

11242
201
13



Universidad Nacional Autónoma de México

Instituto Mexicano del Seguro Social
Hospital General
Centro Médico "La Raza"

PRINCIPIOS BASICOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADA
Y ANATOMIA HUMANA NORMAL DEL CRANEO
EN TOMOGRAFIA COMPUTADA

T E S I S

Para obtener la Especialidad de
RADIODIAGNOSTICO

presenta

DR. DANIEL PERAL GUTIERREZ



FALLA DE ORIGEN

1987



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

C O N T E N I D O

INTRODUCCION.....	I
OBJETIVOS.....	2
PROLOGO.....	3
ANTECEDENTES HISTORICOS.....	4
PRINCIPIOS BASICOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADA.....	5
<p>El gantry, el tubo de rayos X, filtros 7; colimación 9; detectores 12; dispositivos de centraje y referencia del corte, sistema de sujeción del paciente, el sistema de generación de alto voltaje, el sistema de enfriamiento 16; la computadora 18; dispositivos de entrada 19; la unidad central de procesamiento, la unidad de memoria, la cinta magnética 20; el disco magnético 21; el disco floppy, dispositivos de almacenamiento primario 22; la unidad de control, la consola 23; dispositivos de salida, documentación y archivo 25; el programa 26; obtención de la imagen 27; la imagen en TC 29; coeficientes de atenuación 32; voxel, pixel, matriz 34; efecto de volumen parcial 36; regeneraciones de tomografías 37; procesamiento de la imagen digital, reconstrucción de la imagen 42; algoritmos, técnicas matemáticas de reconstrucción, retroproyección 43; métodos iterativos 45; técnicas analíticas, el método de Fourier 46; retroproyección filtrada 47; calidad de la imagen, factores que afectan la calidad de la imagen, resolución 48; resolución espacial, resolución de contraste 49; la ventana 50; artefactos 51; nuevos desarrollos en TC 53; perspectivas 54;</p>	
ANATOMIA HUMANA NORMAL DEL CRANEO EN TOMOGRAFIA COMPUTADA.55	
ESQUEMAS Figs. E-1; E-2, E-3.....	77-79
BIBLIOGRAFIA.....	80

INTRODUCCION

La Tomografía Computada (TC) es el procedimiento diagnóstico más relevante del presente siglo y quizás la aportación más importante desde el descubrimiento de los rayo X por Roentgen en 1895.

Iniciada a principios de la década de los 70 rápidamente ha logrado situarse en un lugar privilegiado y su aceptación en términos generales se logró en un lapso mucho más breve del que hubo de pasar para que otros procedimientos de radiodiagnóstico fueran utilizados con la suficiente confianza y seguridad.

Pocas innovaciones en radiología han provocado tanto interés y cambios fundamentales como los producidos por la Tomografía Computada, cada día su importancia es mayor sobre todo considerando los grandes avances tecnológicos que han redundado en el constante perfeccionamiento de los equipos permitiendo aplicar éste método en una multitud de padecimientos y situaciones clínicas con la finalidad de hacer interpretaciones diagnósticas precisas.

Podemos afirmar que aún hoy nos encontramos en los albores de una medicina apoyada por la tecnología científica y que la Tomografía Computada representa una de las muchas innovaciones que el futuro nos depara.

OBJETIVOS

El presente trabajo está dirigido al personal médico, paramédico y médicos residentes relacionados con el diagnóstico por imágenes. Sin intentar agotar las posibilidades del tema ni resumir la amplia bibliografía disponible, se pretende exponer y desarrollar de manera clara, sencilla y práctica lo siguiente:

- a).- Revisar el estado actual que guarda el conocimiento sobre Tomografía Computada.
- b).- Exponer los principios físicos básicos del procedimiento.
- c).- Describir las diferentes partes del equipo de Tomografía Computada y su modo de operación.
- d).- Describir el modo de obtención de imagen.
- e).- Describir cómo se realiza el estudio de Tomografía Computada del cráneo.
- f).- Describir el análisis de la imagen e información contenida en el estudio.
- g).- Analizar cómo se valora e interpreta la anatomía normal del cráneo y su contenido desde el punto de vista axial.
- h).- Analizar las posibilidades, limitaciones y perspectivas de la Tomografía Computada.

PROLOGO

La reciente incorporación (septiembre de 1986) de un equipo de Tomografía Computada al arsenal de diagnóstico en el departamento de radiodiagnóstico del Hospital General del Centro Médico La Raza del Instituto Mexicano del Seguro Social ha sido un feliz acontecimiento, largamente esperado y que en la actualidad era absolutamente indispensable debido al nivel de atención médica que proporciona y a las características del gran volumen de población atendida.

La realización e interpretación del estudio de Tomografía Computada requiere personal altamente especializado, por lo general médicos especialistas en el área de radiodiagnóstico.

El reconocimiento de normalidad o anormalidad en la imagen tomográfica tiene su fundamento en el adecuado conocimiento de la anatomía humana la cual es representada en Tomografía Computada por una imagen bidimensional de una sección o "corte" corporal.

La información en lo concerniente a la interpretación del estudio de Tomografía Computada es abundante pero se halla dispersa en libros de texto, artículos y revistas que tratan de una área específica o en relación a una patología concreta. Este material es costoso y además está dirigido a personal técnico o médico con preparación previa en radiodiagnóstico.

Es por lo anterior que se ha considerado de utilidad la elaboración de un manual de principios básicos de Tomografía Computada escrito en un lenguaje comprensible por el personal médico y paramédico en general así como médicos residentes en áreas de especialización relacionadas con el diagnóstico por imágenes.

El presente trabajo, por limitaciones de tiempo, representa la primera parte del manual y trata de los PRINCIPIOS BASICOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADA Y ANATOMIA HUMANA NORMAL DEL CRANEO EN TOMOGRAFIA COMPUTADA.

ANTECEDENTES HISTORICOS

La evolución y desarrollo de la Tomografía Computada puede atribuirse a varios científicos e investigadores. En 1917 el matemático austriaco J. Radón, comprobó que un objeto bi o tridimensional podía ser reconstruido a partir del conjunto infinito de todas sus proyecciones.

Las primeras técnicas de reconstrucción fueron desarrolladas en forma práctica por Bracewell en 1956, quien pudo reconstruir un mapa del sol a partir del registro de sus microondas.

Glendorf en 1961 inició las aplicaciones médicas de éste procedimiento. En 1963 Kuhl y Edwards, desarrollaron la modalidad rotación-traslación para recolectar la información de la imagen o zona estudiada, principio que utilizan la mayoría de los tomógrafos computados en la actualidad. Estos científicos emplearon sustancias radiactivas para el registro de la imagen, pero fué Cormack en el mismo año quien con una fuente de rayos X logró perfeccionar la calidad de la imagen comparativamente con la lograda con radioisótopos.

El método de reconstrucción de imagen más utilizado hasta hoy es el desarrollado por Bracewell y Diddle, procedimiento conocido como reconstrucción filtrada o purificada.

Hounsfield en 1973 desarrolló un Tomógrafo Computado que inició la técnica de reconstrucción superselectiva, empleado hasta la fecha, además determinó la escala de valores para determinar o cuantificar los coeficientes de absorción de radiación de cada tejido corporal, también denominados coeficientes de atenuación y que se conocen como unidades Hounsfield. En base a la cantidad de radiación absorbida por cada tejido, la computadora reconstruirá la imagen proporcionándole el correspondiente tono de gris y que observamos en la imagen final obtenida o tomograma.

En 1973 se instalaron los primeros equipos de TC en los Estados Unidos de Norteamérica ya para trabajar en forma seriada y en ese mismo año Ledley desarrolló el primer tomógrafo de cuerpo entero. Es a partir de entonces que la tecnología se ha ido superando para lograr cada vez la obtención de mejores imágenes ampliando así las posibilidades diagnósticas de los equipos.

PRINCIPIOS GENERALES BASICOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADA.

La Tomografía Computada (TC) en existencia desde 1972 es una revolucionaria técnica de imagen que incluye:

- 1).- La adquisición de datos de atenuación de rayos X.
- 2).- La integración de estos datos en términos matemáticos utilizando una computadora, y
- 3).- La conversión de estos datos en un impreso numérico o en una imagen seccional de la parte estudiada.

En el paso número uno un haz de rayos X procedente de un tubo de rayos X convencional, montado en el lado opuesto a un sistema de detectores, sufre atenuación en su paso a través del cuerpo. En el segundo paso, el haz de rayos X que ha interactuado con los detectores es medido y posteriormente transmitido en la forma de señales eléctricas, estos datos entran a una computadora y son manipulados matemáticamente. En el tercer paso la información es representada como un impreso de los valores numéricos de atenuación o como una imagen en una pantalla de un tubo de rayos catódicos.

En forma general podemos decir que existen tres sistemas principales en el equipo de TC, siendo estos: a).- el sistema de imagen (o de adquisición de datos), b).- el sistema de computación (o de manipulación de datos) y c).- el sistema de observación y registro. Estos sistemas se ilustran de forma esquemática en la figura 1.

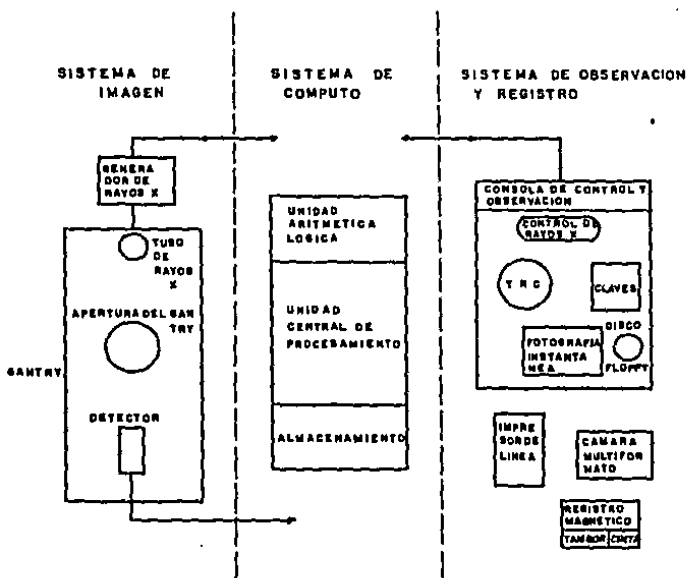
Cada uno de los sistemas representados en la figura 1 está integrado por diferentes componentes del equipo y aunque si bien existen variaciones de un tipo de equipo con otro y de una generación de TC con otra, podemos describir sus principales partes o componentes, siendo estos:

- 1).- Del sistema de imagen:
 - a).- EL GANTRY en el cual están contenidos el tubo de rayos X, los detectores, el mecanismo de rotación y los dispositivos de contraje y referencia del corte.
 - b).- EL SISTEMA DE GENERACION DE ALTO VOLTAJE
 - c).- EL SISTEMA DE ENFRIAMIENTO
 - d).- EL SISTEMA DE SUJECCION DEL PACIENTE
- 11).- Del sistema de cómputo:
 - a).- LA COMPUTADORA
 - b).- LA UNIDAD DE DISCOS Y CINTA MAGNETICA

111).- Del sistema de observación y registro:

- a).- LA CONSOLA DE CONTROL
- b).- EL SISTEMA DE VIDEO
- c).- LA CAMARA MULTIFORMATO
- d).- LA IMPRESORA EN PAPEL
- e).- LA FOTOGRAFIA INSTANTANEA
- f).- EL DISCO FLOPPY.

Figura 1



CONFIGURACION TIPICA BASICA DEL SISTEMA DE T.C. LAS FLECHAS INDICAN RETROALIMENTACION Y CONTROL ENTRE LOS TRES SISTEMAS

EL GANTRY

El "gantry" (término en inglés que significa caballete o carrocería) es en realidad una estructura en la cual se encuentran montados el tubo de rayos X, los detectores, el mecanismo de rotación y translación del tubo y los detectores, un sistema de indicadores luminosos para la colocación rápida y adecuada del paciente y el señalamiento de la parten en estudio y controles para los movimientos de angulación del tubo de rayos X o para los movimientos de la mesa de exploración en la cual se acuesta al paciente.

En el centro del gantry se encuentra una apertura circular de diámetro variable (usualmente de 45 a 66 cms.) a través de la cual el paciente se mueve durante el estudio para obtener los diversos cortes. El gantry puede angularse para permitir el examen de estructuras específicas en el paciente; el grado de angulación varía de un equipo a otro pero los grados típicos de angulación son de ± 15 a 20 grados desde la posición vertical.

EL TUBO DE RAYOS X

Actualmente se utiliza como fuente de radiación en la TC tubos de rayos X convencionales porque proporcionan las altas intensidades de radiación necesarias para obtener el alto contraste requerido en el estudio tomográfico. Básicamente dos tipos de rayos X son utilizados:

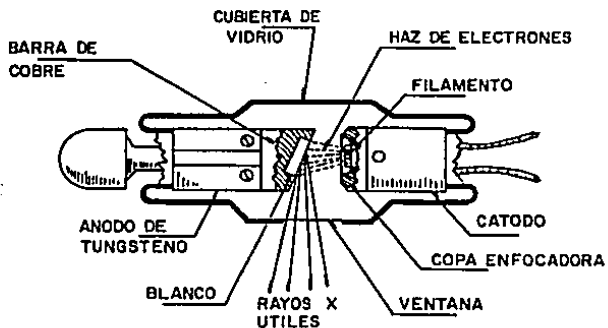
- 1).- Tubos de rayos X de ANODO FIJO enfriados por aceite. Su diseño básico incorpora un "blanco" de tungsteno con un biselado de 20 grados de angulación y un punto focal de 2X16 mm. El ánodo y el cátodo están contenidos en un tubo de cristal al vacío. Sus desventajas son una gran variación estadística en el número de fotones detectados debido al "ruido" y mayor dosis de exposición por el gran punto focal. Véase la Figura 2.
- 2).- Tubos de rayos X de ANODO ROTATORIO enfriados por aire, éstos emiten la radiación en pulsos o bien de forma continua por tiempos cortos. La exposición al paciente se reduce debido al punto focal pequeño (p. ej. 0,6 mm) lo cual disminuye la penumbra de los múltiples cortes. Véase la Figura 3.

FILTROS

El propósito de un filtro en TC es:

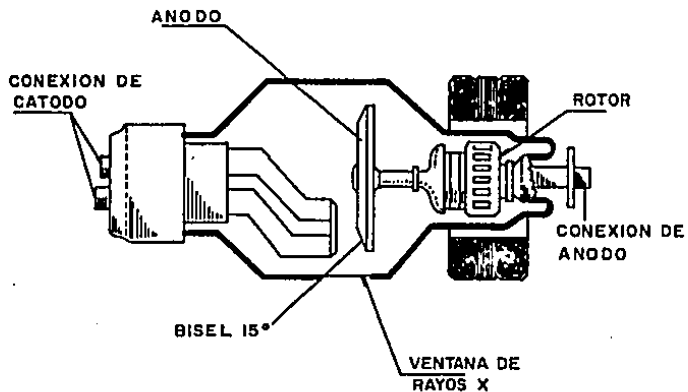
- 1).- Absorber los rayos X de baja energía (radiación blanda) la cual no contribuye en la adquisición de datos por lo tanto la dosis de radiación al paciente se reduce y se incrementa la calidad del haz de rayos X (el haz se endurece).

FIG. 2



TUBO DE RAYOS X DE ANODO FIJO

FIG. 3



TUBO DE RAYOS X DE ANODO GIRATORIO

- 2).- Para dar forma a la distribución de la energía a través del haz de radiación para producir un "endurecimiento" uniforme del haz cuando los rayos X pasan a través del filtro y el objeto. Los filtros difieren en su forma, tamaño y material utilizado (p.ej. filtros de aluminio). Ver Figura 4.

COLIMACION

En cualquier sistema de imagen que utilice rayos X la colimación es importante pues tiene influencia en la dosis de radiación al paciente y en la calidad de la imagen, esto se mejora limitando el haz de rayos X sólo al campo de interés y reduciendo la cantidad de radiación dispersa. El esquema básico de colimación en el sistema de TC se muestra en la figura 5.

