecuencia de la presencia de hueso compacto u otros materiales muy absorbentes.
<b>Atenuación</b>	Reducción de la intensidad del haz de rayos al pasar a través de la materia. Es la resultante de todos los tipos de interacción entre la radiación y la materia.
<b>Bandeja o fila de detectores (detector array)</b>	Artilugio donde se encuentran todos los detectores ensamblados, incluido el espacio entre ellos, a lo largo de un arco, o de un anillo centrado en el eje de rotación (z). En equipos multicorte hay varias bandejas adosadas, cuya anchura a lo largo del eje z en algunos equipos es uniforme y en otros es desigual.
<b>Campo de exploración (scan field)</b>	El diámetro del círculo que es enteramente cubierto por el haz de rayos X durante un examen y en el que se llevan a cabo las medidas de atenuación. El campo de visión (FOV) puede ser igual o menor que el campo de exploración.
<b>Campo de visión (FOV)</b>	Es el diámetro máximo de la imagen reconstruida.
<b>Carcasa (gantry)</b>	Estructura de un equipo de TC que contiene al menos el tubo de rayos X, los colimadores y la bandeja de detectores.
<b>Carga del tubo (Q)</b>	El producto de la intensidad de corriente del tubo (mA) por el tiempo de exposición expresado en mA·s. La dosis de radiación es directamente proporcional a este producto.
<b>Coefficiente de atenuación lineal</b>	La reducción relativa de la intensidad de la radiación por unidad de recorrido cuando un haz de fotones atraviesa un material absorbente. Para un haz de rayos X, policromático, el coeficiente de atenuación lineal "efectivo" se asocia con la energía efectiva del haz y depende de la densidad y número atómico del material.
<b>Colimación del haz de rayos</b>	Limitación geométrica del perfil del haz de rayos en el eje z (longitudinal). Es sinónimo del espesor de adquisición programado para realizar el estudio.



<b>Contraste</b>	Diferencia en la atenuación de dos zonas muy próximas. Puede expresarse en valores absolutos o relativos. Si se expresa relativamente se toma como referencia la escala agua-aire (1000 UH). En porcentaje es: $100 \cdot TC/1000$ . TC: diferencia de números TC. Un contraste del 1% se corresponde con una diferencia en números TC de 10 UH.
<b>Datos de rayos (raw data)</b>	Los valores de la respuesta de los detectores desde todas las vistas y de todos los rayos de la exposición. Estos datos se procesan matemáticamente para producir una imagen TC.
<b>Desplazamiento de mesa</b>	En TC convencional es la distancia recorrida por la camilla entre cada corte. En TC helicoidal es la distancia recorrida por la mesa durante una rotación de 360° del tubo de rayos X.
<b>Detector</b>	El componente elemental e individual de una bandeja de detectores que produce una señal eléctrica o luminosa como respuesta a la estimulación por rayos X una vez que estos han pasado a través del objeto examinado.
<b>Distancia entre cortes (interslice distance)</b>	La distancia entre los márgenes nominales equivalentes de los cortes consecutivos. En TC convencional depende del desplazamiento de la mesa entre los cortes.
<b>Distancia foco-eje</b>	La distancia entre foco del tubo y el eje de rotación.
<b>Dosis efectiva</b>	Cantidad relacionada con el riesgo de inducción de cáncer o efectos genéticos por irradiación. Se usa para caracterizar en promedio el riesgo asociado con un examen. Definida como la suma de las dosis equivalentes ponderadas en todos los tejidos y órganos del cuerpo. $E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (\text{mSv})$ <p><math>H_T</math> = dosis promedio (mGy) en el tejido T.  <math>w_T</math> = factor de ponderación para el tejido T.  La unidad de dosis efectiva es el Sievert (Sv).</p>
<b>Dosis media en cortes múltiples (MSAD)</b>	La dosis media (D) en el corte central de una serie de N cortes sucesivos de espesor T con una distancia constante I entre los cortes sucesivos. $MSAD = \frac{1}{I} \int_{-\frac{I}{2}}^{\frac{I}{2}} D_{NI}(z) dz \quad (\text{mGy})$ <p><math>D_{NI}</math> = perfil de dosis múltiple a lo largo de una línea paralela al eje de rotación (z).  Para un número de cortes tal que ni el primero ni el último de la serie contribuyan significativamente a la dosis en el corte central:  <math display="block">MSAD = \frac{T}{I} CTDI \quad (\text{mGy})</math> Si el número de cortes es grande y el factor de paso es 1:  <math>MSAD = CTDI</math></p>
<b>Dosis órgano</b>	Magnitud definida como la energía absorbida en un órgano particular del cuerpo humano dividida por la masa del órgano. Se expresa en sievert (Sv).
