

PRINCIPIOS BÁSICOS DE LA TOMOGRAFÍA COMPUTERIZADA (TC)

Agustina Ansón

Hospital Veterinario de la Universidad de Murcia

INTRODUCCIÓN

Desde su descubrimiento, los rayos X han contribuido notablemente al campo de la medicina. Sin embargo, el diagnóstico radiológico convencional presentaba una serie de limitaciones importantes como el hecho que una estructura tridimensional se representara en una imagen bidimensional (baja resolución axial) o la imposibilidad de diferenciar más de 5 opacidades diferentes (baja resolución de contraste).

La tomografía es una técnica de imagen que obtiene cortes axiales (transversales) de un objeto midiendo la atenuación que sufre un haz de rayos X cuando atraviesa dicho objeto. La imagen tomográfica equivale a una radiografía de una sección transversal de un objeto del mismo grosor que el haz de rayos X que lo atraviesa.

El primer escáner, que sirvió de base para desarrollar la TC, fue construido en 1967 por el ingeniero Goodfrey N. Hounsfield, como una máquina que unía el cálculo electrónico a los rayos X con el siguiente fin: *“Crear una imagen tridimensional de un objeto, tomando múltiples mediciones del mismo con rayos X desde diferentes ángulos y utilizar un ordenador (computadora) que permita reconstruirla a partir de cientos de “planos” superpuestos y entrecruzados”*. Por este proyecto, “El desarrollo de la tomografía asistida por computadoras”, G. Hounsfield y A.M. Cormack recibieron el Premio Nobel en Medicina en 1979.

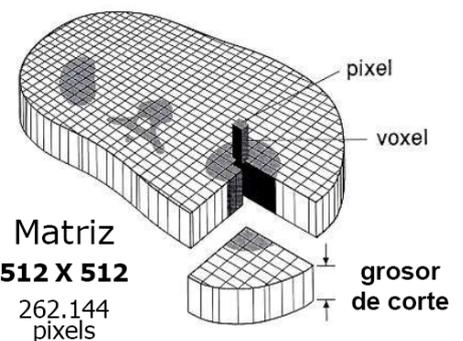
La TC se convirtió así en el mayor avance en radiodiagnóstico desde el descubrimiento de los rayos X, solventando los principales inconvenientes de la radiología convencional:

- Se realizan cortes transversales muy delgados lo que evita la superposición de órganos (alta resolución axial).
- Se realiza una medida numérica de la atenuación de los rayos X a través del objeto (alta resolución de contraste).

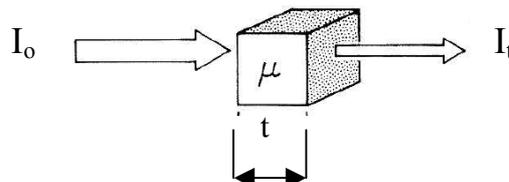
El aparato de TC es básicamente un aparato de rayos X, donde la placa radiográfica es sustituida por detectores, situados en el lado opuesto al tubo de rayos X y que recogen la radiación que atraviesa al paciente. Los datos obtenidos son procesados por un ordenador que reconstruye la imagen.

Los datos se reconstruyen en una matriz numérica, los números de esta matriz corresponden a la media de los coeficientes de atenuación de los tejidos contenidos en un vóxel. Un vóxel es un elemento tridimensional cuya profundidad se corresponde con el grosor de corte. Cada vóxel se representa en la pantalla en un pixel.

El **coeficiente de atenuación lineal** expresa la atenuación que sufre un haz de rayos X al atravesar una determinada longitud de una sustancia dada. Este coeficiente es específico de cada sustancia o materia. Para cada rayo monoenergético (compuesto por una sola longitud de onda) que atraviesa un objeto uniforme, la atenuación que sufre se expresa por la siguiente ecuación:



$$I_t = I_o \cdot e^{-\mu t}$$

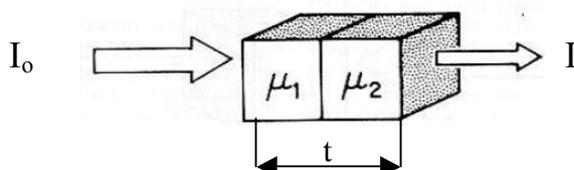


Donde: I_t es la intensidad del rayo tras atravesar el objeto, I_o es la intensidad del rayo incidente, μ es el coeficiente de atenuación lineal del objeto y t es la distancia recorrida por el rayo X en el objeto (grosor).