Figura 4

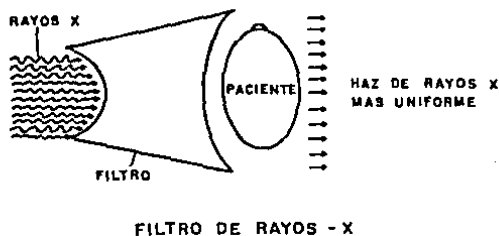
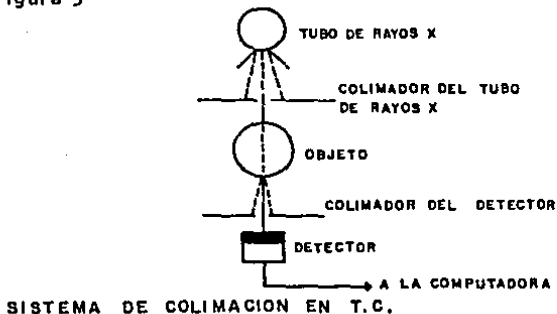


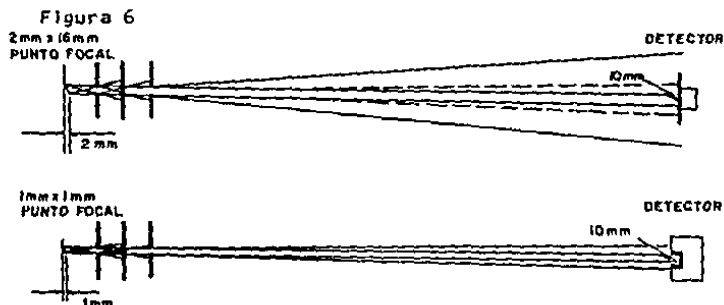
Figura 5



La Figura 5 muestra dos tipos de colimadores, el colimador del tubo de rayos X y el colimador del detector.

COLIMADOR DEL TUBO DE RAYOS X

El diseño del sistema de colimación del tubo de rayos X es importante puesto que hay un efecto de "penumbra" asociado con el tamaño del punto focal (ver figura 6), en general mientras mayor sea el tamaño del punto focal, más complicado es el diseño del colimador, esto con el fin de reducir la dosis de radiación y producir un haz con la misma geometría que la del punto focal.



EFFECTO DEL TAMAÑO DEL PUNTO FOCAL SOBRE EL DISEÑO DEL COLIMADOR

COLIMADOR DE DETECTORES

Estos colimadores están localizados enfrente de los detectores y juegan un papel importante en la reducción de la radiación dispersa. El haz es paralelo a lo largo del rayo central, siendo menos paralelo para los rayos periféricos cuando el diámetro del haz se incrementa, esto se ilustra en la figura 7.

Dos esquemas de colimación de detectores se muestran en la figura 8 A y B. La diferencia está en el espaciamiento de las aperturas. Por esta razón, el diseño del esquema B utiliza la radiación más eficientemente, puesto que tiene tres veces más detectores que en A. Es importante recordar que:

- 1).- El ancho de la apertura del colimador determina el grosor de la sección (grosor del corte). Esto se especifica en valores numéricos, los más utilizados son de 3, 5, 8, 10 y 13 mm. Estos valores se refieren al grosor del corte en la imagen reconstruida.

Figura 7

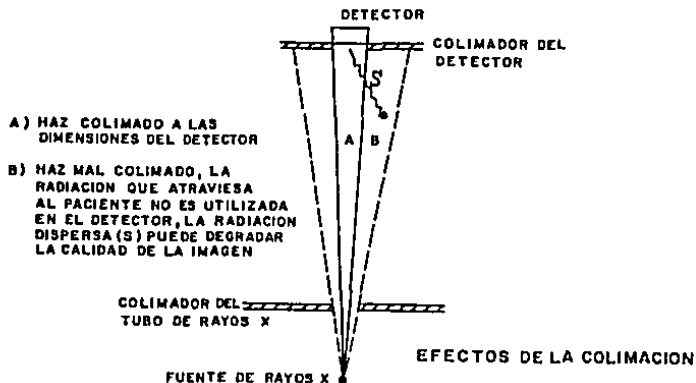
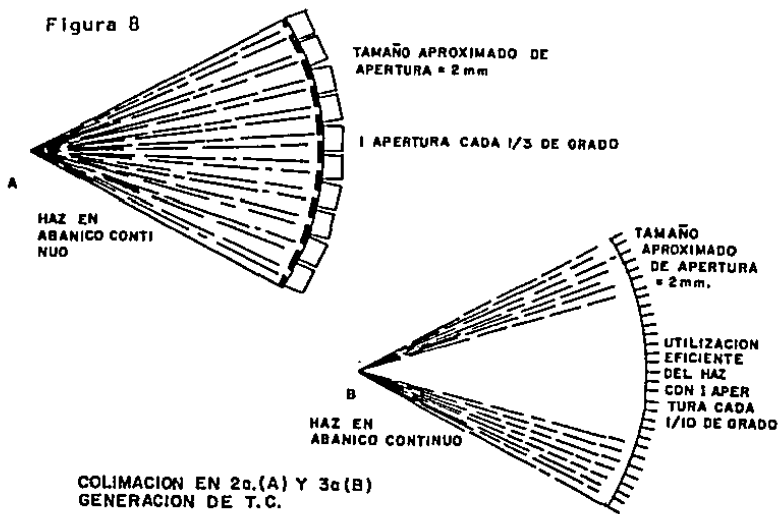


Figura 8



- 2).- La colimación no determina el ancho del pixel, éste se determina por el programa de la computadora.
- 3).- El grosor del corte es generalmente mayor que el ancho del pixel.

DETECTORES

El propósito del sistema de detección es recoger la información midiendo la transmisión de los rayos X a través del objeto. Estos detectores se encuentran situados enfrente del tubo de rayos X, el tipo y cantidad de los mismos varía según el equipo de TC de que se trate.

Esencialmente, algunos detectores convierten la energía del haz de rayos X en luz, la cual a su vez es convertida en pulsos eléctricos (señales análogas) mientras que otros detectores convierten la energía del haz de rayos X directamente en pulsos eléctricos.

PROPIEDADES DE LOS DETECTORES

El detector es un componente integral del sistema y por lo tanto debe poseer ciertas propiedades con el fin de optimizar su función. Varias propiedades de los detectores se enlistan en la TABLA I, las más importantes son: eficiencia, tiempo de respuesta y estabilidad.

TABLA I PROPIEDADES IMPORTANTES DE LOS DETECTORES

Costo/detector
Rango dinámico
ruido
saturación
Eficiencia
Linealidad
Tiempo de respuesta
Tamaño
Estabilidad
Sensibilidad a la energía débil

De: Mc Cullough, E. C. y Payne, J.T.: X-ray transmisión computed Tomography. Med. Phys., 4 (2): 85-98, 1977.

La eficiencia se refiere a la eficiencia de detección del "quantum", ésta es la eficiencia con la cual el detector detecta los fotones de rayos X. En una expresión del porcentaje de fotones incidentes sobre el detector que resulta en una señal del detector.

El tiempo de respuesta se refiere a la velocidad con la cual los detectores pueden detectar un pulso de rayos X y recuperarse con el fin de detectar otro. El tiempo de respuesta debe ser muy corto (microsegundos) para evitar problemas como la "acumulación" de las señales.

La estabilidad es la uniformidad de la respuesta del detector, si un sistema de detectores no es estable son necesarias calibraciones frecuentes para corregir la inestabilidad y hacer posible el producir imágenes libres de artefactos. En la tabla 2 se enlistan algunas características deseables de los detectores.

TABLA 2 CARACTERISTICAS FAVORABLES DE LOS DETECTORES

Alta eficiencia de absorción Alta eficiencia de conversión Alta eficiencia de captura Buena respuesta temporal Amplio rango dinámico Alta reproducibilidad y estabilidad

TIPOS DE DETECTORES

Han surgido tres tipos de sistemas de detección: el detector de escintilación acoplado a un fotomultiplicador, el detector de escintilación acoplado a un fotodiodomultiplicador y las cámaras de ionización presurizadas. Los tipos de detectores y su forma química se detallan en la tabla 3.

TABLA 3 TIPOS DE DETECTORES EN TC

Tipo de detector	Forma química
cristales de escintilación + fotomultiplicador	Yoduro de sodio (NaI) Fluoruro de calcio (CaF ₂) Germanato de Bismuto (BGO)
cristales de escintilación + fotodiodo	Tungstato de cádmio (CkWO ₄) Yoduro de cesio (CSI)
cámara de ionización	Xenón (bajo presión)

DETECTORES DE ESCINTILACION/FOTOMULTIPLICADOR

Un típico detector de escintilación es el de Yoduro de Sodio (NaI) acoplado a un tubo fotomultiplicador, éste se ilustra en la figura 9, consiste de un cristal sólido de escintilación el cual tiene la propiedad de emitir luz cuando fotones de rayos X inciden en él; esto es, cuando los rayos X son absorbidos por el cristal, destellos de luz (escintilación) son producidos.

El tiempo de respuesta se refiere a la velocidad con la cual los detectores pueden detectar un pulso de rayos X y recuperarse con el fin de detectar otro. El tiempo de respuesta debe ser muy corto (microsegundos) para evitar problemas como la "acumulación" de las señales.

La estabilidad es la uniformidad de la respuesta del detector, si un sistema de detectores no es estable son necesarias calibraciones frecuentes para corregir la inestabilidad y hacer posible el producir imágenes libres de artefactos. En la tabla 2 se enlistan algunas características deseables de los detectores.

TABLA 2 CARACTERISTICAS FAVORABLES DE LOS DETECTORES

Alta eficiencia de absorción
Alta eficiencia de conversión
Alta eficiencia de captura
Buena respuesta temporal
Amplio rango dinámico
Alta reproducibilidad y estabilidad

TIPOS DE DETECTORES

Han surgido tres tipos de sistemas de detección; el detector de escintilación acoplado a un fotomultiplicador, el detector de escintilación acoplado a un fotodiodomultiplicador y las cámaras de ionización presurizadas. Los tipos de detectores y su forma química se detallan en la tabla 3.

TABLA 3 TIPOS DE DETECTORES EN TC

Tipo de detector	Forma química
cristales de escintilación + fotomultiplicador	Yoduro de sodio (NaI) Fluoruro de calcio (CaF ₂) Germanato de Bismuto (BGO)
cristales de escintilación + fotodiodo	Tungstato de cádmio (CkWO ₄) Yoduro de cesio (CSi)
cámara de ionización	Xenón (bajo presión)

DETECTORES DE ESCINTILACION/FOTOMULTIPLICADOR

Un típico detector de escintilación es el de Yoduro de Sodio (NaI) acoplado a un tubo fotomultiplicador, éste se ilustra en la figura 9, consiste de un cristal sólido de escintilación el cual tiene la propiedad de emitir luz cuando fotones de rayos X inciden en él; esto es, cuando los rayos X son absorbidos por el cristal, destellos de luz (escintilación) son producidos.

El tiempo de respuesta se refiere a la velocidad con la cual los detectores pueden detectar un pulso de rayos X y recuperarse con el fin de detectar otro. El tiempo de respuesta debe ser muy corto (microsegundos) para evitar problemas como la "acumulación" de las señales.

La estabilidad es la uniformidad de la respuesta del detector, si un sistema de detectores no es estable son necesarias calibraciones frecuentes para corregir la inestabilidad y hacer posible el producir imágenes libres de artefactos. En la tabla 2 se enlistan algunas características deseables de los detectores.

TABLA 2 CARACTERISTICAS FAVORABLES DE LOS DETECTORES

Alta eficiencia de absorción Alta eficiencia de conversión Alta eficiencia de captura Buena respuesta temporal Amplio rango dinámico Alta reproducibilidad y estabilidad

TIPOS DE DETECTORES

Han surgido tres tipos de sistemas de detección: el detector de escintilación acoplado a un fotomultiplicador, el detector de escintilación acoplado a un fotodiodomultiplicador y las cámaras de ionización presurizadas. Los tipos de detectores y su forma química se detallan en la tabla 3.

TABLA 3 TIPOS DE DETECTORES EN TC

Tipo de detector	Forma química
crisales de escintilación + fotomultiplicador	Yoduro de sodio (NaI) Fluoruro de calcio (CaF ₂) Germanato de Bismuto (BGO)
crisales de escintilación + fotodiodo	Tungstato de cadmio (CkWO ₄) Yoduro de cesio (CSI)
cámara de ionización	Xenón (bajo presión)

DETECTORES DE ESCINTILACION/FOTOMULTIPLICADOR

Un típico detector de escintilación es el de Yoduro de Sodio (NaI) acoplado a un tubo fotomultiplicador, éste se ilustra en la figura 9, consiste de un cristal sólido de escintilación el cual tiene la propiedad de emitir luz cuando fotones de rayos X inciden en él; esto es, cuando los rayos X son absorbidos por el cristal, destellos de luz (escintilación) son producidos.

La luz es dirigida a un tubo fotomultiplicador, aquí la luz cae en la superficie de un fotocátodo liberando electrones. Estos electrones viajan en cascada a través de una serie de dynodos (cuidadosamente colocados dentro del tubo y mantenidos a diferentes potenciales) arreglados de tal manera que cada electrón emitido del fotocátodo y que incide en el primer dynodo libera de 3 a 10 electrones los cuales a su vez son acelerados hacia la superficie de otro dynodo emitiendo éste más electrones que el primero; esto continúa hasta que el último dynodo es alcanzado (usualmente de 9 a 10 dynodos).

Por este proceso de amplificación de electrones, se produce una gran cantidad de electrones, generalmente de 106 o más, este número constituye la señal de salida del detector.

CRISTALES DE ESCINTILACION/FOTODIODOMULTIPLICADOR

Este tipo de detectores en vez de acoplarse a un fotomultiplicador, está acoplado a un fotodiodo de silicón. Las ventajas incluyen alta estabilidad, tamaño pequeño y poliblemente menor costo.

Una variación de detectores en estado sólido actualmente en desarrollo es el uso de cristales semiconductores (fotoconductores) los cuales producen una corriente eléctrica directamente cuando son irradiados.

Hay dos puntos que señalar acerca de los detectores de escintilación: a) la cantidad de luz producida en los cristales es directamente proporcional a la energía de los rayos absorbidos; y b) el número de electrones emitidos por el fotocátodo es proporcional a la cantidad de luz que incide en él.

CAMARAS DE IONIZACION PRESURIZADAS

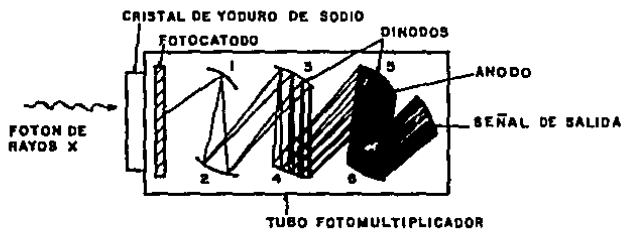
Este tipo de detectores utiliza el principio de ionización de gas. Para mejorar la eficiencia de estos detectores, el gas Xenón es presurizado (entre 10-20 atmósferas, usualmente 20), proporcionando más moléculas de gas para la absorción del haz de rayos X. La figura 10 muestra un esquema del detector de Xenón. Este detector consiste de placas de tungsteno (electrodos) cuidadosamente colocados de tal forma que actúan como placas de colección de electrones dentro de un mar de Xenón presurizado.

Quando un haz de radiación cae dentro de una celda del detector ocurre la ionización del gas. Los iones positivos emigran hacia la placa cargada negativamente, mientras que los iones negativos son atraídos hacia la placa con carga positiva.

La corriente de la señal varía directamente con el número de fotones absorbidos. Si bien la eficiencia en la captura de la radiación incidente es menor en este tipo de detectores (algunos fotones pasan a través de la cámara sin ser detectados) su pequeño tamaño permite colocarlos más cercanamente entre sí, y la profundidad mayor de la cámara de gas presurizado (proporcionando una

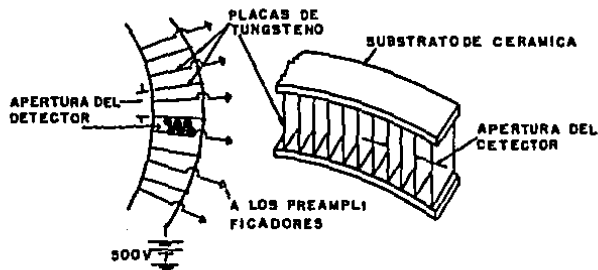
vía más larga para la absorción de los fotones de rayos X) compensan esta desventaja.

Figura 9



ESQUEMA DEL DETECTOR DE ESCINTILACION

Figura 10



ESQUEMA DEL DETECTOR DE XENON

DISPOSITIVOS DE CENTRAJE Y REFERENCIA DEL CORTE

Colocados alrededor de la apertura del gantry se encuentran dispositivos que emiten haces luminosos lineales. Estos se proyectan sobre la superficie corporal del paciente, uno en la línea media y dos más para las regiones laterales.

Sus señales luminosas permiten colocar rápidamente al paciente en el nivel, posición y sitio exacto en que será iniciado el estudio tomográfico.

SISTEMA DE SUJECCION DEL PACIENTE

Este consiste de una camilla dividida en dos partes. La anterior se encuentra colocada frente al gantry y posee movimiento de deslizamiento y de elevación o descenso; en ella se coloca acostado al paciente y permite el que sea introducido en el tunel del gantry hasta la región donde se iniciarán los cortes. Tiene un cabezal anatómico en el cual se fija la cabeza, esto permite dar angulación al cráneo para el estudio de regiones específicas o bien sólo como apoyo para la cabeza del paciente.

