

Lic. JUAN CARLOS VEGA

**MANUAL BASICO DE**

**TOMOGRAFIA COMPUTADA**

---

# INDICE

---

# PROLOGO

---

Este manual esta realizado de una recopilación bibliográfica para Alumnos, Técnicos Radiólogos y Licenciados en producción de Bio Imágenes, con el fin de que su aprendizaje en TC sea lo mas practico y didáctico posible.

Debido a que unos pocos están en condiciones de adquirir diferentes bibliografías he tratado de revisar varios autores y hacer un resumen de estos que estén acorde a la necesidad de mis colegas.

---

# 1

## INTRODUCCION

---

El Tomógrafo computado significó una auténtica revolución en el campo de la radiología, ya que se basa en el enfoque de un haz de rayos X colimado sobre el paciente, donde la radiación remanente atenuada es medida por un detector cuya respuesta se transmite a un ordenador. El ordenador analiza la señal del detector, reconstruye la imagen y la presenta en un monitor de televisión. Después se fotografía la imagen o se graba en distintos soportes como Formato DICOM, CD para su posterior evaluación y archivo. Mediante ecuaciones matemáticas (algoritmos) adaptadas al procesamiento informático se efectúa una reconstrucción por ordenador de vistas transversales de la región anatómica de interés.

## RESEÑA HISTORICA

---

En los últimos 50 años no se ha producido en el instrumental utilizado en radiodiagnóstico importantes avances como el desarrollo del escáner de tomografía computarizada (TC). En la década de 1950, los físicos e ingenieros ya disponían de los componentes necesarios para construir un escáner de TC. En el años 1970, Godfrey Hounsfield fue el primero en demostrar públicamente el funcionamiento de este sistema. Hounsfield, ingeniero en EMI, Ltd., una empresa británica que hizo posible el descubrimiento, recibió la unánime felicitación de los expertos en el sector. En 1982, este ingeniero británico recibió el premio Nóbel de Física, compartido con el físico Alan Cormack, de la Tufts University, autor de los fundamentos matemáticos que condujeron a los modelos de reconstrucción de imágenes en TC.

---

# 3

## PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO

---

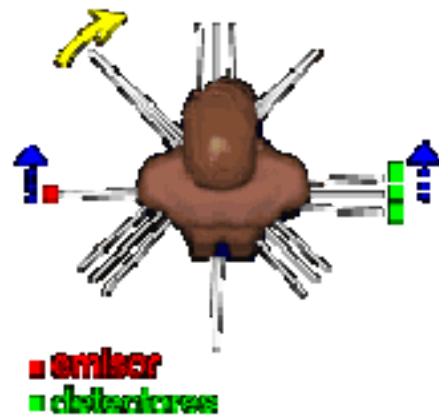
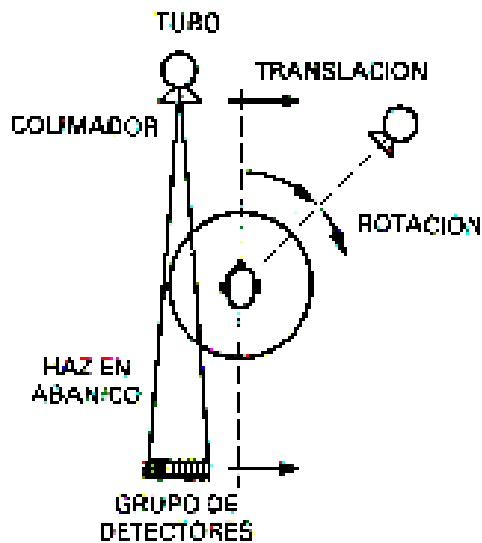
La forma más sencilla de tomografía computarizada consiste en el uso de un haz de rayos X finamente colimado y un único detector. La fuente de rayos X y el detector están conectados de tal modo que se mueven de forma sincronizada. Cuando el conjunto fuente-detector efectúa un barrido, o traslación, del paciente, las estructuras internas del cuerpo atenúan el haz de rayos X según sus respectivos valores de número atómico y densidad de masa. La intensidad de radiación **detectada** variará, así, conformará un perfil de intensidad llamado proyección. Al concluir la traslación, el conjunto fuente-detector regresa a su posición de partida, y el conjunto completo gira para iniciar una segunda traslación. Durante ésta, la señal del detector vuelve a ser proporcional a la atenuación del haz de rayos X de las estructuras anatómicas, de lo que se obtiene un segundo resultado de exploración.