<b>Efecto de volumen parcial</b>	Se produce cuando dos o más áreas de diferente atenuación están incluidas en el mismo vóxel, lo que hace que el número TC del píxel asociado sea incorrecto enmascarándose los coeficientes de atenuación de cada una de esas estructuras. El efecto disminuye cuando se reduce el espesor de corte.



<b>Eficiencia de los detectores</b>	La relación entre el número de fotones de Rayos X detectados y el número de fotones que inciden en un detector.
<b>Eje de rotación</b>	Una línea en el espacio que comprende los centros de los círculos a lo largo de los que el tubo y los detectores se mueven alrededor del paciente durante una exploración. También eje z.
<b>Espesor de la imagen</b>	En los equipos multicorte el espesor de las imágenes mostradas puede escogerse retrospectivamente después de efectuada la adquisición de los datos de rayos mediante la combinación de los datos de las diferentes filas de detectores activadas.
<b>Espesor efectivo de corte</b>	Grosor efectivo de una sección tomográfica medida por la anchura a la mitad de la altura (FWHM) del perfil de sensibilidad en el centro del campo de exploración. En TC helicoidal el espesor efectivo de corte es sistemáticamente mayor que la colimación usada.
<b>Espesor nominal de corte</b>	Es el espesor de corte seleccionado para realizar el estudio, que se indica en la consola del operador. Es sinónimo de colimación del haz de rayos X en especial en adquisición corte a corte. En los equipos multicorte el espesor nominal de las imágenes mostradas puede escogerse prospectiva o retrospectivamente después de efectuada la adquisición de los datos de rayos.
<b>Estabilidad</b>	Mantenimiento en el tiempo de los valores de los números TC. Mantenimiento de la eficiencia de los detectores durante la adquisición de los datos.
<b>Exposimetría automática</b>	Dispositivo y programa informático que permite un ajuste automático de la corriente del tubo en función de las características anatómicas y de los tejidos del área explorada.
<b>Extensión del examen</b>	Es la longitud total de la región expuesta a la radiación durante un examen con TC.
<b>Factor de paso (pitch factor)</b>	<p>Razón que se obtiene al dividir el desplazamiento longitudinal de la mesa de exploración, por cada rotación de 360° del tubo, entre el producto del número de cortes producidos en la rotación por el espesor nominal de corte:</p> $\text{Factor de paso} = \frac{\Delta d}{N \cdot T_c}$ <p> <math>\Delta d</math> = Desplazamiento de la mesa por rotación de 360° del tubo  <math>N</math> = número de secciones por rotación de 360° del tubo  <math>T_c</math> = espesor nominal de corte de cada sección         </p>
<b>Filtro de reconstrucción</b>	Función matemática usada para la circunvolución de los perfiles de atenuación antes de la reconstrucción de imagen de TC.
<b>Fluoroscopia TC</b>	Método que muestra imágenes de TC en tiempo casi real pues se reconstruyen varias imágenes por segundo y se muestran con un pequeño retraso.
<b>Foco de rayos X (focal spot)</b>	Área efectiva del ánodo del tubo desde la que se emite los rayos X. El tamaño del foco influye en la resolución espacial.
<b>Función de modulación de transferencia (MTF)</b>	Es una medida de cómo un sistema de imagen transfiere datos de contraste de la entrada (objeto) a la salida (imagen). Es una medida de la capacidad para reproducir una imagen que refleje con fidelidad el objeto explorado. Ofrece información sobre la capacidad de resolución espacial de un equipo.