El cabezal se fija a un control representado por la mitad posterior de la camilla y cuya función es la de regular, en forma automática, el avance del paciente para lograr incrementos y distancias regulares de acuerdo al espesor de los cortes solicitados a la computadora. Véase la figura 11.

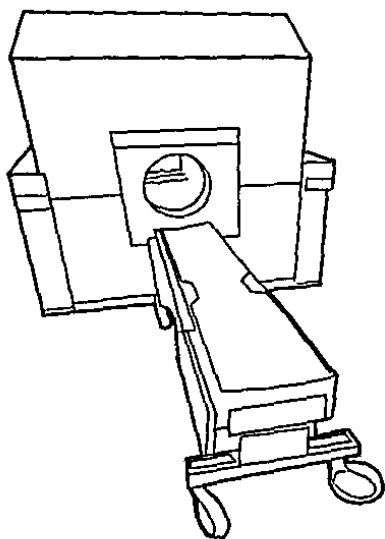
EL SISTEMA DE GENERACION DE ALTO VOLTAJE

Colocados en el cuarto de máquinas se encuentran dos transformadores. El mayor de ellos transforma la corriente alterna proporcionada por una toma habitual en corriente directa de alto voltaje y que alimenta al tubo de rayos X. El segundo transformador, más pequeño, también eleva la corriente pero en menor grado y proporciona la energía requerida para los movimientos del gantry y de la mesa.

EL SISTEMA DE ENFRIAMIENTO

Su principal función es proveer aceite frío al sistema de circulación que mantiene la temperatura correcta del ánodo del tubo de rayos X. El depósito se encuentra en el cuarto de máquinas y contiene aceite especial el cual es enviado por un sistema de tubería oculto hacia el tubo de rayos X, el aceite caliente es enfriado por aire. Todo este sistema de enfriamiento está interconectado con el transformador para que en caso de ascenso de la temperatura en el tubo de rayos X se desconecte el transformador automáticamente.

Figura 11



SISTEMA DE GANTRY Y CAMILLA

LA COMPUTADORA

La introducción de la computadora en radiología se remonta tres décadas. En 1955, K.C. Tsien utilizó una computadora para proporcionar cálculos rápidos y precisos de la distribución de la dosis de radiación en pacientes con cáncer.

Hoy en día las aplicaciones de la computadora en medicina van desde el manejo automatizado de los registros médicos hasta su empleo en el diagnóstico imagenológico como son el análisis automático de la imagen y la tomografía computada.

Una computadora es una máquina para resolver problemas. Mas específicamente, una computadora moderna es una máquina de computación electrónica rápida que recibe información, procesa ésta información ejecutando operaciones aritméticas o lógicas utilizando un programa almacenado en su memoria y genera datos que pueden ser mostrados en dispositivos de salida adecuados.

Actualmente la computadora se ha desarrollado a tal punto - que se dice que está en la quinta generación de su historia. El término "generación" se utiliza para indicar que varios cambios significativos han ocurrido a través de las diferentes etapas del desarrollo de la computadora.

TIPOS DE COMPUTADORAS

Con frecuencia las computadoras se clasifican de acuerdo a su tipo, propósito y tamaño. Básicamente hay dos tipos de computadoras, la computadora digital (es el tipo más empleado) y la computadora analógica. Mientras que las computadoras digitales resuelven problemas contando. Las computadoras analógicas miden cantidades físicas continuas. Las señales no son digitales pero pueden tener cualquier valor en una escala continua variable (señales analógicas). Los datos que utiliza una computadora analógica varían continuamente y generalmente incluyen cantidades físicas tales como corriente, voltaje, velocidad, presión, desplazamiento y temperatura.

Una computadora digital (utilizada en T.C.), resuelve los problemas contando. Opera con datos digitales (numéricos) a través de operaciones aritméticas o lógicas.

ELEMENTOS DE UN SISTEMA DE COMPUTADORA

Se identifican cinco elementos básicos, siendo estos los programas, el personal, el software, el hardware y los procedimientos. El software en un sistema de computación representa todas las instrucciones (programas, cartas de flujo etc.) preparados por el personal y que permite a la computadora resolver los problemas.

El hardware es una porción del equipo de la computadora y está representado por las unidades funcionales de la computadora. En los actuales sistemas de computación existen cinco componentes principales funcionalmente independientes. Estos elementos se esquematizan en la figura 12 e incluyen:

- a).- Dispositivos de entrada
- b).- La unidad central de procesamiento, la cual generalmente contiene a:
 - 1.- La unidad aritmética/lógica
 - 2.- La unidad de memoria
 - 3.- La unidad de control
- c).- Dispositivos de salida

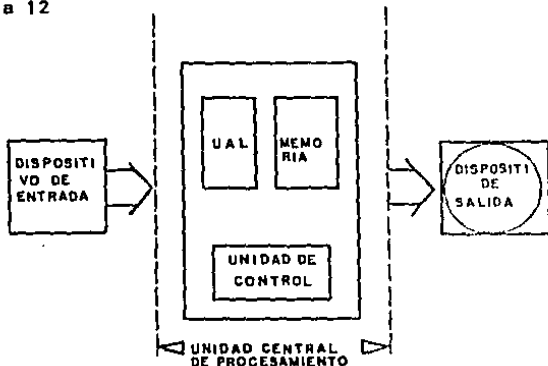
DISPOSITIVOS DE ENTRADA

Los dispositivos de entrada aceptan instrucciones codificadas. Estas instrucciones son enviadas a la unidad central de procesamiento en donde son procesadas. Las instrucciones también pueden almacenarse en la memoria para utilizarlas posteriormente.

Los dispositivos de entrada "leen" los datos proporcionados en diferentes medios de presentación, éstos incluyen:

- a).- Cinta de papel

Figura 12



ORGANIZACION DE LAS UNIDADES FUNCIONALES EN UNA COMPUTADORA

b).- Cartas perforadas

c).- Tinta magnética

Estos últimos leen la información impresa con tinta magnética (partículas de óxido de hierro). Los discos y cintas magnéticas son utilizados en T.C. como fuente de entrada. Aquí una cinta plástica o un disco conteniendo partículas de óxido de hierro son utilizados para almacenar el programa magnetizando las partículas en una forma especial.

En suma, los dispositivos de entrada son unidades que traducen los datos externos (contenidos en las cartas, cintas o discos) en una representación numérica (digital) para su manipulación posterior.

LA UNIDAD CENTRAL DE PROCESAMIENTO (UCP)

La UCP es el corazón de la computadora. Como ya se menciona contiene a la unidad aritmética/lógica (UAL), los circuitos de control y a la unidad de memoria.

La UAL se utiliza con propósitos de computación. Los datos son enviados a la UAL desde la memoria para realizar con ellos operaciones aritméticas o lógicas. Por ejemplo, la UAL puede efectuar multiplicación, adición, substracción y división. La computación adecuada se realiza y la respuesta puede mostrarse inmediatamente o almacenarse en la memoria.

LA UNIDAD DE MEMORIA

La unidad de memoria almacena información tal como datos y programas, los cuales debe localizar la computadora cuando son necesarios. Para éste propósito, la memoria está dividida en pequeñas regiones llamadas "locaciones".

Se puede tener acceso a la información almacenada estableciendo en donde está localizada o sea estableciendo su "dirección" de almacenamiento. Esta dirección usualmente es representada por un número. La computadora identifica éste número para poder "leer" la información almacenada en esa localización.

Hay dos clases de almacenamientos primario y secundario. En el almacenamiento secundario se utilizan dispositivos tales como tambores, discos y cintas magnéticos. Estos se conocen como memorias auxiliares y funcionan para alimentar a la memoria principal. Esta clase de dispositivos de almacenamiento se utilizan comunmente en T.C.

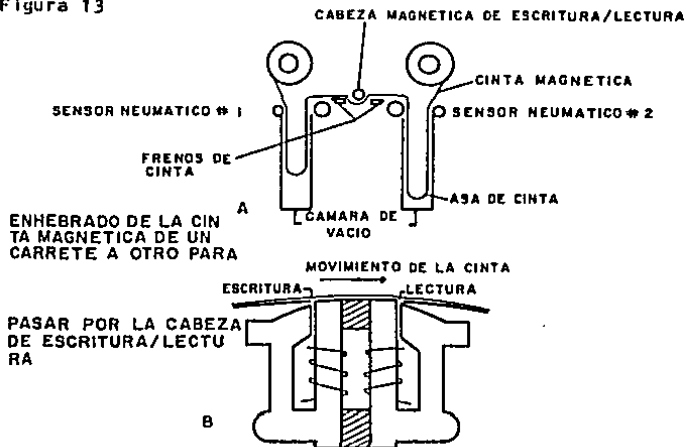
LA CINTA MAGNETICA

La cinta magnética consiste de una base plástica cubierta de

óxido de hierro u otro tipo de partículas metálicas. La cinta está enhebrada y va desde un carrete de alimentación, pasa por un dispositivo especial llamado "cabeza" de escritura/lectura y finalmente se enrolla en otro carrete. Ver figura 13.

Cuando se registra la información ("escribe") en la cinta una señal eléctrica produce un campo magnético variable que magnetiza las partículas de hierro de la cinta en una forma característica, grabándose la información. Cuando se "lee" la información, las partículas de hierro magnetizadas al pasar sobre la "cabeza" de escritura/lectura producen señales eléctricas las cuales posteriormente van a otro dispositivo por ejemplo a un monitor de TV.

Figura 13



EL DISCO MAGNETICO

Un disco magnético semeja un disco fonográfico. Es un disco de metal con una cubierta de material magnético (óxido de hierro) en ambos lados. El disco tiene anillos concéntricos y sectores - preformados (ver figura 14). Cuando se busca la información, tanto el anillo como el sector correspondientes son localizados por la "cabeza" de escritura/lectura.

EL DISCO FLOPPY

El disco floppy, también conocido como diskette, es una modificación del disco magnético. Es un disco pequeño, delgado y flexible (de aquí el término floppy-blando). El floppy se esquematiza en la figura 15. Es utilizado para almacenar imágenes de pacientes individuales.

Figura 14

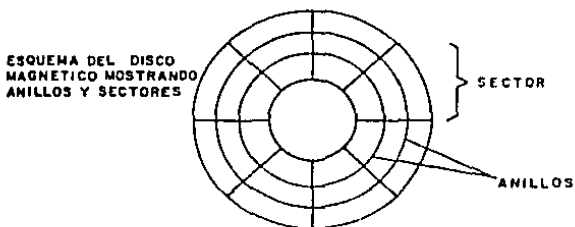


Figura 15

REPRESENTACION DIAGRAMATICA DEL DISCO DE FLOPPY



DISPOSITIVOS DE ALMACENAMIENTO PRIMARIO

La información puede obtenerse más rápidamente de los dispositivos de almacenamiento primario, por ejemplo núcleos magnéticos - (núcleos de memoria) y más recientemente Chips semiconductores (conocidos también como circuitos integrados). Un semiconductor

es una substancia cristalina en estado sólido cuyas propiedades de conductividad eléctrica caen entre las de un conductor y un aislante. Dos ejemplos de materiales semiconductores son el germanio y el silicón.

Las memorias/semiconductor consisten de transistores a diodos que tienen dos estados que les permiten estar "en" o "fuera" (activados o no activados). Los chips semiconductores se utilizan actualmente en las computadoras debido a que son más pequeños y más rápidos que los núcleos magnéticos y tienen mayor capacidad de almacenamiento.

La capacidad de almacenamiento de la memoria se describe de acuerdo al número de locaciones. Esto se indica usualmente por la letra K (de Kilo). La cual se usa para representar millares.

Así, una memoria de 64K tiene alrededor de 64 000 posiciones o locaciones. Las computadoras en T. C. tiene capacidades que varían; algunas son de 32K, 64K, 96K, 128K etc.

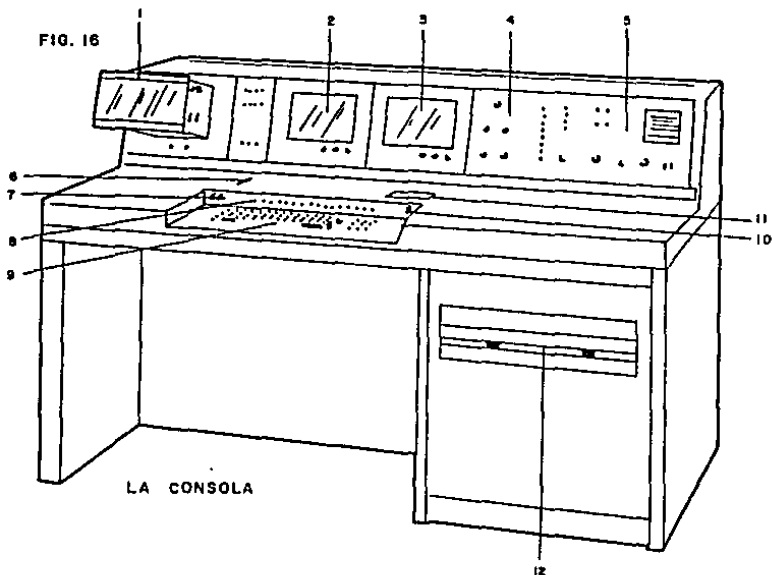
LA UNIDAD DE CONTROL

Las operaciones de las unidades anteriormente descritas son coordinadas por la unidad de control (UC). Esta dirige a las otras unidades utilizando programas almacenados en la memoria, envía datos a la UAL para su procesamiento, después de lo cual envía la información de regreso a la memoria para su almacenamiento o hacia un dispositivo de salida adecuado. Por ejemplo, un impresor (dispositivo de salida) responderá (imprimirá una línea) sólo cuando así lo indique la unidad de control.

LA CONSOLA

La consola (pupitre de mando y evaluación) consiste de un panel de control acoplado a una máquina de escribir y a una pantalla de un tubo de rayos catódicos con una serie de claves de operación. Los numerosos botones (o teclas) y contactos en el panel de la consola más las claves empleadas por la máquina de escritura y el tubo de rayos catódicos permiten al operador comunicarse con la unidad central de procesamiento introduciendo datos o instrucciones. También le permiten operar los controles de funcionamiento del gantry y de la camilla de sujeción del paciente.

Una serie de luces en la consola sirven para indicar cuando y como está funcionando el sistema, así como la identificación de problemas en algún componente. De esta forma la consola representa la parte del equipo que relaciona al operador con los diferentes componentes del sistema de T. C. (véase la figura 16).



VISTA GENERAL DEL PUPITRE DE MANDO

- 1 MONITOR PARA CAMARA DE REVELADO INSTANTANEO
- 2 MONITOR DE TEXTO
- 3 MONITOR PARA EVALUACION Y MANIPULACION DE LA IMAGEN
- 4 PANEL DE MANDO DE EVALUACION DE IMAGEN
- 5 SECCION DE CONEXION E INDICACION
- 6 PULSADORES PARA MANDO DE ZONAS PARCIALES
- 7 PANEL DE PULSADORES PARA DOCUMENTACION DE LA IMAGEN
- 8 PULSADORES DE FUNCIONES PROGRAMABLES (16 PULSADORES); CONMUTABLE DE REGIMEN TOMOGRAFICO A EVALUACION DE IMAGEN
- 9 TECLADO DE ENTRADA (KEYBOARD)
- 10 PULSADOR DE PUESTA DE MARCHA (DISPARO RADIOGRAFICO)
- 11 MATRIZ DE RESISTENCIAS CON PUNTERO PARA DAR ENTRADA A MARCAS
- 12 UNIDAD DOBLE DE FLOPPY-DISC

DISPOSITIVOS DE SALIDA

Estos se utilizan para mostrar los resultados del proceso de computación de tal manera que puedan ser fácilmente interpretados por la persona que los opera. Ejemplos de dispositivos de salida incluyen al impresor de alta velocidad, cartas o cintas de papel perforadas y a la pantalla del tubo de rayos catódicos (monitor de T.V.) el cual es comunmente empleado.

DOCUMENTACION Y ARCHIVO

En los equipos de T.C. modernos, es posible obtener el registro permanente de la imagen por diversos procedimientos, entre ellos se encuentran:

- a).- La película Polaroid. Habitualmente la cámara se encuentra unida a un monitor de la consola y permite obtener rápidamente una imagen fotográfica.
- b).- Película plana de 100 mm (10X10 cm.). De bajo costo. actualmente poco usada.
- c).- Cámara Multiformato. Para impresiones en película radiográfica especial (con emulsión unilateral para fotografiar monitores). El tamaño (formato) de la película puede ser de 8X20 o de 11X14. A través del cuadro de mandos de la cámara pueden seleccionarse, para ambos formatos de película, un número variable de subdivisiones diferentes de la misma (divisiones de la película por 2, 4, 6, etc.). La imagen se impresiona sobre la película a través de un complicado sistema óptico controlado electrónicamente.