Si se repite este proceso un número elevado de veces, se generarán numerosas proyecciones. Estas proyecciones no se perciben visualmente, sino que se almacenan en un ordenador. Después, el ordenador las procesa y estudia sus patrones de superposición para reconstruir una imagen final de las estructuras anatómicas. La superposición de las proyecciones no se produce como podría imaginarse en primera instancia. La señal del detector durante cada traslación se registra en incrementos de un máximo de 1.000. El valor de cada incremento está relacionado con el coeficiente de atenuación de los rayos X que corresponde al trayecto total de la radiación por el tejido. Mediante el empleo de ecuaciones simultáneas se obtiene finalmente una matriz de valores representativa de la sección transversal de la estructura sometida a examen.

## TIPOS DE TC

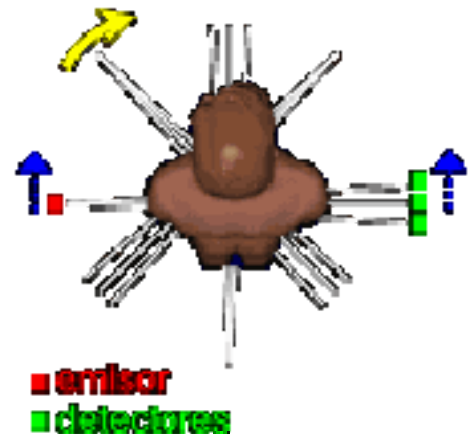
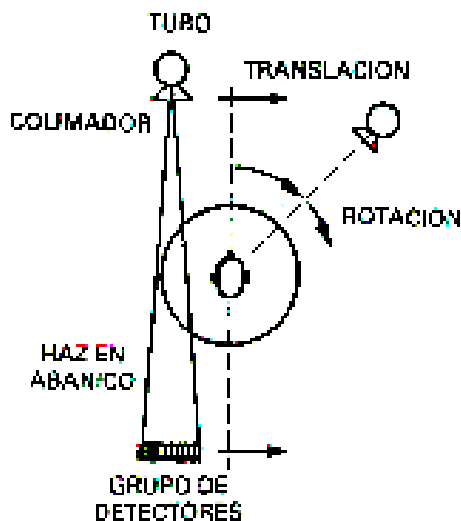
### Escáneres de primera generación (Tipo I Translación-rotación)

El funcionamiento se basaba en un tubo de Rx y un detector, este sistema hace el movimiento de translación rotación. Para obtener un corte tomográfico son necesarias muchas mediciones y, por lo tanto varias rotaciones del sistema, lo que nos lleva a tiempos de corte muy grandes (superiores a 5 minutos). Se usa para hacer Cráneos.



### Escáneres de segunda generación (Tipo II Translación-rotación)

En esta generación se utilizaban varios detectores y un haz de Rx en abanico (lo que aumentaba la radiación dispersa), con esto se consigue que el tiempo de corte se reduzca entre 20 y 60 seg.