	La función se determina con la transformada de Fourier. En el caso de la TC, las especificaciones se hacen usualmente en términos de pares de líneas por cm (pl/cm) al 50% y cerca del cierre (MTF= 2-5%). Hay que especificar los datos de adquisición y el objeto con el que se han realizado las medidas.
<b>Inclinación de la carcasa</b>	El ángulo entre la vertical y el plano que contiene el haz de rayos X y los detectores.
<b>Índice de dosis de TC (CTDI)</b>	<p>La integral del perfil de dosis (<math>D_z</math>) a lo largo de una línea paralela al eje de rotación (<math>z</math>), medido en aire o en un objeto de prueba, para un sólo corte, dividido por el espesor nominal de corte (<math>T</math>)</p> $CTDI = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} D(z) dz \quad (\text{mGy})$ <p>La unidad de medida es el Gray (Gy). En la práctica conviene usar una cámara de ionización tipo "lápiz" con una longitud de 100 mm para obtener una medida de <math>CTDI_{100}</math> (mGy en aire).</p>
<b>Índice de dosis de TC en aire (CTDI aire)</b>	Es el valor del CTDI determinado en aire medido en el isocentro.
<b>Índice de dosis de TC normalizado (CTDI normalizado)</b>	La razón del CTDI medido y el valor de carga de tubo (mAs) aplicado para obtener la medida. Se expresa como valor absoluto (mGy/mAs) o en porcentaje (mGy/100 mAs). Esta magnitud caracteriza la capacidad de un equipo en términos de rendimiento de dosis de salida.
<b>Índice de dosis de TC ponderado (CTDI ponderado) (<i>CTDI weighted, CTDI<sub>w</sub></i>)</b>	<p>Estimación de la dosis media sobre un único corte en un objeto de prueba dosimétrico:</p> $CTDI_w = \left( \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p} \right) \quad (\text{mGy})$ <p>Donde <math>CTDI_{100,c}</math> ó <math>p</math> se refiere a las medidas del <math>CTDI_{100}</math> en el centro (c) y en la periferia (p) en los objetos de prueba de cabeza y de cuerpo con los valores técnicos usados en la práctica clínica.</p>
<b>Índice de dosis de TC-100 (CTDI<sub>100</sub>)</b>	<p>A partir de las medidas efectuadas con una cámara de ionización cuya longitud activa es de 100mm, se obtiene el <math>CTDI_{100}</math> que se define como la integral entre + 50 mm y - 50 mm del perfil de dosis, medido para un solo corte y dividido por el espesor nominal de corte:</p> $CTDI_{100} = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} D(z) \cdot dz$
<b>Intensidad del haz</b>	La cantidad de energía de radiación que fluye a través de una unidad de superficie en la unidad de tiempo.
<b>Interpolación</b>	Método matemático que permite mostrar las con un número de píxeles mayor que el que tenían cuando fueron reconstruidas originalmente. En TC helicoidal es el proceso matemático que permite obtener una imagen de una sección corporal a partir de un conjunto de datos que no se adquirieron en el plano en el que se muestra la imagen.
<b>Linealidad</b>	El grado en que un número TC de un material dado es proporcional a su coeficiente de atenuación.



<b>Longitud del examen (scan length)</b>	Es la longitud real de la región expuesta a la radiación durante un examen con TC. En función del factor de paso empleado puede ser igual a, o distinta de, la extensión del examen.
<b>Matriz de reconstrucción</b>	El conjunto de píxeles usados en la reconstrucción de la imagen ordenados en filas y columnas.
<b>Matriz de visualización</b>	La matriz de filas y columnas de píxeles en la imagen. Normalmente entre 512 x 512 ó 1024 x 1024 elementos.
<b>Método de Montecarlo</b>	Procedimiento mediante el que pueden estimarse las dosis recibidas en tejidos del cuerpo por medio de maniqués matemáticos y simulaciones del transporte de fotones de rayos X a través de ellos, aplicando el método matemático de muestreo aleatorio sobre distribuciones de probabilidad.