La imagen también puede almacenarse en dispositivos magnéticos (archivo digital) como son:

- a).- El disco floppy. Capacidad de memoria en una cara es de aprox. 6-12 imágenes con densidad de escritura sencilla.
- b).- Discos del Sistema. Conocidos como memoria intermedia, su capacidad de memoria es de 40-60 imágenes.
- c).- Discos Grandes (RK07). Cuya capacidad de memoria es de 200 imágenes con densidad de escritura sencilla (o bien de 800 imágenes "comprimidas").
- d).- Cinta Magnética. Capacidad de memoria de 200 imágenes - (1600 bits por imagen).

EL PROGRAMA

Las operaciones de una computadora son dirigidas por un conjunto de instrucciones denominadas "programa". El programa especifica los pasos necesarios para resolver un problema y es preparado por un programador.

Una vez que el programa es preparado, debe ser traducido en una forma utilizable por la computadora y el programador. Para este propósito han sido desarrollados lenguajes codificados, ejemplos de éstos lenguajes son el sistema binario (utilizado en la memoria de la T.C.) y lenguajes de alto nivel como el COBOL (common Business Oriented Language), FORTRAN (Formula Translator), BASIC (Beginners-All Purpose Symbolic Instructions Code), ALGOL (Algorithmic Language) y PL (A Programming Language).

En la preparación del programa, el programador debe construir un esquema de acción para ser utilizado por la computadora.

El esquema se denomina una carta de flujo. En la planeación de una carta de flujo, un número determinado de símbolos son utilizados para indicar la secuencia de operaciones que deben de llevarse a cabo.

El programa utilizado en la T.C. es extraordinariamente complejo y por lo tanto no se intentará profundizar en tal material.

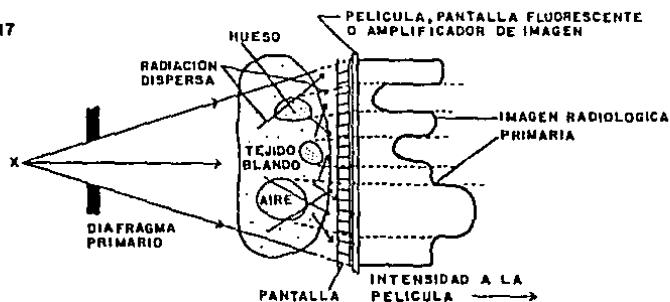
OBTENCION DE LA IMAGEN

La imagen en radiografía clásica:

El propósito básico de la radiología diagnóstica es registrar en una película (o mostrar en un monitor de T.V.) un patrón de densidades (o niveles de iluminación en el monitor) el cual corresponde y a la vez proporciona información diagnóstica del tamaño, forma y distribución de los tejidos anatómicos dentro del paciente en estudio.

Cuando los rayos X pasan a través del paciente sufre atenuación por los diferentes tejidos, esto es son absorbidos y dispersados dentro del paciente. La atenuación dependerá del tipo de tejidos presentes y de la energía del haz de rayos X. Finalmente los rayos X emergen del paciente y llegan al receptor de imagen en donde son registrados (ver figura 17).

FIG. 17



FORMACION DE LA IMAGEN RADIOLOGICA A TRAVES DE LA ABSORCION Y TRANSMISION DE RADIACION

En la radiografía clásica se intenta registrar directamente los rayos X transmitidos en la forma de una distribución de densidades sobre una película radiográfica.

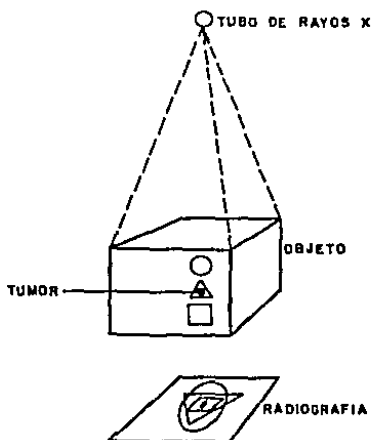
Este proceso, aunque simple y directo, representa la principal limitación de la radiografía clásica. La razón de esta limitación es clara cuando uno considera el hecho de que el paciente está constituido de una distribución compleja de diferentes tejidos y estructuras.

Cada perfil particular de intensidad de radiación que emerge del paciente es por lo tanto la suma compuesta de la atenuación que ocurrió en el paciente a lo largo de la vía de cada rayo en particular. En estas condiciones un contorno puede interferir con otro contorno y una sombra con otra. Lo que finalmente será más prominente en la imagen registrada es la estructura anatómica con la absorción mayor.

Por lo descrito, la principal desventaja de la radiografía es la sobreposición de estructuras (ver figura 18) lo cual hace difícil y a veces imposible distinguir un detalle en particular.

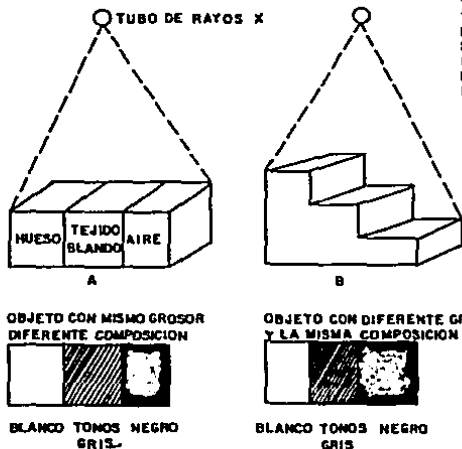
Otra limitación importante en la radiografía es que es un procedimiento cualitativo y no cuantitativo. Esto simplemente significa que una radiografía "no distingue entre un objeto homogéneo de grosor no uniforme y un objeto de grosor uniforme pero de composición variada. Esto se muestra en la figura 19.

Figura 18



DESVENTAJAS DE LA RADIOGRAFIA. LA SOBREPOSICION DE TODAS ESTAS ESTRUCTURAS EN LA RADIOGRAFIA HACE MUY DIFICIL DISTINGUIR DONDE ESTA EL TUMOR

Figura 19



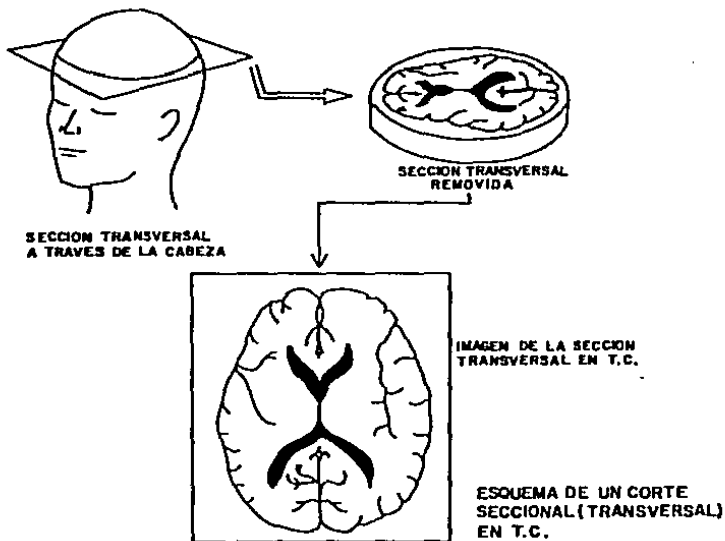
EL CONCEPTO DE DENSIDAD Y GROSOR DE UN OBJETO A TRAVES DEL CUAL PASA EL HAZ DE RAYOS X
LAS DOS RADIOGRAFIAS PARECEN IGUALES AUNQUE LAS ESTRUCTURAS SON COMPLETAMENTE DIFERENTES

LA IMAGEN EN T.C.

La T.C. ha resuelto en gran medida las limitaciones de la radiografía clásica. Esto se ha logrado: obteniendo un "corte" delgado de volumen bien definido, lo cual minimiza los defectos de la sobreposición, reduciendo al mínimo la radiación dispersa y utilizando detectores lineales. El éxito final depende de qué tan bien la imagen muestra o proporciona información diagnóstica relacionada con la distribución de las estructuras anatómicas dentro del paciente (ver figura 20).

Las principales ventajas de la T.C. resultan de tres factores: la eliminación de películas y pantallas como detectores de radiación, la reducción de la radiación dispersa y del uso de una computadora en el procesamiento de los datos para la reconstrucción de la imagen.

Figura 20



La imagen en T.C. dependen de varios pasos, éstos forman los elementos esenciales del sistema de obtención de imagen:

- 1).- El tubo de rayos X y los detectores se mueven alrededor del objeto para efectuar un "corte". Un número variable de lecturas se realizan durante cada corte.
- 2).- El haz de radiación pasa a través del objeto y es atenuado. Los fotones transmitidos son detectados por un grupo de detectores colocados detrás del objeto. Al mismo tiempo se utiliza un detector de referencia para registrar la intensidad de radiación del tubo de rayos X.
- 3).- El haz transmitido y el haz de referencia son convertidos en señales eléctricas.

- 4).- Estas señales eléctricas son convertidas a una forma digital (numérica) por los convertidores analógicos/digitales.
- 5).- Los datos digitales son normalizados calculándose sus logaritmos para generar valores de transmisión relativa.
- 6).- Los valores de transmisión relativa son enviados a la computadora la cual utiliza un programa para reconstruir secciones transversales del objeto.
- 7).- La señal de salida de la computadora (de forma digital) puede enviarse a un impresor de línea para producir una imagen numérica 0...
- 8).- La señal puede enviarse a dispositivos apropiados de almacenamiento (p. ej. discos magnéticos) para análisis posterior de la información 0...
- 9).- La señal sufre conversión de digital a analoga, después de lo cual puede ser mostrada en dispositivos apropiados (p. ej. en la pantalla de un tubo de rayos catódicos). Esta imagen se muestra en varios tonos de gris y puede ser registrada por medios fotográficos. Toda esta secuencia de eventos se ilustra en la figura 21.

Figura 21

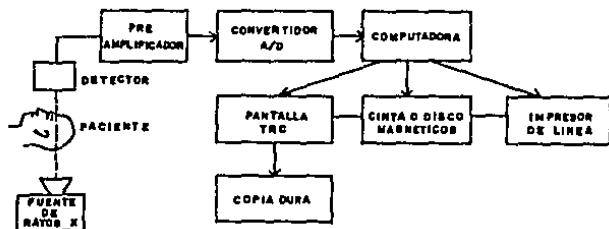


DIAGRAMA EN BLOQUES DE UN SISTEMA TÍPICO DE T.C.

COEFICIENTES DE ATENUACION

Como ya se menciono, el haz de rayos X sufre atenuación (reducción en la energía de los fotones) en su paso a través del objeto en estudio. La atenuación depende de la densidad atómica efectiva (átomos/volumen), del número atómico, ambos relativos al material absorbente y de la energía del haz de rayos X.

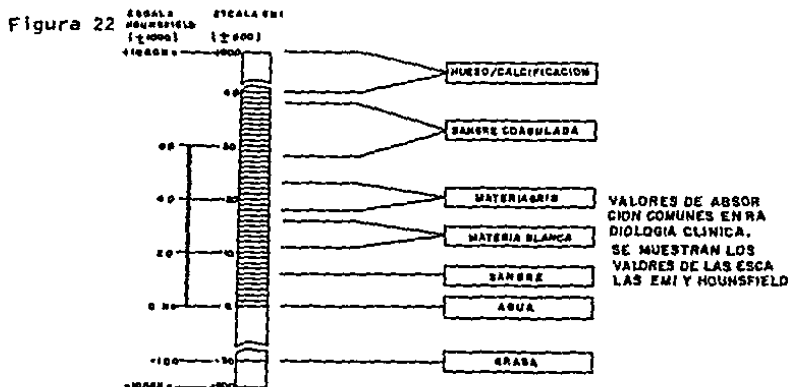
Los rayos X interactúan por efectos fotoeléctrico y Compton. - La absorción fotoeléctrica ocurre principalmente con sustancias con un alto número atómico (hueso, medios de contraste) y en menor grado en tejidos blandos y sustancias con número atómico bajo.

El efecto Compton, por otro lado, ocurre en los tejidos blandos, y las diferencias en la densidad resultan en diferencias en las interacciones Compton; así es atribuido primariamente a diferencias en la densidad.

Es posible describir la atenuación de un material en términos de COEFICIENTES DE ATENUACION, usualmente simbolizados por la letra griega μ .

La distribución de los valores de atenuación de importancia clínica se muestran en la figura 22. Estos valores están establecidos en una escala relativa con la atenuación del agua utilizada como referencia. Por ejemplo, en el primer tomógrafo clínicamente útil (tomógrafo de cráneo EMI), los valores se establecieron de tal manera que el agua es 0, mientras que el hueso y el aire tienen valores de + 500 y - 500 (escala EMI) respectivamente.

Con el fin de obtener mayor precisión, una escala en la cual el agua es 0 y el hueso y el aire tienen valores de + 1000 y - 1000 respectivamente (escala Hounsfield en honor al inventor de la T.C.) ha sido introducida.



En T.C. la computadora utiliza una serie de números digitales para reconstruir la imagen. Estos números son referidos como números de T.C. (o números Hounsfield) los cuales se relacionan con coeficientes para varios tejidos en el paciente. Así tenemos que:

$$\text{Número de TC} = \left[\frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \right] \cdot a$$

donde μ = Coeficiente de atenuación del tejido medido

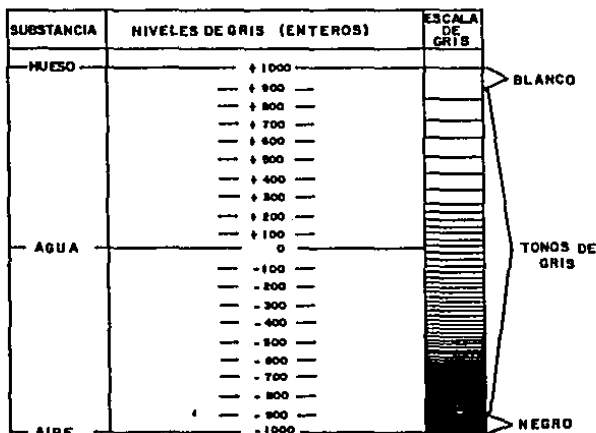
μ_w = Coeficiente de atenuación del agua y a = Factor de contraste del constructor

Algunos valores típicos de a son de 500 y 1000.

En el tomógrafo EMI el factor de contraste (factor de escala) fué de 500, esto proporciona una escala de contraste de 0.2% por cada número de T.C. La escala de contraste en la escala Hounsfield es de 0.1 % por cada número de T.C.

Una vez que se obtienen los números de T.C., es esencial que esta imagen numérica sea convertida en una imagen en la escala de grises. Por lo tanto deben establecerse niveles de brillantes (escala de grises) correspondientes a los números de T.C. Ver figura 23.

Figura 23



LAS RELACIONES ENTRE LOS NÚMEROS DE T.C. Y LOS NIVELES DE BRILLANTES (ESCALA DE GRIS) PARA LA ESCALA ± 1000

VOXELS PIXELS MATRIZ

Puesto que el haz de rayos X tiene un ancho finito, los coeficientes de atenuación serán reconstruidos para ELEMENTOS DE VOLUMEN muy pequeños en el objeto estudiado. Estos elementos de volumen son conocidos como VOXELS. Un elemento de volumen típico mide comúnmente 10 mm de profundidad, 1.0mm de ancho y 1.0 mm de longitud. Véase la figura 24.

Figura 24

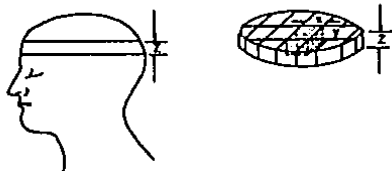


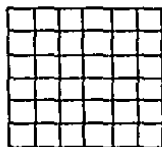
IMAGEN SECCIONAL TRANSVERSAL A TRAVES DE UN PACIENTE
MOSTRANDO EL ARREGLO DE PIXELS (X,Y) Y VOXEL (DADO POR Z)

Cuando disminuye el tamaño del VOXEL, la dosis de exposición al paciente se debe incrementar para obtener una buena calidad de imagen.

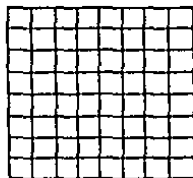
El VOXEL es mostrado como un pequeño cuadrado, también conocido como PIXEL (del inglés picture element) en la imagen de T.C.

Una MATRIZ (matriz de computadora) es un arreglo de PIXELS dispuestos en dos dimensiones (barras y columnas). Ver figura 25. En T.C. cuando el número de PIXELS se incrementa (p. ej. una MATRIZ más grande) mejora la calidad de la imagen.