## Escáneres de tercera generación

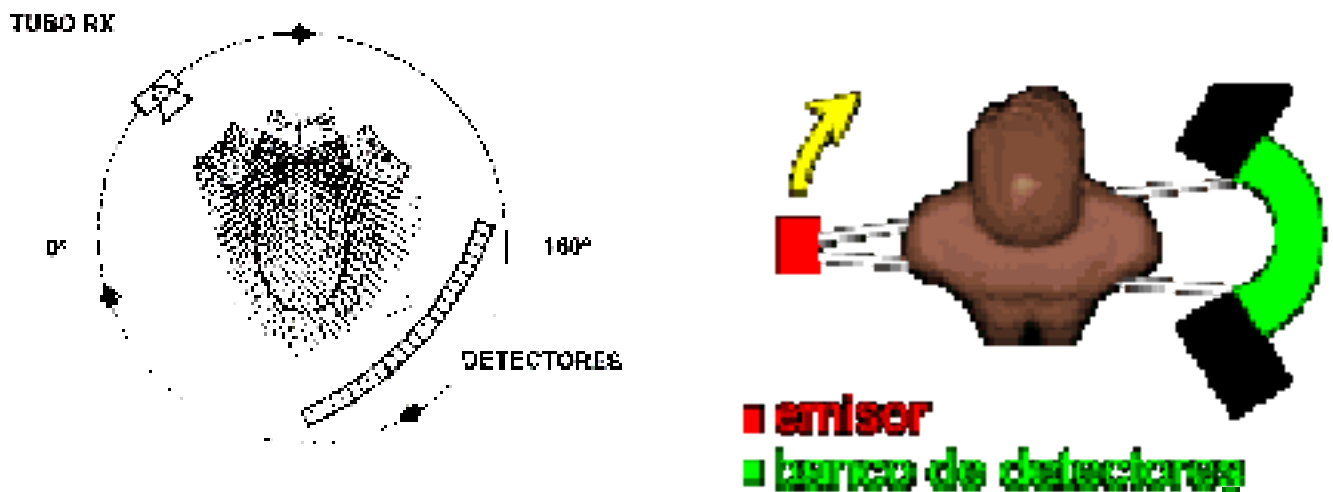
### (Rotación-rotación)

En los cuales el tubo de Rx y la matriz de detectores giraban en movimientos concéntricos alrededor del paciente. Como equipos de sólo rotación, los escáneres de tercera generación eran capaces de producir una imagen por segundo.

El escáner de TC de tercera generación utiliza una disposición curvilínea que contiene múltiples detectores y un haz en abanico. El número de detectores y la anchura del haz en abanico, de entre  $30$  y  $60^\circ$  y el haz en abanico y la matriz de detectores permiten ver al paciente completo en todos los barridos.

La disposición curvilínea de detectores se traduce en una longitud constante de la trayectoria del conjunto fuente-detector, lo que ofrece ventajas a la hora de reconstruir las imágenes. Esta característica de la matriz de detectores de tercera generación permite además obtener una mejor colimación del haz de Rx, con la reducción de la radiación dispersa.

Una de las principales desventajas de los escáneres de tercera generación es la aparición ocasional de artefactos, debida a un fallo de algún detector.