Cuando el haz de rayos X pasa a través de materiales con distintos coeficientes de atenuación, como ocurre en el cuerpo de un paciente, podemos considerar el cuerpo compuesto por un gran número de elementos de igual tamaño (vóxel), cada uno de los cuales posee un coeficiente de atenuación constante ($\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_n$). La atenuación total será la suma de todos los coeficientes de atenuación de cada uno de los elementos o vóxeles que el rayo atraviesa:

$$I_t = I_o \cdot e^{-(\sum \mu_i) \cdot t}$$

$$(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n) \cdot t = \ln(I_o / I_t)$$



La absorción de los rayos X en el paciente depende directamente de los coeficientes de atenuación de los tejidos que atraviesa y del grosor del objeto. La absorción lineal de un tejido es debida principalmente a su densidad, concretamente su densidad eléctrica (es directamente proporcional al número de electrones del tejido). Por lo tanto, tejidos con altas densidades eléctricas, como el hueso, poseen un coeficiente de absorción mayor comparado con tejidos de baja densidad eléctrica, como el líquido o la grasa.

El último paso de la reconstrucción es asignar a cada uno de los elementos numéricos de la matriz un tono de la escala de grises. Los números de la matriz, llamados unidades Hounsfield (UH), están relacionados con los coeficientes de atenuación por la siguiente fórmula:

$$UH = (\mu_{\text{material}} - \mu_{\text{agua}}) \cdot E / K$$

Donde: E representa la energía efectiva del haz de rayos X, μ_{material} y μ_{agua} son los coeficientes lineales de atenuación del material en estudio y del agua, respectivamente, y K es una constante que depende del diseño del equipo.

Universalmente se ha aceptado la escala Hounsfield como referencia para asignar un número o rango de números al grado de atenuación que sufre el haz de rayos X para cada tejido. El valor de atenuación cero se corresponde con el agua, ya que el haz de rayos X apenas sufre atenuación al atravesarla.

TIPO DE TEJIDO	UH
Hueso compacto	> 250
Hueso esponjoso	50-300
Sangre coagulada	70-90
Tiroides	60-80
Hígado	50-70
Sangre entera	50-60
Sustancia gris	37-41
Músculo	35-50
Páncreas	30-50
Riñón	20-40
Sustancia blanca	20-34
Plasma	27 ± 2
Exudado (>30g prot/L)	> 18 ± 2
Trasudado (< 30g prot/L)	< 18 ± 2
Ringer Lactato	12 ± 2
LCR	5-10
Grasa	-80 hasta -100
Pulmón	-950 hasta -550



EQUIPOS DE TC

A lo largo del tiempo se han ido desarrollando diferentes generaciones de escáneres. Los **escáneres de primera generación**, también denominados escáneres de *traslación/rotación*, se caracterizan por un haz de rayos X lineal (en forma de lápiz) y un solo detector. El tubo de rayos y el detector se mueven de forma conjunta con movimientos de traslación y rotación alrededor del paciente. Se trasladan a lo largo del paciente obteniendo 160 cortes en el plano transversal y tras cada movimiento de traslación rotan 1° hasta completar los 360° (180 barridos) alrededor del paciente. El principal inconveniente de estos equipos era el tiempo que se tardaba en realizar un estudio completo, además la dosis de radiación también era muy elevada.

Los **escáneres de segunda generación** también eran del tipo traslación/rotación. La novedad de estos equipos fue que disponían de un conjunto de detectores (de 5 a 35) dispuestos en línea que recibía la información de un haz de rayos X en forma de abanico. La principal ventaja de estos equipos era que al disponer de un número mayor de detectores se conseguía una velocidad de barrido mayor. Además, con un haz en forma de abanico eran necesarias menos traslaciones, ya que la apertura del haz permitía que el giro posterior a cada barrido fuera mayor a 5°. Todo esto redujo el tiempo de examen de 3-5 minutos para cada corte a 20 segundos. La desventaja con respecto a los equipos anteriores era el aumento de radiación dispersa.

Los escáneres de 1ª y 2ª generación no se utilizan actualmente.

Los **escáneres de tercera generación** se denominan de *rotación/rotación*. Es la generación de tomógrafos más utilizada en la actualidad. Estos equipos usan un haz de rayos X en abanico pero más ancho que los anteriores, entre 25 y 35°, que cubre toda el área de exploración, con lo que se suprimen los movimientos de traslación. Además poseen mayor número de detectores, generalmente entre 800 y 1000, por lo que el tiempo de exploración se reduce considerablemente (2-3 segundos). Uno de los problemas de esta generación de escáneres es la aparición de "artefactos en anillo".