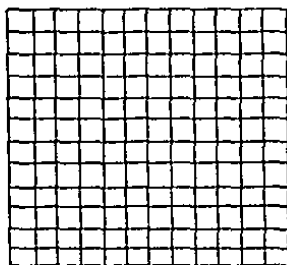
FIG. 25



MATRIZ 6x6
(36 PIX ELS)



MATRIZ 8x8
(64 PIX ELS)



MATRIZ 12x12
(144 PIX ELS)

TRES DIFERENTES TAMAÑOS DE MATRICES. EL NUMERO DE PUNTOS DE IMAGEN (PIX ELS) AUMENTA EN LAS MATRICES MAS GRANDES

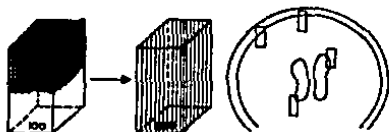
Un tamaño común de matriz en las unidades de T.C. es una matriz de 256 X 256 con cada cuadro de la imagen correspondiente a 1 X 1 mm cuadrado en el paciente si el corte cubre una circunferencia de 25 cm de diámetro y de cerca de 1.4 X 1.4 mm para un corte con diámetro de 40 cm.

Si bien el tamaño del píxel usualmente está dado por su área o sección transversal, es importante recordar que un píxel es tridimensional, y su otra dimensión es la profundidad la cual está determinada por el ancho del haz de rayos X, por los colimadores de los detectores o por ambos. Por lo tanto con un haz colimado a 1.3 cm el píxel de 1 X 1 mide 1 X 1 X 13 mm.

El hecho de que el píxel tenga una profundidad significativa puede obstaculizar la obtención del valor cuantitativo de T.C. el número de T.C. para un material dado puede ser impreciso debido al "efecto del volumen parcial".

Para comprender este efecto y su significado en la práctica, recuérdese que el píxel mostrado representa un volumen en el paciente dado tanto por el tamaño de área como por el grosor del corte (voxel). El voxel representa un volumen finito del paciente y puede contener más de un tipo de tejido. Lo que sucede es que el total del contenido del voxel es promediado, y es este número de T.C. promediado el cual es asignado al voxel.

Figura 26



EJEMPLO DEL EFECTO DE VOLUMEN PARCIAL

La figura 26 ilustra este efecto. Por ejemplo, si la mitad del pixel contiene un tejido cuyo número de T.C. es 100 y la otra mitad contiene un tejido con número de T.C. de 200, el promedio es 150 y este voxel será mostrado como si solo contuviera un tipo tisular con número de T.C. de 150 el cual, de hecho, no está presente dentro del voxel.

Este efecto es significativo para estructuras de tamaño anatómico pequeño o para volúmenes de tejido que cambian rápidamente de tamaño.

GENERACIONES DE TOMOGRAFOS

Desde la introducción de la primera unidad EMI de T.C., muchos nuevos equipos para la exploración tanto de cráneo como de cuerpo han sido introducidos y puestos comercialmente en venta.

Han habido también cambios importantes en la tecnología y características de operación de los diferentes "modelos" de T.C. los cuales finalmente afectan el método de adquisición de la información, para la información de la imagen. Es por esto que la categorización se basa en el método de corte y en el número de detectores (método de colección de datos) utilizado en cada categoría.

A la fecha, cuatro categorías de unidades de T.C. clínicamente útiles han sido identificadas:

- a).- Primera generación. Haz único de rayos X translación-rotación.
- b).- Segunda generación. Hazes múltiples de rayos X-translación/rotación.
- c).- Tercera generación: Haz de rayos X en abanico-movimiento rotatorio del tubo y los detectores.
- d).- Cuarta generación: Disposición estacionaria de los detectores con haz de rayos X en abanico.

TOMOGRAFOS DE PRIMERA GENERACION

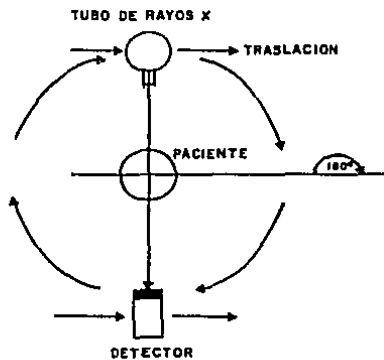
En los equipos de primera generación, el método de colección de datos se basa en el principio de rotación-translación en el cual un solo haz de rayos X procedente de un tubo de rayos X y uno o dos detectores se trasladan y rotan con un incremento de 1

grado para un total de 180 grados alrededor del paciente.

El método de "corte" es referido usualmente como tomógrafo de haz rectilíneo. La figura 27 ilustra el método de colección de datos en los equipos de primera generación. Cuando el tubo de rayos X se traslada alrededor del objeto se obtienen una serie de lecturas de transmisión de intensidad. El proceso se repite cuando el tubo de rayos X y el detector rotan con incrementos angulares de 1 grado.

Para producir un "corte" completo del objeto se requieren aproximadamente 4.5 a 5.5 minutos. Por lo tanto, si se requieren más cortes transversales, el tiempo de estudio se incrementará.

Figura 27



ESQUEMA DEL EQUIPO DE TC DE 1ª GENERACION

Puesto que el tubo de rayos X está acoplado mecánicamente al sistema de detección; el proceso de corte incluye:

- a).- El tubo de rayos X y el o los detectores se mueven a través del paciente en línea recta y luego paran.
- b).- El tubo y los detectores rotan 1 grado, inician de nuevo, se mueven a través del paciente (esta vez en dirección opuesta) y entonces se detienen.
- c).- Este proceso de translación, alto, rotación, translación, alto y rotación se repite 180 veces.

La limitación obvia de los equipos de primera generación es que el tiempo de corte es demasiado largo para que el paciente retenga la respiración o permanezca inmóvil durante el proceso.

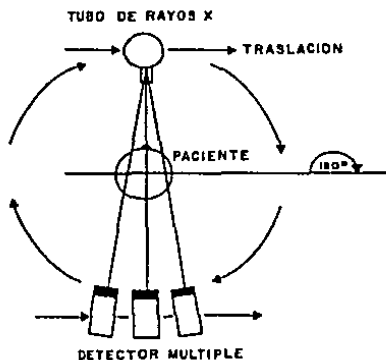
TOMOGRAFOS DE SEGUNDA GENERACION

Los equipos de segunda generación emplean un número más grande de detectores y un haz de rayos X modificado (varios haces de rayos X) procedente de un tubo de rayos X. Como la primera generación, se basa en el principio de rotación-translación pero utilizan una técnica de haces múltiples lineales.

Puesto que el número de detectores se ha incrementado, el incremento angular (rotación) es mayor. El principio de los equipos de segunda generación se ilustra en la figura 28. El tubo de rayos X y los detectores rotan con las translaciones sucesivas para producir un incremento en el conjunto de datos colectados.

El tiempo de "corte" es menor y vá de alrededor de 20 segundos a 3.5 minutos de algunos equipos. Generalmente el tiempo de disminución es inversamente proporcional al número de detectores. A mayor número de detectores, más corto es el tiempo total de corte. Las ventajas son obvias, puesto que el tiempo total de corte es menor, los artefactos como la borrosidad de la imagen debida al movimiento respiratorio se eliminan. Sin embargo, la densidad y la resolución espacial no son apreciablemente diferentes.

Figura 28



ESQUEMA DEL EQUIPO DE TC 2ª GENERACION

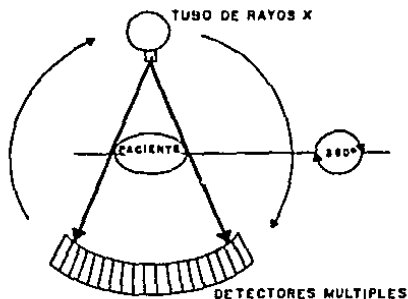
TOMOGRAFOS DE TERCERA GENERACION

Los tomógrafos de tercera generación ofrecen un tiempo de corte menor que los tomógrafos de segunda generación. El principio fundamental de las unidades de tercera generación se muestra en la figura 29.

El principio se basa en la técnica de haz de rayos X en abanico pulsado y de rotación continua. La imagen de TC se obtiene utilizando un haz de rayos X en abanico y detectores múltiples.

Este principio permite la colección de datos en 5 a 10 segundos. Este tiempo excluye artefactos debidos al movimiento respiratorio.

Figura 29



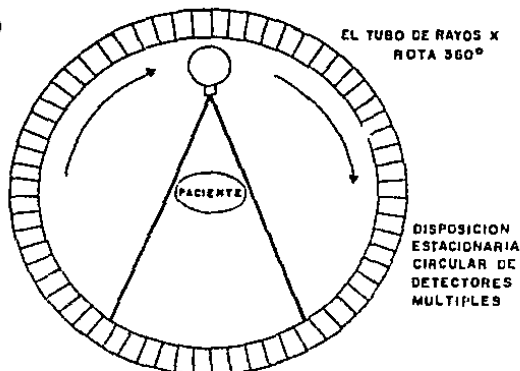
ESQUEMA DEL EQUIPO DE TC DE 3ª GENERACION

TOMOGRAFOS DE CUARTA GENERACION

Esta generación de tomógrafos consiste de detectores múltiples fijos los cuales forman un anillo alrededor del objeto. La fuente de rayos X se mueve alrededor del objeto en un giro de 360 grados. Este sistema se ilustra en la figura 30.

La geometría del haz describe un abanico amplio. Durante el "corte" y el haz en abanico incide en los detectores mientras rota y las señales de los detectores son registradas durante la rotación. Es posible lograr tiempos de corte de 2 a 10 segundos con este diseño.

Figura 30



ESQUEMA DEL EQUIPO DE TC DE 4ª GENERACION

PROCESAMIENTO DE LA IMAGEN DIGITAL

Las bases fundamentales de la T.C. se encuentran en el dominio del procesamiento digital de la imagen. Una comprensión de éste proceso es por lo tanto esencial para entender de forma más clara la T.C., y aún más importante, el papel desempeñado por la computadora en la reconstrucción de la imagen.

El procesamiento digital de la imagen incluye: Digitización, es la conversión de una imagen en datos numéricos utilizando una computadora para procesar la información. Primero la imagen es "cortada"; esto significa que la imagen es dividida en pequeñas áreas referidas como elementos de imagen (pixels). El resultado se muestra en una cuadrícula la cual consiste de barras y columnas (matriz).

El segundo paso es un proceso de muestreo en el cual la brillantez o nivel de gris es medido para cada pixel utilizando diferentes dispositivos como por ejemplo, el tubo fotomultiplicador el cual convierte la luz en señales eléctricas. En el tercer paso los datos del muestreo son cuantificados. En la cuantificación se utiliza un número entero (números positivos, negativos y cero) para representar los valores medidos obtenidos como resultado del muestreo.

El entero es atribuido a un nivel de gris. El resultado final de la cuantificación completa de la imagen es un arreglo de enteros, teniendo cada pixel un lugar específico tanto en las barras (o número de línea) como en las columnas (o número de muestreo) junto con un dígito entero (o nivel de gris).

Los datos digitales son enviados a la computadora para su procesamiento. En éste sistema, son importantes tres elementos los de "entrada", procesamiento y "salida". Los datos de "entrada" son alimentados a la computadora. Utilizando las instrucciones procedentes de la unidad de control, la computadora utiliza programas para procesar la información habiendo "leído" la imagen línea por línea.

En el procesamiento, un conjunto de programas es utilizado para generar la imagen de "salida" pixel por pixel. Posteriormente la imagen es almacenada y/o alimentada a una unidad de observación. Para observar la imagen de "salida", los enteros (niveles de gris) de cada pixel son utilizados para establecer regiones oscuras o claras en la pantalla.

RECONSTRUCCION DE LA IMAGEN

Desde la introducción de la T.C. en la radiología clínica han aparecido una serie de artículos que explican los conceptos matemáticos de la reconstrucción de la imagen en T.C. Estos conceptos son importantes para una comprensión básica de los principios de T.C.

Es esencial darse cuenta que la T.C. tiene sus raíces en técnicas matemáticas complejas y por lo tanto los conceptos presentados, aunque serán tratados superficialmente, conducirán a un mayor entendimiento del problema por resolver.

ALGORITHMOS

Actualmente el término *algorithm* se ha vuelto muy común como resultado del impacto y la aplicación de la tecnología de computadoras en la vida diaria. Un *algorithm* es: "... un conjunto de reglas o direcciones para obtener un resultado (información específica de "salida" proporcionada por la computadora) de una información igualmente específica alimentada a la computadora.

El hecho que distingue a un *algorithm* es que todas las vaguedades deben ser eliminadas; las reglas deben describir operaciones que son tan simples y bien definidas que pueden ser ejecutadas por una máquina. Aún más, un *algorithm* debe terminar después de un número finito de pasos.

En T.C., la computadora utiliza un programa para reconstruir la imagen. El tipo de programa que utiliza es denominado un *algorithm*.

TECNICAS MATEMATICAS DE RECONSTRUCCION

Las técnicas matemáticas que utilizan proyecciones como medio para determinar un objeto fueron utilizadas primero por Radón en 1917, para resolver problemas gravitacionales. Dentro de las décadas pasadas, éstas técnicas han sido utilizadas para resolver otros problemas en astronomía y óptica.

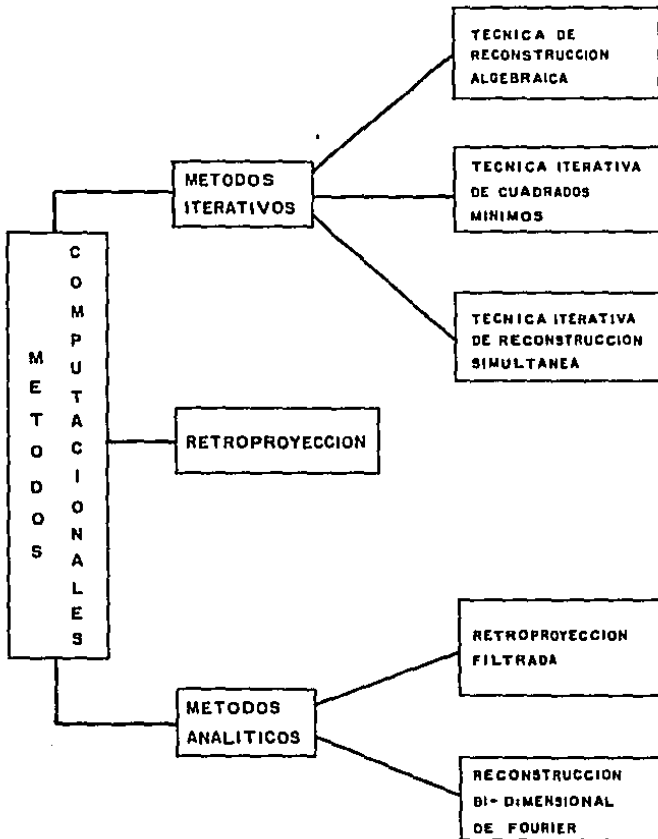
En la figura 31 se clasifican los métodos de computación utilizados en la reconstrucción de imágenes.

RETROPROYECCION

El método de retroproyección, también conocido como método de sumaación o método de superposición lineal fué utilizado primero por Olendorf (1961) y por Kuhl y Edwards (1963).

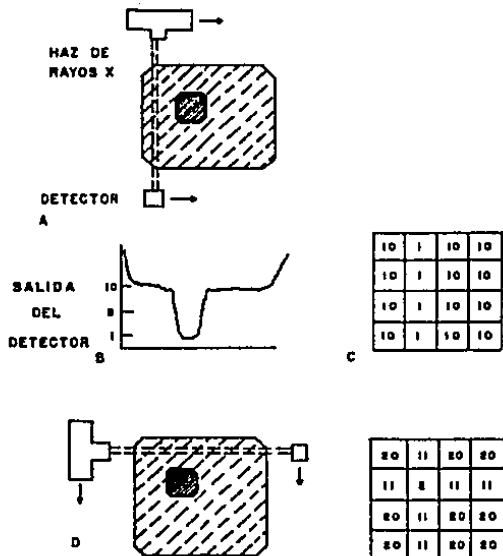
La retroproyección puede ser explicada utilizando una ilustración numérica (véase la figura 32). En éste ejemplo se asume que el objeto es de composición uniforme excepto por un objeto denso indicado por el área sombreada. Cuando el haz de rayos X y el detector se mueven a través del objeto (fig. 32A), se obtienen señales de "salida" del detector proporcionales a los rayos X transmitidos (fig. 32B). Estas señales son convertidas en dígitos y proyectadas sobre una cuadrícula (matriz) establecida en primer "corte" se muestran colocados en la matriz en la figura 32C. El tubo y los detectores hacen otro corte en otro ángulo. Los valores después de un corte a 90 grados del primer corte se muestran adicionados a la matriz en la figura 32D.

FIGURA 31



CLASIFICACION DE LOS METODOS COMPUTACIONALES UTILIZADOS EN TOMOGRAFIA COMPUTADA

Figura 32



ILUSTRACION ESQUEMATICA DE LOS PRINCIPIOS DE DETECCION Y RECONSTRUCCION UTILIZADOS EN T. C.

Una de las limitaciones de la retroproyección es que no produce una imagen nítida o definida y que requiere mayor tiempo de computación. Por lo tanto, el uso de este método en T.C. ha sido descontinuado puesto que no reúne los requisitos clínicos de resolución.