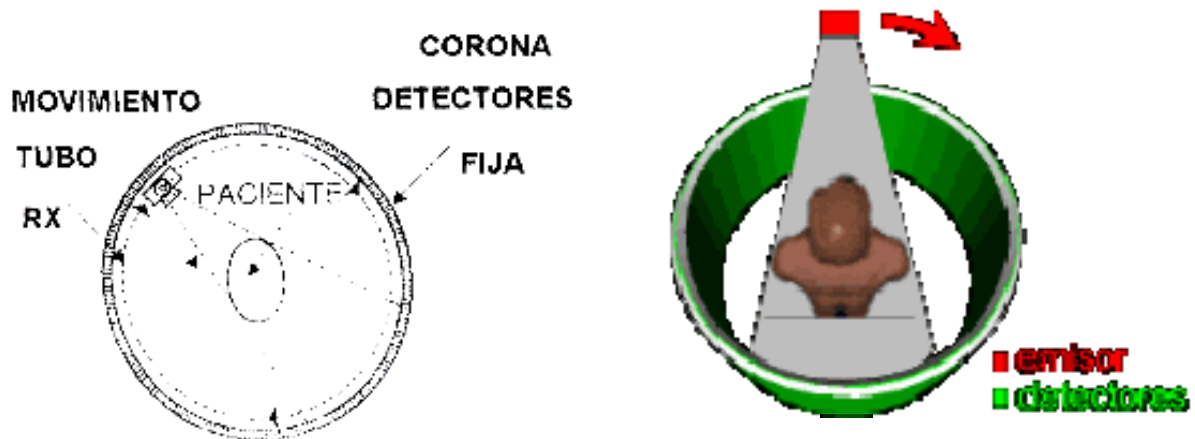
## Escáneres de cuarta generación

### (Rotación-estacionaria)

Los escáneres de cuarta generación poseen sólo movimiento rotatorio. El tubo de Rx gira, pero la matriz de detectores no. La detección de la radiación se realiza mediante una disposición circular fija de detectores. El haz de rayos X tiene forma de abanico, con características similares a las de los haces usados en equipos de tercera generación. Estas unidades alcanzan tiempos de barrido de 1 segundo y pueden cubrir grosores de corte variables, así como suministrar las mismas posibilidades de manipulación de la imagen que los modelos



de generaciones anteriores La matriz de detectores fijos de los escáneres de cuarta generación no produce una trayectoria de haz constante desde la fuente a todos los detectores, sino que permite calibrar cada detector y normalizar su señal durante cada barrido. El principal inconveniente de los escáneres de de cuarta generación es la alta dosis que recibe el paciente, bastante superior a la que se asocia a los otros tipos de escáneres.



### Escáneres Multicorte ( Multi Slice )

Este tipo de TC que es una variante avanzada de los equipos helicoidales con capacidad de obtener varias imágenes en forma simultánea, en tiempos inferiores al segundo. En el año 1998 aparece Mx 8000 de 4 filas de detectores en el 2002 IDT de 16 canales y en el 2004 Brilliance de 40 canales en la actualidad existen de 60 canales. Nuevamente la mayor rapidez no es la única ventaja o avance de este tipo de equipamientos, las imágenes tienen un mejor detalle anatómico, asociándose a mejores rendimientos de diagnóstico que rondan el 95% para las zonas de buen rendimiento del método (obviamente en estudios informados por profesionales con alta experiencia, ya que ningún método o equipamiento por excelente o desarrollado puede suplir al médico que informa los estudios, que es el elemento más importante de todo procedimiento diagnóstico). Los equipos multislice representan una gran inversión en alta tecnología, que se justifica por su utilidad actual y desarrollo a futuro, ya que la evolución de este método está basada totalmente en los avances de este tipo de equipamiento.



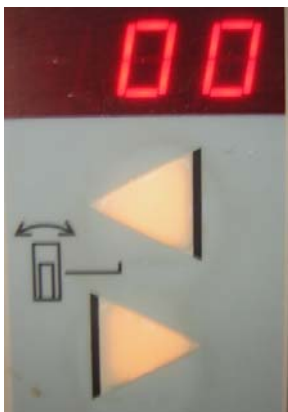
## ¿Que otras ventajas tiene la TC multislice ?

- El uso de contrastes mediante bombas inyectoras computarizadas, sincronizadas con el tomógrafo, posibilita excelentes estudios contrastados muy superiores a los convencionales.
- Reconstrucciones en dos y tres dimensiones en color, o blanco y negro, con excelente información y detalle anatómico.
- Angiografía por TC: en la TC helicoidal se pueden hacer estudios vasculares de cualquier territorio con gran calidad de imagen dando verdaderas "angiografías" por TC.

## COMPONENTES DEL SISTEMA

Sea cual sea el tipo de escáner que se utilice, en su diseño cabe distinguir tres componentes principales: la gantry, el ordenador y la consola del operador.

**Gantry.** Contiene un tubo de rayos X, la matriz de detectores, el generador de alta tensión, la camilla de soporte del paciente y los soportes mecánicos. Estos subsistemas se controlan mediante órdenes electrónicas transmitidas desde la consola del operador, y transmiten a su vez datos al ordenador con vistas a la producción y análisis de las imágenes