Los **escáneres de cuarta generación** o de *rotación/estacionario* utilizan un anillo de detectores fijo (aproximadamente 4800) dentro del cual gira el tubo de rayos X. Las ventajas que presenta este sistema son que el tubo puede girar a velocidades altas, disminuyendo así el tiempo de exploración, y que se suprime el artefacto en anillo de los escáneres de 3ª generación. La gran desventaja es que resultan muy caros debido al gran número de detectores empleados.

Todas estas generaciones de tomógrafos son de tipo secuencial o axial. Lo que significa que el conjunto tubo-detectores está unido por cables a la corriente, lo que hace necesario que tras cada rotación necesite una pausa para rotar en sentido contrario y volver así la posición inicial. Por lo tanto, la adquisición de datos y el avance de la mesa son discontinuos, la mesa se mueve cuando el conjunto tubo-detectores restaura la posición inicial.

A principios de los 90, se desarrolla el primer **tomógrafo helicoidal**. Este avance fue posible gracias a la introducción de la tecnología del "anillos deslizante" (slip ring). Se trata de dispositivos electromecánicos que conducen la señal eléctrica a través de anillos y escobillas situados en una superficie que gira sobre un soporte fijo. Gracias al anillo deslizante el tubo y los detectores giran de forma continua alrededor del paciente mientras la mesa avanza al mismo tiempo. La adquisición de datos y el avance de la mesa son simultáneos. Otra de las mejoras que se instauró en este tipo de TC fue el uso de múltiples filas de detectores (6-64), desarrollándose así la **TC helicoidal multicorte**. Las principales ventajas de este sistema son una reducción muy importante en el tiempo de escaneo, un mayor volumen escaneado, obtención de elementos casi isotrópicos y una mejora en la resolución espacial (eje Z). La

obtención de vóxeles isotrópicos permite el post-procesado tridimensional y la reconstrucción multiplanar de las imágenes.

COMPOSICIÓN DE LOS EQUIPOS DE TC

Todos los **equipos de TC están compuestos** básicamente por 3 elementos: el gantry, el ordenador y la consola. El **gantry** es el lugar físico donde es introducido el paciente para el examen. En él se encuentran el tubo de rayos, el colimador, los detectores, el sistema de adquisición de datos (DAS) y todo el conjunto mecánico y eléctrico asociado al movimiento. El colimador permite regular el tamaño y forma del haz de rayos X, y es lo que va a determinar el grosor de corte. Los detectores reciben la radiación que atraviesa al paciente y los convierten en señal eléctrica analógica. Existen dos tipos de detectores: de gas Xenón y de cristal o estado sólido. El DAS recibe la señal eléctrica analógica y realiza la conversión a digital. El **ordenador** es el que controla el funcionamiento del equipo, almacena las imágenes reconstruidas y los datos primarios y realiza los procesos de reconstrucción de las imágenes. La **consola** es el módulo donde se encuentra el teclado para controlar el funcionamiento del equipo

REALIZACIÓN DE UN EXPLORACION EN TC

En la TC la estabilidad es esencial porque los movimientos producen artefactos, por tanto, se debe emplear anestesia general para mantener al paciente inmóvil. Dado que durante la exploración se produce una exposición a los Rx, el personal debe permanecer fuera de la sala durante todo el tiempo que dure la exploración.

En primer lugar se obtiene una “película de reconocimiento”, que es el equivalente de una radiografía tomada en un plano perpendicular de la zona sometida a estudio. En esta imagen vamos a colocar los cortes tomográficos que posteriormente se realizan.

El ordenador es capaz de interpretar una escala de color que numéricamente va desde el +1000 (correspondiente a la densidad ósea y que al igual que en la radiografía convencional es el blanco mas brillante), pasando por el 0 (que equivale al agua y es de color gris “central”), hasta el -1000 que es el aire y el negro mas oscuro. El resto de tejidos aparecen como sombras de grises. Aunque hay muchas tonalidades, normalmente solo se usan unos márgenes de 32 a 64 tonalidades de grises porque el ojo humano sólo es capaz de diferenciar de 20 a 30 niveles de grises. Dependiendo de la zona a estudiar (hueso, abdomen o tórax), el operador seleccionará una u otra escala de grises más cercana al +1000, al 0 o al -1000. Esta selección de unas tonalidades u otras se denomina **TÉCNICA DE VENTANA**. La “ventana” o rango de tonalidades que escogemos tiene dos elementos: el ancho de ventana (WW) y el centro de ventana (WL). El centro de ventana establece el número (Unidad Hounsfield) central de la ventana (que estará cerca del -1000 para evaluar pulmones, cerca del 1000 para evaluar huesos y cerca del 0 para evaluar tejidos blandos) y el ancho de ventana establece cuantos números o tonalidades abarcamos por encima y por debajo del número central. El ancho de ventana determina el contraste de la imagen, así para estructuras como el **hueso y los pulmones** que de por sí tienen mucho contraste emplearemos una ventana con muchas tonalidades, es decir una **ventana amplia o ancha**, mientras que para el **abdomen y el cerebro** que tienen poco contraste intrínseco, utilizaremos pocas tonalidades para poder diferenciar mejor sus estructuras y emplearemos una **ventana estrecha**.