<b>Nivel o centro de la ventana</b>	Es el valor medio o central, en UH, de la ventana usada para visualizar una imagen reconstruida en el monitor del equipo o en otro formato gráfico.
<b>Número TC (CT number)</b>	<p>Valor numérico del píxel como resultado de la reconstrucción de la imagen. Es una medida de las propiedades de atenuación del tejido incluido en el vóxel. Los valores se expresan en unidades Hounsfield (UH) de acuerdo a:</p> $\text{númeroTC} = \frac{\mu_{\text{material}} - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \cdot 1000$ <p>Donde <math>\mu</math> es el coeficiente de atenuación lineal efectivo para el haz de rayos. La escala de números TC tiene un intervalo desde -1000 UH (aire) pasando por el 0 UH (agua) y no tiene límite en el extremo positivo de sus valores.</p>
<b>Objetos de prueba (phantom)</b>	Son objetos de tamaño, forma y estructura variable que se usan para calibrar y evaluar el funcionamiento de los equipos de TC. Cuando remedan en su forma el cuerpo humano reciben el nombre de maniqués antropomórficos.
<b>Perfil de dosis (dose profile)</b>	Representación gráfica de la dosis como una función de la posición a lo largo de una línea perpendicular al plano tomográfico (eje z).
<b>Perfil de sensibilidad</b>	Es la respuesta relativa de un TC como sistema en función de posición a lo largo de una línea perpendicular al plano tomográfico. Se mide en torno al isocentro.
<b>Píxel (picture element)</b>	Término reducido de elemento de imagen (picture element). Es la representación en UH del valor medio de atenuación de un vóxel dentro del corte.
<b>Producto dosis longitud (DLP)</b>	<p>Es una magnitud de dosis que se usa como indicador de la exposición total en un examen de TC, al relacionar el CTDI con la extensión espacial del estudio</p> $DLP = \sum_i CTDI_{w,i} \cdot T_i \cdot N_i \quad (\text{mGy} \cdot \text{cm})$ <p>Donde el subíndice <math>i</math> denota las secuencias que forman parte del estudio y <math>CTDI_{w,i}</math> es el índice de dosis ponderado; <math>T_i</math> es la colimación del haz; <math>N_i</math> es el número de cortes o de vueltas del tubo en adquisición helicoidal.</p> <p>Esta magnitud permite comparar la realización de un estudio con una dosis de referencia con el propósito de mejorar la protección radiológica de los pacientes.</p>



<b>Proyección o vista</b>	Cada una de las tomas de datos del conjunto de detectores. Del conjunto de las proyecciones se obtiene la imagen.
<b>Radiografía de planificación</b>	Imagen digital obtenida por traslación longitudinal del paciente durante una exposición de rayos X mientras el tubo está estacionario. Tiene un aspecto similar a una radiografía simple y se usa fundamentalmente para localizar la región que se va a examinar.
<b>Rayo</b>	El estrecho haz de rayos X que va desde el foco del tubo a cada detector dando lugar a una lectura por este. Cada vista o proyección está compuesta de numerosos rayos.
<b>Realce</b>	La administración de medios de contraste positivos mejora la visibilidad de estructuras de bajo contraste al aumentar la absorción de la radiación en los vasos o tejidos que contienen el material de contraste.
<b>Región de interés (ROI)</b>	Parte localizada de la imagen definida por el operador que tiene interés particular en un momento dado.
<b>Relación señal / ruido (SNR)</b>	Es la relación de la señal que contiene la información en la imagen con el ruido de la misma. La señal sería el número TC y el ruido la desviación estándar.
<b>Resolución a bajo contraste</b>	Define y mide la capacidad de discriminar entre estructuras con pequeñas diferencias entre sus coeficientes de atenuación. Depende del ruido estocástico y comúnmente se expresa como el menor tamaño detectable de un detalle discernible en la imagen para una diferencia dada de contraste entre el objeto y el fondo adyacente. Las especificaciones de los equipos deben incluir información sobre el contraste en porcentaje o en UH, el tamaño del detalle en mm, la dosis aplicada y el diámetro del objeto de prueba que se han usado para su medición.