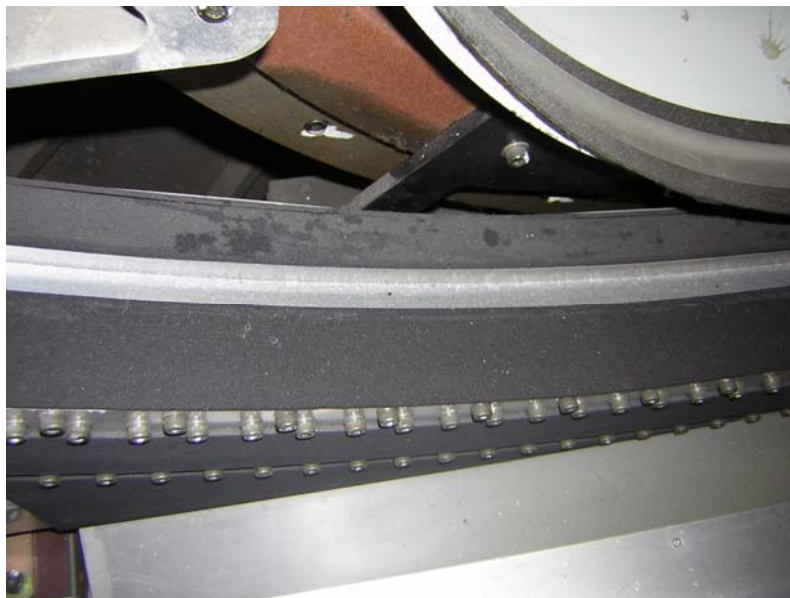


---

**Tubo de rayos x.** En la mayoría de los tubos se usan rotores de alta velocidad para favorecer la disipación del calor. Los escáneres de TC diseñados para la producción de imágenes con alta resolución espacial contienen tubos de Rx con punto focal pequeño.



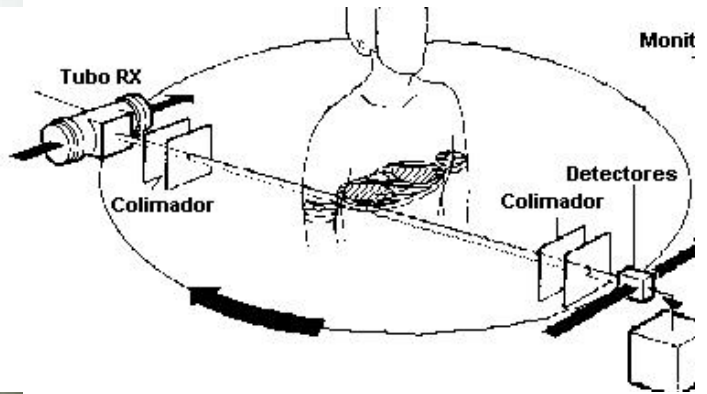
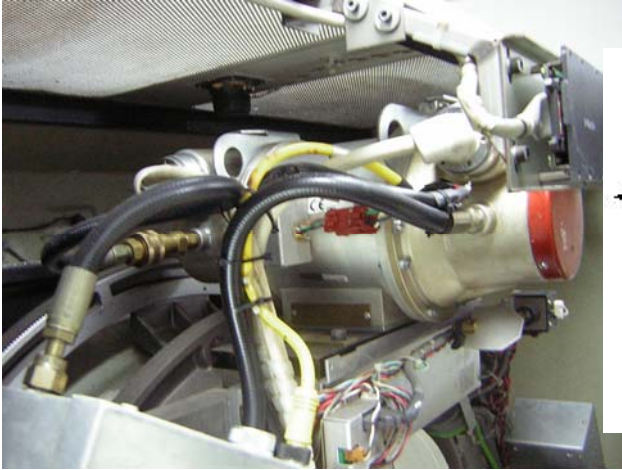
**Conjunto de detectores.** Los primeros escáneres de TC tenían un solo detector. Los más modernos utilizan numerosos detectores, en disposiciones que llegan hasta contener 2.400 elementos de dos categorías: detectores de centelleo y detectores de gas.



**Colimación.** En TC a veces se utilizan dos colimadores. El primero se monta en la cubierta del tubo o en sus proximidades, y limita el área del paciente que intercepta el haz útil, determinando así el grosor del corte y la dosis de radiación recibida por el paciente. Este colimador prepaciente suele constar de varias secciones que permiten obtener un haz de rayos

X casi paralelo. Un ajuste inapropiado de los colimadores prepaciente origina un exceso innecesario de dosis de radiación en el paciente durante la TC.