ARTEFACTOS

La presencia de artefactos en imágenes de TC es común. Es importante saber identificarlos para poder remediarlos o si esto no es posible, no realizar errores de diagnóstico. Los artefactos más comunes son:



Error de endurecimiento del haz: Este error se reconoce por la presencia de rayas hipoatenuantes que se extienden a través de tejidos blandos desde objetos muy densos como por ejemplo hueso compacto, hacia la periferia, o entre objetos densos como la porción petrosa del temporal. La causa es la mayor absorción de rayos X de baja energía por estas estructuras comparado con rayos de mayor energía.

Error de volumen parcial: Este error es debido a la intrusión parcial de estructuras en el plano de corte o cuando hay estructuras en la imagen de menor diámetro que el grosor de corte. Esto aparece en la imagen como márgenes borrosos, o imágenes "fantasma"

Para evitar este tipo de error es posible realizar cortes mas finos.

Errores por movimiento: cuando el paciente o algún órgano se mueven, pueden causar múltiples artefactos causando imágenes borrosas, imágenes fantasma, rayas hiperatenuantes irradiando desde la zona en movimiento,...

Para evitarlos es fundamental sedar o anestesiarse al paciente, fijar el área anatómica en posición, inducir apnea.

EMPLEO DE CONTRASTES

El uso de contrastes iodados administrados por vía intravenosa, es común en estudios tomográficos. Cuando el contraste se administra vía intravenosa puede utilizarse contraste iodado hidrosoluble iónico o no iónico, pero debe de tenerse en cuenta que la posibilidad de efectos secundarios es mayor con material iónico.

El contraste se distribuye primero por el torrente sanguíneo, permitiendo identificar la vasculatura y las cavidades cardíacas. Posteriormente penetra en los diversos órganos y tejidos y finalmente es filtrado por los riñones y eliminado con la orina.

Es importante conocer bien la anatomía vascular y los patrones de distribución del material de contraste en el cuerpo.

La dosis administrada suele ser de aproximadamente 600 a 700 mg de yodo por Kg. La concentración de yodo es generalmente de 240 a 360 mg/ml., con lo cual el volumen de contraste utilizado es de aproximadamente unos 2 ml/Kg. El contraste debe de administrarse en forma de bolo, siendo complicado hacerlo de forma manual cuando son animales de gran tamaño, en estos casos es necesario utilizar un inyector.

El contraste también puede ser administrado por otras vías diferentes a la intravenosa:

- Espacio subaracnoideo. A esta técnica se la conoce como mieloTAC. Es similar a la mielografía pero con la ventaja añadida de la ausencia de superposición de estructuras en TAC. Se puede utilizar una inyección alta (cisterna magna) o lumbar, dependiendo del área a examinar. Esta vía de administración requiere el uso de material de contraste no iónico, ya que los materiales iónicos son extremadamente tóxicos para el sistema nervioso central.
- Intraarticular para realzar las superficies articulares y los límites de tendones, ligamentos y meniscos.
- Intradérmico, subcutáneo o en ganglios para estudiar las vías linfáticas, o fistulas.
- En canales lacrimales o salivares.

PRINCIPIOS DE INTERPRETACION:

Cuando vamos a realizar la interpretación hay que realizar:

- Ajustes de ventana
- Reconstrucciones multiplanares

Bibliografía

Bertolini G, Prokop M. Multidetector-row computed tomography: technical basics and preliminary clinical applications in small animals. Vet J. 189:15-26. 2011



Mantis P, Baines E. Computed tomography: Why use it in small animal practice? Vet J, 173: 237-238.2007.

Ohlerth S, Scharf G. Computed tomography in small animals – Basic principles and state of the art applications. Vet J. 173:254-271, 2007.