<b>Resolución de alto contraste</b>	La capacidad para definir detalles en la imagen visualizada cuando la diferencia de atenuación entre los detalles y el fondo de la imagen es grande comparada con el ruido. Normalmente una diferencia correspondiente al menos a 100 UH se considera adecuada. Uno de los métodos de medida más usados se basa en el cálculo de la función de transferencia de modulación.
<b>Resolución espacial</b>	Es la exactitud en la medida de la variación espacial de los coeficientes de atenuación. Mide la mínima distancia a la que dos puntos del objeto pueden distinguirse en la imagen.
<b>Resolución isotrópica</b>	Las imágenes pueden visualizarse en cualquier plano con la misma resolución que las imágenes axiales debido a que la resolución longitudinal (eje z) es prácticamente idéntica a la del plano de corte (plano xy).
<b>Retroproyección (back projection)</b>	Procedimiento matemático para reconstruir la imagen de TC.
<b>Ruido (noise)</b>	Fluctuaciones aleatorias del valor estimado para el coeficiente de atenuación. La magnitud del ruido viene indicada por la desviación estándar de los números TC dentro de una región de interés (ROI) en la imagen de una sustancia homogénea, generalmente agua. Se expresa también como porcentaje relativo a la diferencia en números TC entre el agua y el aire (1000 UH). Incluye el ruido cuántico (fotónico), el ruido electrónico y el ruido de la reconstrucción. En la mayoría de las imágenes TC predomina el ruido cuántico.
<b>Sobre exposición (overbeaming)</b>	Es característico de los equipos multicorte. Cuando el número de cortes (N) que se obtienen simultáneamente es mayor de dos, para evitar los efectos de penumbra en los detectores extremos, la colimación del haz debe ser tal que su anchura



	sea mayor que N veces el espesor de corte seleccionado. Conlleva un aumento de la dosis al paciente, más elevada cuando se usan espesores de corte finos y mayor número de cortes.
<b>TC espiral</b>	Ver TC helicoidal.
<b>TC helicoidal</b>	Técnica de adquisición de datos en la que el tubo de rayos X gira de manera continua mientras se produce un desplazamiento longitudinal simultáneo de la mesa del paciente. También denominado TC espiral.
<b>TC multicorte</b>	Equipo de TC con varias bandejas de detectores, lo que permite la adquisición simultánea de más de un corte.
<b>Tiempo de exploración</b>	Intervalo de tiempo entre el comienzo y el final de la adquisición de los datos de rayos para una única exposición. En algunos equipos puede ser más largo que el tiempo de exposición debido a la emisión pulsada de rayos X.
<b>Tiempo de exposición</b>	El intervalo de tiempo durante el que se emite radiación y se adquieren todos los datos para la reconstrucción de las imágenes. En TC convencional el tiempo de exposición se refiere a cada corte individual; en TC helicoidal al tiempo total de adquisición de una secuencia.
<b>Tiempo de rotación</b>	El intervalo de tiempo necesario para que el tubo de rayos complete una vuelta de 360° alrededor del objeto de examen.
<b>Unidades Hounsfield (HU)</b>	Ver número TC.
<b>Uniformidad</b>	Consistencia de los números TC en la imagen de un material homogéneo a lo largo de todo el campo de exploración.
<b>Vóxel (<u>v</u>olume <u>e</u>lement)</b>	Es un prisma de base cuadrada. Elemento básico de volumen al que se asocian los números TC dentro de la rodaja del objeto explorado. Su tamaño está determinado por el diámetro del campo de visión, por el número de elementos de la matriz de visualización y por el espesor del corte. Su volumen se expresa en mm <sup>3</sup> .

La iniciativa de elaborar este glosario parte de la Junta Directiva de la Sociedad Española de Imagen de Abdomen

**Autores: Ricardo Rodríguez, Alfonso Calzado Cantera y Ramiro Méndez Fernández**