El principal artefacto de esta técnica es la obtención de una "imagen en estrella" lo cual ocurre porque los puntos situados fuera de un objeto de alta densidad reciben algo de la intensidad retroproyectada de ese objeto.

METODOS ITERATIVOS

Otro método común de reconstrucción se basa en técnicas iterativas. El término iterativo se refiere al "método de aproximaciones sucesivas en el cual se escoge arbitrariamente una imagen inicial, se aplican correcciones para hacerla más concordante con

las proyecciones medidas, aplicando posteriormente nuevas correcciones etc... hasta que se obtiene una concordancia satisfactoria.

Los métodos iterativos de reconstrucción difieren en la forma en que se aplican las correcciones en las aproximaciones sucesivas. Actualmente éstas técnicas no son utilizadas en los tomógrafos comerciales porque: a) es difícil obtener con precisión las mediciones de la suma de radiación, b) el procedimiento para generar la imagen reconstruida es muy largo y c) con el fin de producir una imagen "correcta" deben obtenerse mayor cantidad de datos de proyecciones que pixels.

TECNICAS ANALITICAS DE RECONSTRUCCION

Las técnicas analíticas de reconstrucción también pueden utilizarse para reconstruir imágenes a partir de sus proyecciones. Estos métodos tienen complejas bases matemáticas y se utilizan en la mayoría de los tomógrafos comerciales.

Esencialmente las TAR son: a) el método de Fourier y b) la retroproyección filtrada o método de convolución.

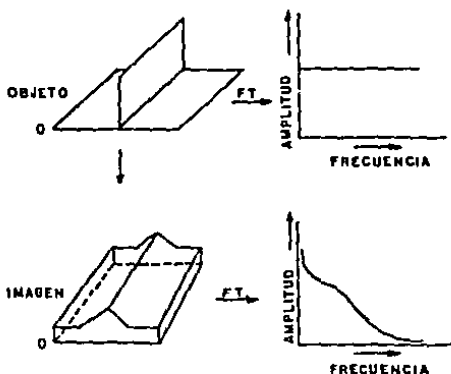
EL METODO DE FOURIER

El método de Fourier se conoce también como método de reconstrucción bidimensional. Este método establece que cualquier función puede "romperse" matemáticamente en un número de frecuencias y amplitudes, a éstas amplitudes se les conoce como Coeficientes de Fourier.

Recordemos que una imagen radiológica representa una variación de coeficientes de absorción de rayos X. Un mapa de la distribución de los coeficientes como una función de la distancia puede generar una onda de frecuencias y amplitudes. La forma de ésta onda puede ser aproximada por una serie de ondas de senos y cosenos de diferentes amplitudes y frecuencias. Para hacer ésto se requiere del uso de la Transformación de Fourier (TF).

En la TF, la forma de la onda original (patrón de imagen) es resuelta en componentes sinusoidales (véase la figura 33). Utilizando los Coeficientes de Fourier es posible reconstruir el patrón del objeto original.

Figura 33



ILUSTRACION SIMPLE DE LA TRANSFORMACION DE FOURIER

RETROPROYECCION FILTRADA

La retroproyección filtrada (RF) también se conoce como método de convolución. Es similar a la retroproyección. En éste método todos los datos de las proyecciones son filtrados utilizando un conjunto de fórmulas ("filtros") o funciones de corrección antes de que sean retroproyectados, para producir una imagen libre de artefactos. En la retroproyección filtrada se elimina la imagen en estrella que se obtiene en la retroproyección simple.

Resumiendo: a) se obtienen los datos de las proyecciones, b) se obtienen los logaritmos de cada punto de información, c) el valor de los logaritmos es multiplicado por una fórmula (filtro) de convolución y d) en el paso final al sumar las proyecciones filtradas los componentes positivos y negativos se cancelan entre sí produciendo una imagen libre de borrosidad.

CALIDAD DE LA IMAGEN

La calidad de la imagen en TC se refiere a que tan clara y fiel es la representación de las estructuras visibles en la imagen. Como se indicó antes, la imagen es mostrada en un monitor de TV y queda disponible para su registro en una película. La calidad de ésta imagen y la película finalmente obtenida son importantes para la calidad absoluta de la imagen.

FACTORES QUE AFECTAN LA CALIDAD DE LA IMAGEN

En radiología convencional existen varios factores que afectan la calidad de la imagen, tales factores se relacionan con el procesamiento, geometría, movimiento, contraste del sujeto, contraste de la película, técnica, imagen del receptor, tamaño del punto focal, condiciones de observación y la forma de análisis particular del observador.

En TC hay varios factores que influyen la calidad de la imagen entre éstos tenemos a) errores de medición, b) errores de representación, c) errores de posición y d) errores en la continuidad de la imagen.

Varios métodos pueden utilizarse para describir ciertos parámetros de la calidad de la imagen. Los métodos para cuantificar la resolución incluyen: la función de dispersión de un punto, éste describe la falta de nitidez que resulta cuando un punto en el objeto no es reproducido como un punto verdadero en la imagen. La falta de nitidez resulta en un efecto de borrosidad.

La función de dispersión lineal que también describe la falta de nitidez de un sistema de imagen, esto es cuando una línea u objeto lineal no es reproducido como una línea sino como una dispersión sobre una distancia medible. Otra es la función de transferencia de contraste, también denominada función de respuesta de contraste y que mide la respuesta de contraste de un sistema de imagen. Para obtener la imagen de un patrón de prueba de resolución (serie de hendiduras y espacios) el contraste resultante es la diferencia en densidad entre las regiones adyacentes a las hendiduras por unidad de longitud disminuye.

Finalmente la función de modulación de transferencia también se utiliza para medir la capacidad de resolución de un sistema, esto se logra dividiendo un objeto en sus componentes de frecuencia (utilizando la Transformación de Fourier).

RESOLUCION

La resolución en TC puede describirse en términos de resolución espacial (RE) también llamada resolución geométrica y de resolución de contraste (RC). Ambas serán analizadas brevemente.

RESOLUCION ESPACIAL

La resolución espacial RE se utiliza para describir el grado de borrosidad presente en una imagen. Entre los factores que influyen en la RE se encuentran: el tamaño del pixel, la función de apertura, la frecuencia de muestreo de datos, los algoritmos de reconstrucción, la precisión de los mecanismos de corte y la geometría de colimación del haz y de los detectores.

El tamaño del pixel determina la resolución de la representación. La claridad de la imagen está determinada por el número de puntos en la matriz (Hounsfield, 1978). Una matriz de 320 X - 320 (102,400 pixels), proporciona una mejor calidad de imagen que una matriz de 80 X 80 ó de 160 X 160. Sin embargo hay algunos puntos a considerar:

- 1).- Incrementando el número de pixels no se incrementa la información original ni mejora la resolución de la reconstrucción.
- 2).- Puntos grandes en el objeto son "reforzados" en la imagen incrementando el número de pixels.
- 3).- Los puntos más pequeños en el objeto no son reproducidos fielmente y la imagen en la pantalla del monitor de TV puede ser interpretada erróneamente.

El tamaño o función de apertura se refiere al ancho de la apertura del detector. Generalmente cuando el tamaño de la apertura es más pequeño que el espacio entre los objetos, los objetos pueden ser resueltos adecuadamente. Esto significa que a menor tamaño de la apertura mayor resolución espacial se obtiene.

La frecuencia de muestreo de datos se relaciona con el número de lecturas de transmisión y el espacio (distancia) entre los rayos.

A mayor número de lecturas (muestreo) mayor es la resolución espacial y mejora la precisión absoluta de la reconstrucción.

Actualmente el límite de resolución de los equipos de TC se encuentra entre 1.0 y 1.5 mm para cuerpos y objetos pequeños y entre 1.5 y 2.0 mm para los grandes.

RESOLUCION DE CONTRASTE

La resolución de contraste (RC) de un equipo de TC es su capacidad para demostrar pequeños cambios en el contraste de los tejidos.

En otras palabras la RC se refiere a la capacidad de medir de manera precisa la diferencia en la absorción de rayos X entre dos tejidos muy similares. También se conoce como sensibilidad de la unidad de TC.

La RC varía con la dosis de rayos X, puesto que depende del número de fotones detectados relacionado con el total del "ruido" (el "ruido" es la fluctuación de los números de TC de un punto a otro punto de la imagen cuando se explora un material de composición uniforme p. ej. agua) introducido en el sistema.

También la RC depende de alguna manera del tamaño del pixel puesto que utilizando pixels de mayor tamaño se reducirá la fluctuación estadística entre los pixels (nivel de ruido), sin embargo esto a expensas de una buena resolución espacial.

Por lo tanto, entre los factores que afectan de manera inversa la RC se encuentran el grosor del corte (al disminuir el grosor del corte sin incrementar la dosis de radiación disminuye la calidad), el número de fotones detectados (a mayor dosis de radiación mejora la RC y viceversa).

También se han señalado como factores que afectan la RC al tamaño de la pantalla de TV y a la distancia de observación.

Cuando se aumenta la distancia de observación en pantallas de TV más grandes se mejora la capacidad de detectar imágenes de contraste bajo.

LA VENTANA

Los coeficientes de atenuación lineal de las estructuras dentro del paciente son utilizados por la computadora para calcular los números de TC. Estos números son convertidos posteriormente a una escala de niveles (o tonos) de gris, y mostrados en la pantalla del monitor de TV para su observación. El nivel de gris puede manipularse para proporcionar una demostración óptima de las diferentes estructuras observadas en la imagen.

El rango de números de TC que corresponden al total de niveles (o tonos) de gris disponibles en la imagen se le denomina "ancho de ventana" (window width). El centro de la ventana es el número de TC que corresponde a la mitad de la escala de grises. (window level).

Ambos parámetros son muy importantes y su uso está controlado directamente por el operador. Para observar mejor una imagen la selección del ancho y centro de la ventana depende, de hecho de las estructuras examinadas.

En esencia el control del ancho de ventana altera el contraste de la imagen y el centro de ventana a la densidad o números de TC del tejido por observar.

Una ventana estrecha será utilizada para mostrar tejidos con casi la misma atenuación mientras que una ventana amplia mostrará más claramente tejidos con un rango igualmente amplio de números de TC.

El ojo humano solo puede diferenciar un número limitado de tonos de gris de manera simultánea. Con un ancho de ventana de 200 y un centro de 0 todos los números de TC entre menos 100 y mas 100 aparecerán como tonos (o niveles) de gris mientras que los números de TC menores que menos 100 serán mostrados en negro y los mayores que mas 100 en blanco.

El rango de números de TC incluidos en un nivel de gris se incrementa cuando el ancho de ventana es ampliado, disminuyéndolo, disminuyen los números de TC por nivel de gris proporcionando mayor contraste e incrementando el ruido estadístico (variación de los números de TC alrededor del valor promedio).

ARTEFACTOS

La aparición de artefactos en la imagen de TC es molesta y puede causar problemas en el diagnóstico. Por lo tanto, es importante que uno sea capaz de identificar éstos artefactos, determinar sus causas y hacer lo necesario para eliminarlos o reducirlos.

La causa de los artefactos en la imagen de TC puede tener su origen en el equipo o en el paciente.

Entre los artefactos relacionados con el paciente el más común es causado por el movimiento ya sea voluntario o involuntario. Cualquier movimiento durante la exploración producirá rayas o líneas a manera de "estrella". Estas líneas pueden aparecer tangenciales al cráneo o diagonales al mismo con los movimientos de inclinación y rotación respectivamente.

El material metálico en o sobre el paciente generalmente producirá artefactos lineales. La disminución de artefactos puede reducirse de las siguientes formas:

- 1).- Reduciendo el tiempo de corte al requerido para suspender una respiración.
- 2).- Utilizando dispositivos de inmovilización para la cabeza.
- 3).- Obteniendo mayor número de lecturas por corte.
- 4).- Con sedación. Los niños y los pacientes que no cooperan pueden ser sedados; en algunos casos puede incluso utilizarse anestesia general.
- 5).- Removiendo el material metálico del paciente.
- 6).- Con administración de drogas antiperistálticas.
- 7).- Dando instrucciones claras al paciente haciendo énfasis en la importancia de permanecer inmóvil durante la exploración.

Los artefactos relacionados con el equipo son causados por: inestabilidad de los mecanismos, mala calibración de los detectores, cambio en el flujo de fotones de un momento a otro, insuficientes lecturas y por endurecimiento del haz.

La aparición de artefactos "en anillos" en la imagen de TC puede ser causada por un mal balance de los detectores o por cambios espectrales. Por otro lado los artefactos lineales se relacionan con muestreo insuficiente (líneas finas) y endurecimiento del haz (líneas gruesas).

Es importante darse cuenta que muchos estudios y procedimientos se han dirigido para eliminar o reducir los artefactos en la imagen de TC, tal reducción puede obtenerse utilizando programas especiales de corrección y por el uso de técnicas de filtro en los algoritmos de reconstrucción.

NUEVOS DESARROLLOS EN T.C.

En la actualidad existen nuevas técnicas en T.C., algunas de ellas bajo evaluación clínica y otras bajo pruebas de experimentación. Por lo anterior se revisarán brevemente algunas de ellas, puesto que sólo el tiempo y los resultados de la investigación indicarán su empleo universal en radiología.

El uso de la TC en la investigación del corazón ha sido reportado por varios autores (Lipton y cols ; Miller y cols 1978), demostrando varios resultados útiles empleando medios de contraste y equipos de TC con tiempo de corte menores de 5 segundos. Sin embargo, ésta modalidad de aplicación posee varias limitaciones debido al movimiento de los órganos y a la respiración lo cual degrada la resolución de la imagen.

La TC también puede utilizarse para proporcionar información sobre la dinámica de los sistemas orgánicos obteniendo una serie de cortes los cuales están sólo ligeramente separados en tiempo.- Esta modalidad se ha denominado TC de imagen dinámica lo cual puede lograrse de dos maneras. En un método el gantry rota inicialmente en el sentido de las manecillas del reloj y luego en sentido inverso repitiendo continuamente la operación para obtener imágenes secuenciales rápidas con un intervalo entre cada corte de aproximadamente 4 segundos.

En otro método, el gantry rota de manera continua haciendo uso de un aparato especialmente diseñado que permite la adquisición de imágenes en secuencia rápida.

Recientemente se han propuesto un número de técnicas para la TC de secuencia rápida. Una de ellas es el Reconstructor Dinámico Espacial (RDE).

El Reconstructor Dinámico Espacial es una máquina tomográfica computarizada muy sofisticada capaz de evaluar anatomía estructural, dinámica de sistemas orgánicos y detalles funcionales de los sistemas cardiovascular y pulmonar.

El RDE consiste de 28 tubos de rayos X de ánodo rotatorio acoplados a 28 intensificadores de imagen cada uno con su propia cadena de televisión. Los tubos de rayos X y los intensificadores se disponen en semicírculo alrededor del paciente y se encuentran contenidos en un gantry rotatorio. La secuencia de exploración y la colección de datos se basan en lo siguiente:

- 1).- El gantry rota continuamente a 50 rpm a través de los 360 grados bajo control de computadora.
- 2).- Los tubos de rayos X son pulsados durante la rotación.
- 3).- Cada corte genera datos para reconstruir 250 imágenes transversales.
- 4).- Las señales de video multiplanar son registradas en disco o cinta y son enviadas a la computadora para su procesamiento y análisis.

El RDE produce una verdadera imagen tridimensional de las estructuras examinadas. Tales imágenes han sido posibles sólo por el empleo de rigurosas técnicas matemáticas.

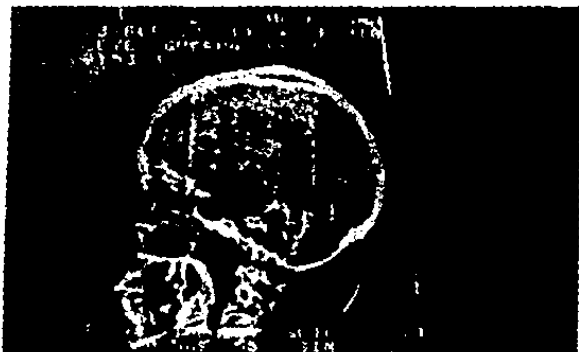
PERSPECTIVAS

Dada la rápida innovación en la tecnología de TC, nuevas tendencias son esperadas y entre ellas tenemos:

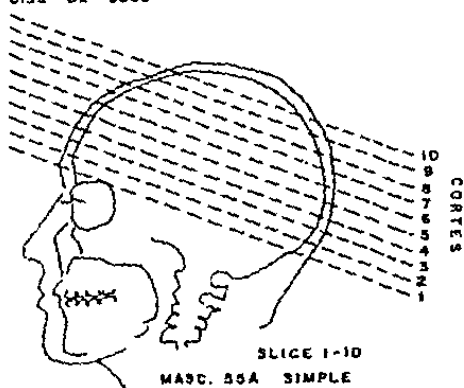
- a).- Mayor resolución espacial a través de la reducción del tamaño de apertura y la reconstrucción de la imagen de TC en pixels más pequeños.
- b).- Mayor precisión de los números de TC aunado a la reducción de artefactos.
- c).- Estudios sobre el uso de diferentes semiconductores y otros trabajos relacionados con los detectores (p.ej. fotodiodos con preamplificadores integrados).
- d).- El mayor empleo de TC en radioterapia.
- e).- Cambios en las fuentes de rayos X y el uso de tiempos de corte de menor duración.
- f).- Una amplia variedad de proyectos de investigación relacionados con computación, matemáticas, calidad de imagen, dosis de radiación y aspectos de física e Ingeniería.

En vista de que la TC continuará teniendo un gran efecto en la imagen diagnóstica y que ejercerá un papel importante en el cuidado de la salud, todos aquellos involucrados en su uso deberán hacer todo esfuerzo para comprender sus principios fundamentales con la finalidad de obtener por completo los beneficios de la técnica.

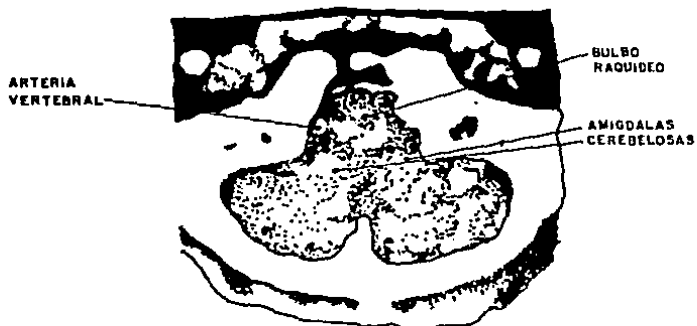
**ANATOMIA HUMANA NORMAL DEL CRANEO EN
TOMOGRAFIA COMPUTADA**



SOMATOM 2 HOSP. GRAL. C.M. LA RAZA
13-FEB-87 14:26 F/OID
REYES GUERRA JESUS
0153-32-3085

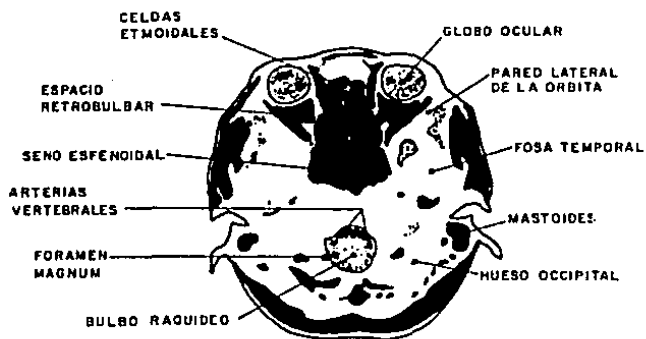
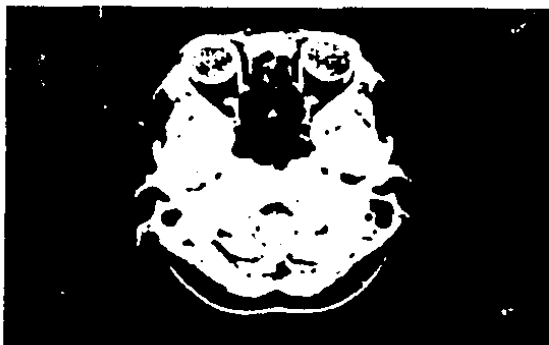


TOPOGRAMA

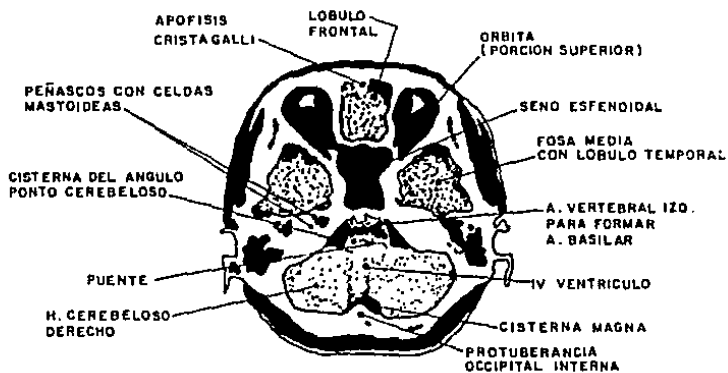
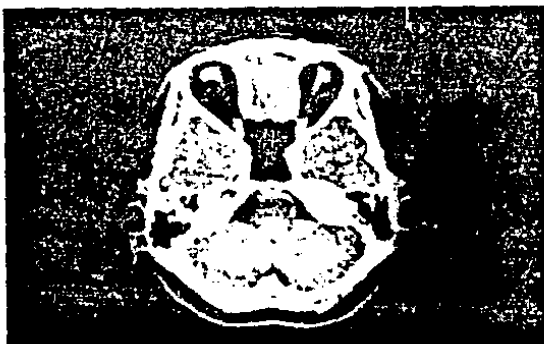


AMIGDALAS CEREBELOSAS Y SU RELACION CON EL BULBO RAQUIDEO

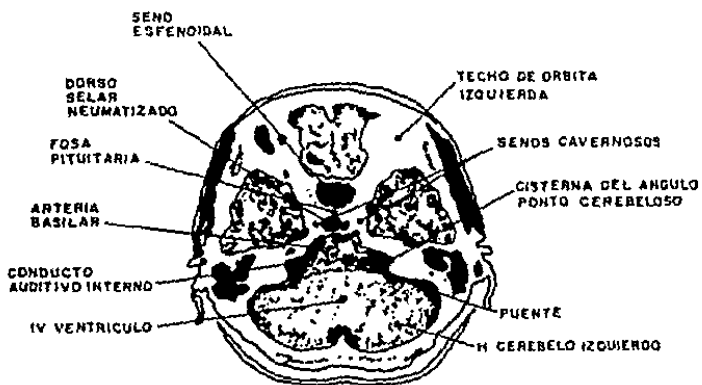
CORTE ESPECIAL INFRAVENTRICULAR
(CON CONTRASTE I.V.)



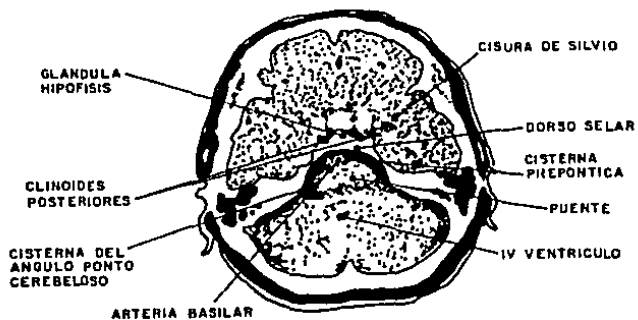
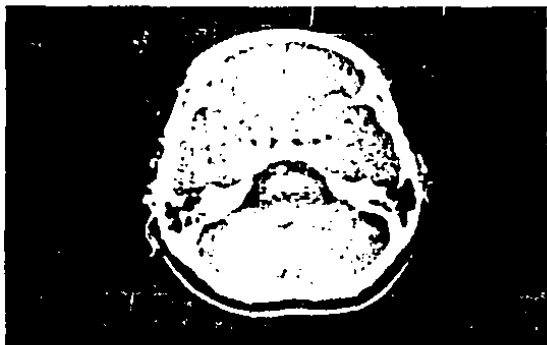
CORTE INFRAVENTRICULAR BAJO (1)



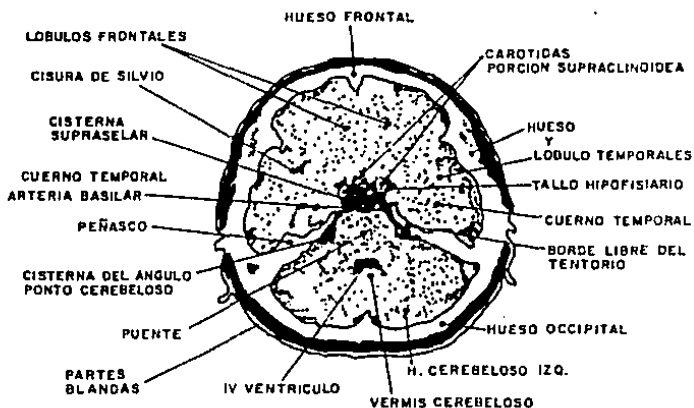
CORTE INFRAVENTRICULAR BAJO (2)
 (CON CONTRASTE I. V.)



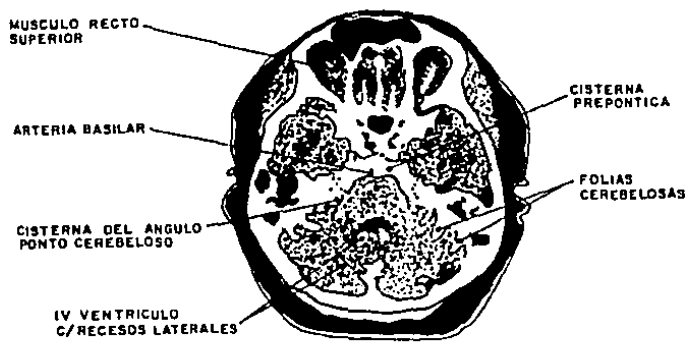
CORTE INFRAVENTRICULAR BAJO (3)
(CON CONTRASTE I.V.)



CORTE INFRAVENTRICULAR BAJO (4)
 (CON CONTRASTE I.V.)

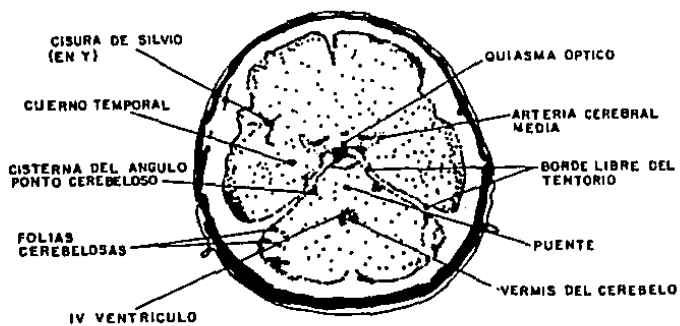
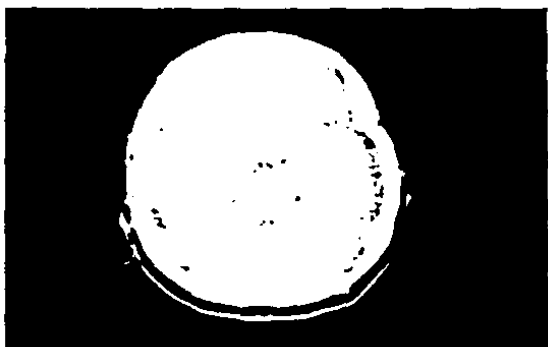


**CORTE INFRAVENTRICULAR BAJO (5)
(CON CONTRASTE I.V.)**

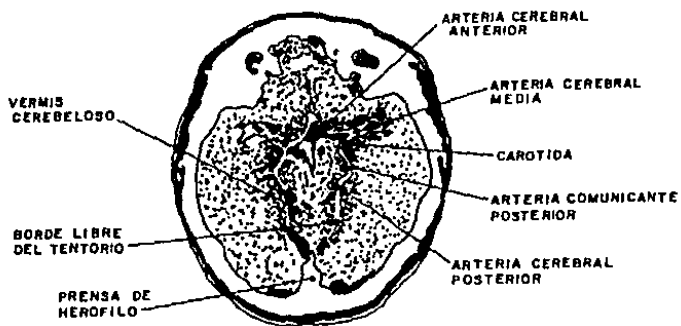


IV VENTRICULO

CORTE ESPECIAL CON METRIZAMIDA INTRATECAL

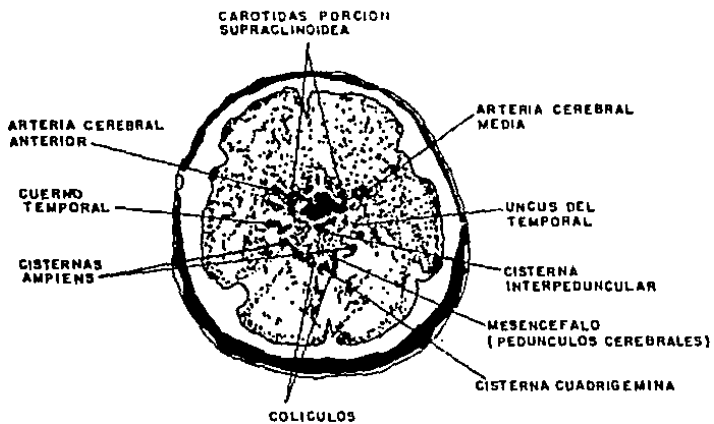


CORTE INFAVENTRICULAR BAJO (6)
(CON CONTRASTE I.V.)

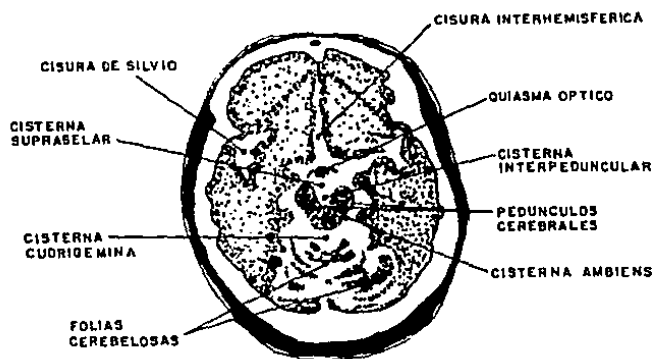
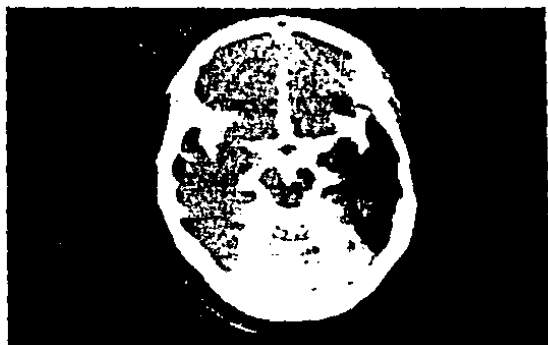


POLIGONO DE WILLYS

CORTE ESPECIAL (CON CONTRASTE I.V.)

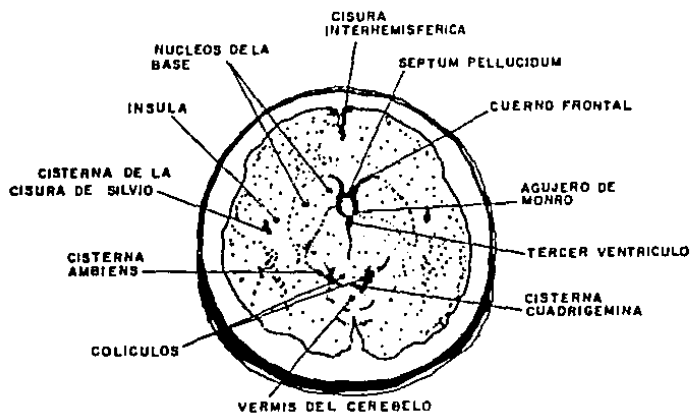


CORTE INFRAVENTRICULAR BAJO (7)
(CON CONTRASTE I.V.)

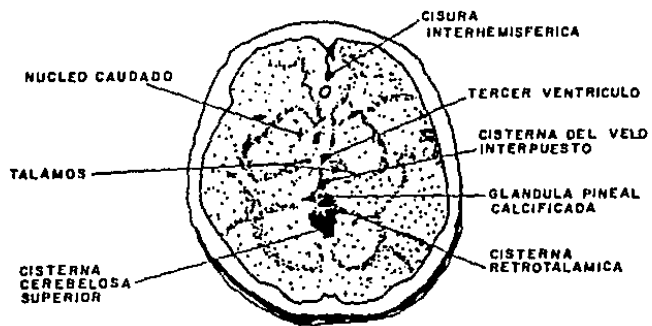
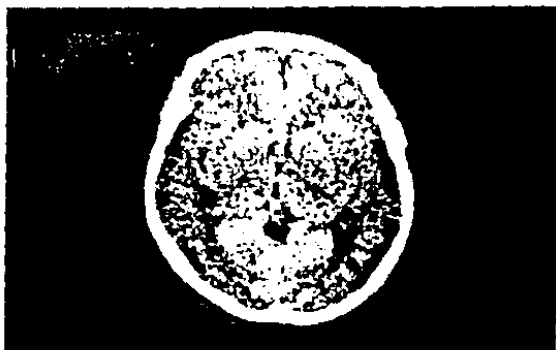


CISTERNAS Y PEDUNCULOS C.

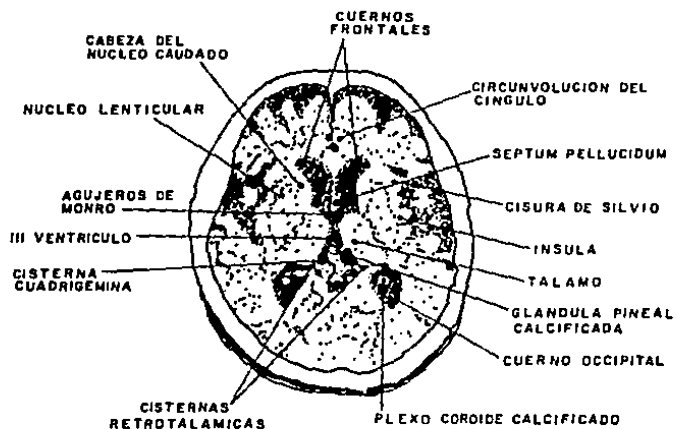
CORTE ESPECIAL CON METRIZAMIDA INTRATECAL



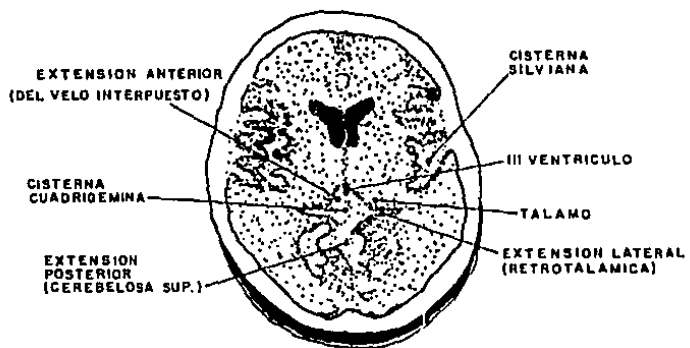
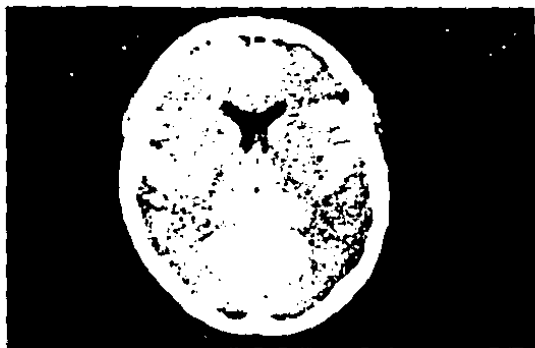
CORTE VENTRICULAR BAJO (1)
 (CON CONTRASTE I.V.)



CORTE VENTRICULAR BAJO (2)

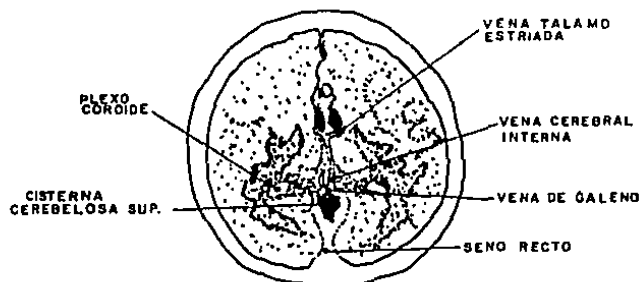


CORTE ESPECIAL VENTRICULAR BAJO
 (PACIENTE CON ATROFIA)



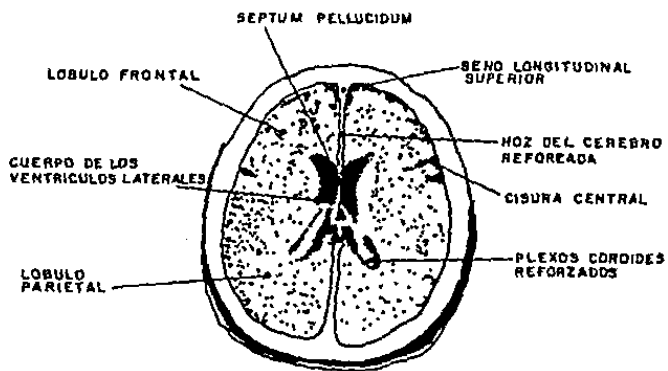
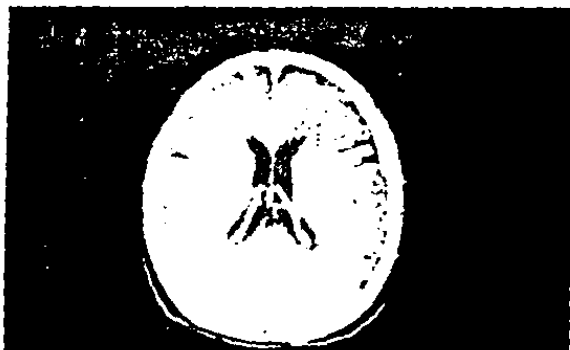
CISTERNA CUADRIGEMINA

CORTE ESPECIAL CON METRIZAMIDA INTRATECAL

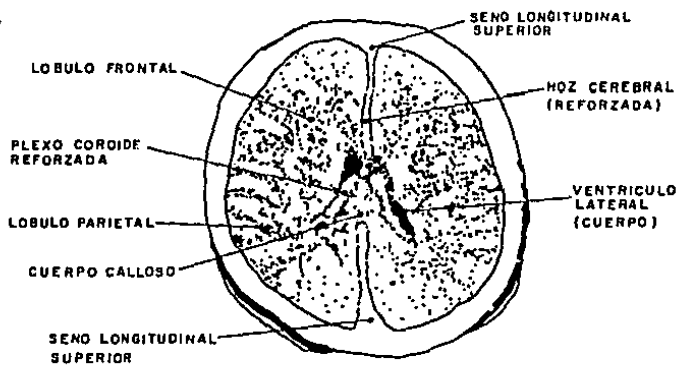


ANATOMIA VENOSA PROFUNDA

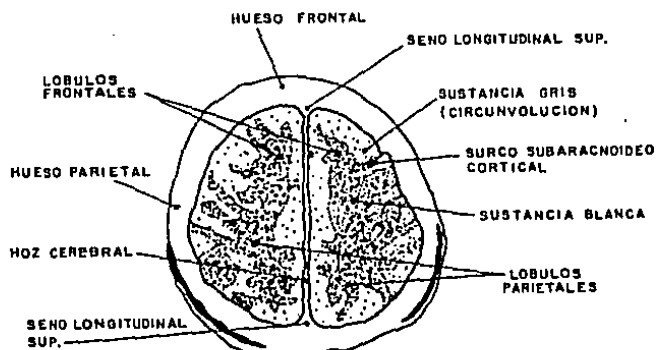
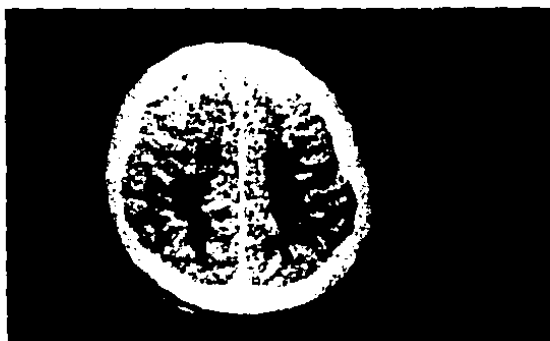
CORTE ESPECIAL (CON CONTRASTE I.V.)



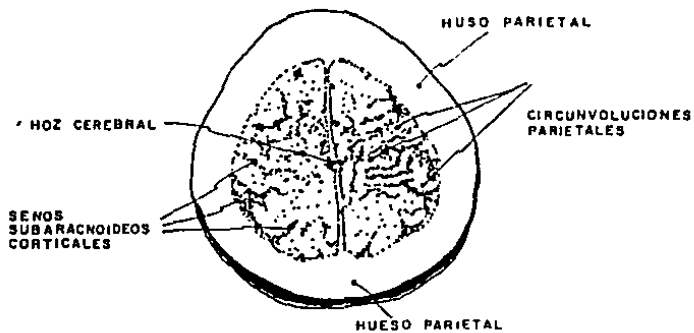
CORTE VENTRICULAR ALTO (I)
(CON CONTRASTE I.V.)



CORTE VENTRICULAR ALTO (2)
(CON CONTRASTE I.V.)



CORTE SUPRAVENTRICULAR (I)
(CON CONTRASTE I.V.)



CORTE SUPRAVENTRICULAR (2)

FIG. E-1

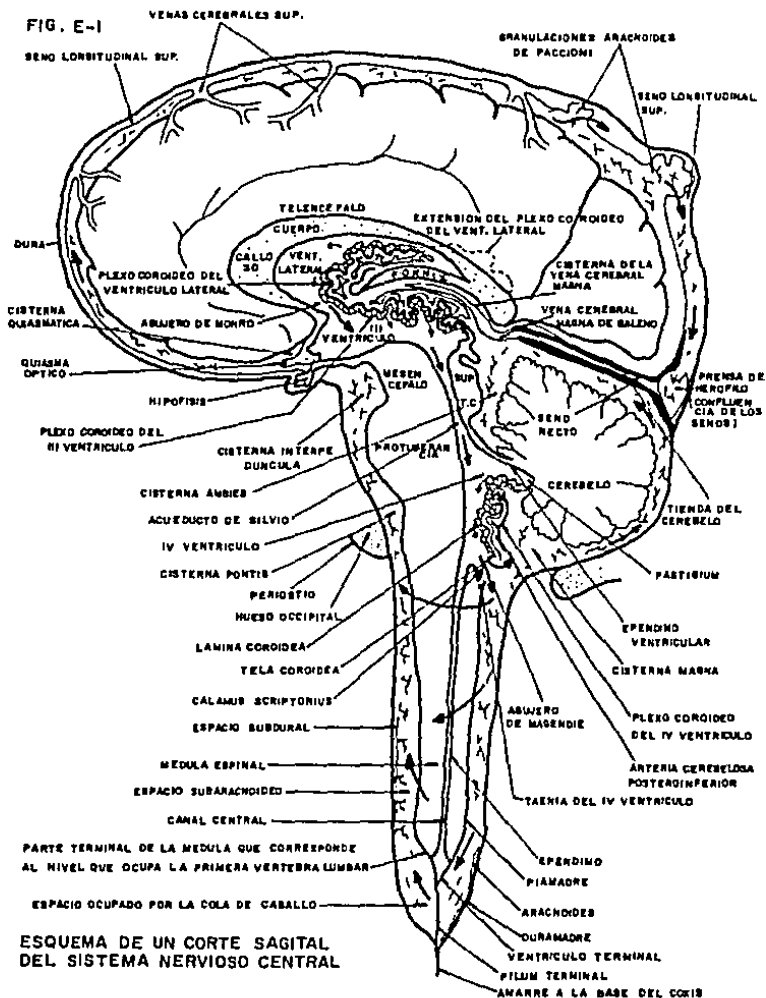
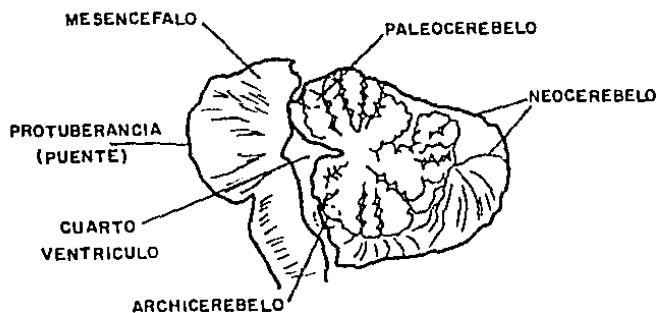
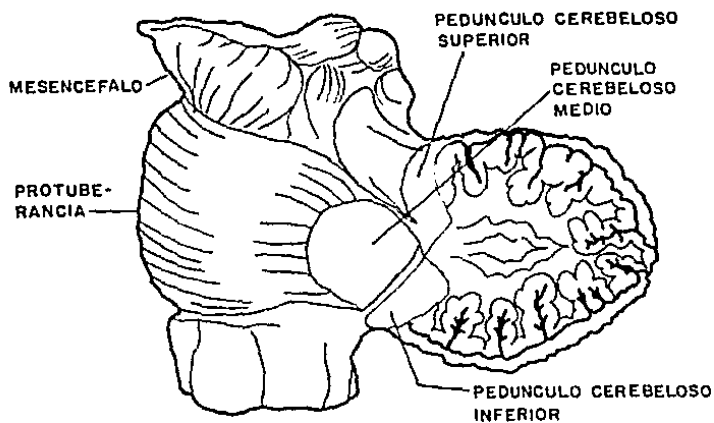


FIG. E-2



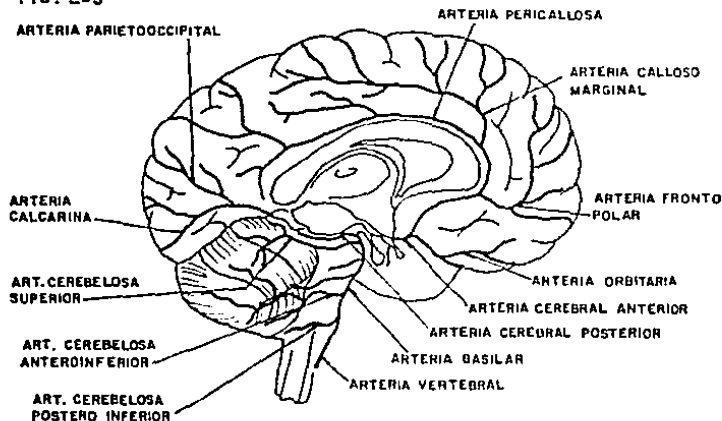
EL CEREBELO (porciones)

FIG.

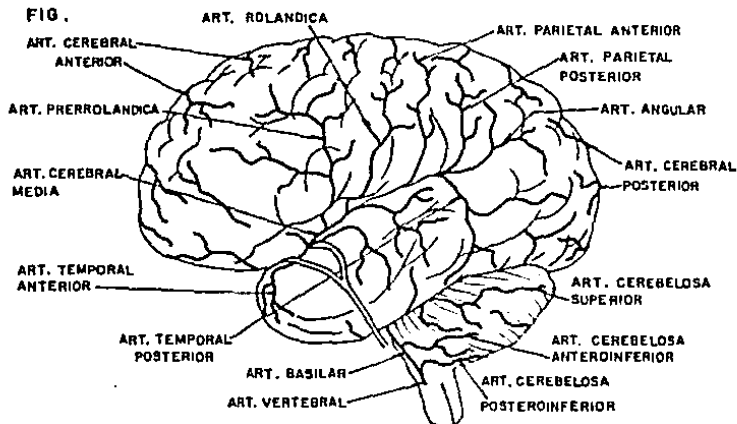


PEDUNCULOS CEREBELOSOS

FIG. E-3



PRINCIPALES ARTERIAS DE LA CARA INTERNA DEL CEREBRO Y LAS
DEL TRONCO DEL ENCEFALO Y EL CEREBELO



PRINCIPALES ARTERIAS DE LA CARA EXTERNA DEL CEREBRO Y
CEREBELO

BIBLIOGRAFIA

- 1).- Lee, S. H., Rao, K. C. V. G.: Cranial Computed Tomography. New York, McGraw-Hill Co., 1979.
- 2).- Seeram, E.: Computed Tomography Technology. Philadelphia, W.D. Saunders Co., 1982.
- 3).- Ambrose, J.: Computerized transverse axial scanning (tomography); Part 2. Clinical application. Br J Radiol., 46: 1023-1047, 1973.
- 4).- Brooks, R. A., Dichtro, G.: Theory of image reconstruction in computed Tomography. Radiology, 117:561-572, 1975.
- 5).- Elkin, M.: Radiology of the Urinary System. Boston, Idttle, Brown and Co., 1980.
- 6).- Barnhard, H. J., Cockray, K. T.: Computerized operation in the diagnostic radiology department. Am. J. Roentgenol., 109:628-635, 1970.
- 7).- Hounsfield, G. N.: Computerized transverse axial scanning (tomography). Part 1. Description of the system. Br. J. Radiol., 46:1016-1022, 1973.
- 8).- Kuhl, D. E., Edwards, R. Q.: Image separation radioisotope scanning. Radiology, 80:653-661, 1963.
- 9).- Koheler, P. R., Anderson, R. E., Baxter, B.: Theeffect of computed tomography viewer controls on anatomical measurements. Radiology, 130:189-194, 1979.
- 10).- Alfidi, R. J., MacIntyre, W. J., Haaga, J. R.: The effects of biological motion on CT resolution. Am. J. Roentgenol., 127: 11-15, 1976.
- 11).- Felson, B. (Ed.): Computerized Cranial Tomography. New York, Grune and Stratton, Inc., 1977.
- 12).- Kirkpatrick, R. H., et al.: Scanning techniques in computed body tomography. Am. J. Roentgenol., 130:1069-1075, 1978.
- 13).- Titman, E. L., Robb, R. A.: Physical and technical considerations in the design of the DSR: A high temporal resolution volume scanner. Am. J. Roentgenol., 134:369-374, 1980.