El segundo colimador (pospaciente), restringe el campo de Rx visto por la matriz de receptores. Este colimador reduce la radiación dispersa que incide sobre los detectores.



**Generador de alta tensión.** Todos los escáneres de TC funcionan con alimentación trifásica o de alta frecuencia. Así, admiten velocidades superiores del rotor del tubo de Rx y los picos de potencia característicos de los sistemas pulsátiles.



---

**Colocación del paciente y camilla de soporte.** Sostiene al paciente en una posición cómoda, está construida con un material de bajo número atómico, como fibra de carbono. Dispone de un motor que acciona la camilla con suavidad y precisión para lograr una posición óptima del paciente durante el examen, en particular en técnicas de TC espiral. Si la posición del paciente no es exacta, tal vez se efectúen barridos repetidos de un mismo tejido, o se dejen secciones anatómicas sin examinar.

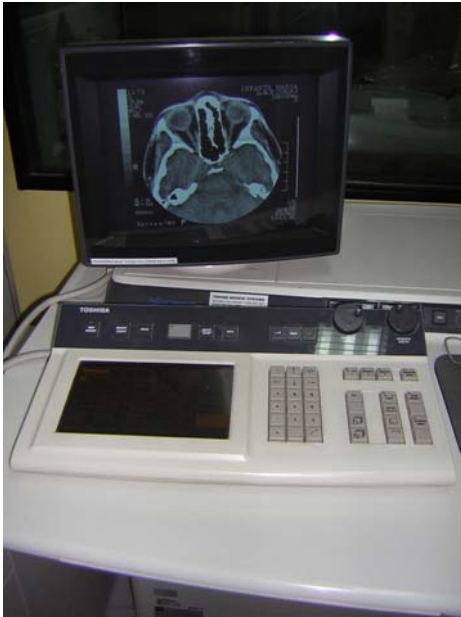


**Ordenador.** La tomografía computarizada no sería posible si no se dispusiera de un ordenador digital ultrarrápido. Se requiere resolver simultáneamente del orden de 30.000 ecuaciones; por tanto, es preciso disponer de un ordenador de gran capacidad. Con todos estos cálculos el ordenador reconstruye la imagen.

La mayoría de los ordenadores requieren un entorno especial y controlado; en consecuencia, muchas instalaciones de TC deben disponer de una sala contigua dedicada al equipo informático. En la sala del ordenador se han de mantener condiciones de humedad y temperatura.

**Consola de control.** Numerosos escáneres de TC disponen de dos consolas, una para el técnico que dirige el funcionamiento del equipo y la otra para el radiólogo que consulta las imágenes y manipula su contraste, tamaño y condiciones generales de presentación visual. La consola del operador contiene dispositivos de medida y control para facilitar la selección de los factores técnicos radiográficos adecuados, el movimiento mecánico del gantry y la camilla del paciente y los mandatos comunicados al ordenador para activar la reconstruc-

ción y transferencia de la imagen. La consola de visualización del médico acepta la imagen reconstruida desde la consola del operador y la visualiza con vistas a obtener el diagnóstico



adecuado.

**Almacenamiento de las imágenes.** Existen numerosos formatos de imágenes útiles en el campo de la radiología. Los escáneres actuales almacenan los datos de las imágenes en discos duros del ordenador pueden ser impresos en soporte de poliéster (películas) o papel fotográfico, además se pueden transformar a sistema DICOM para luego ser grabados en un CD.



---

# 3

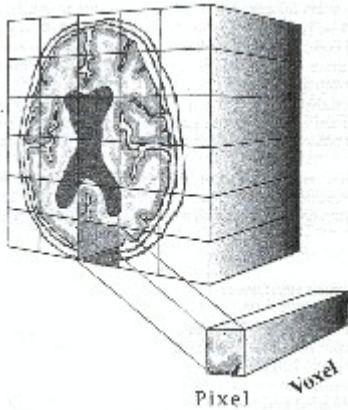
## CONSTRUCCION DE LA IMAGEN

---



## CONSTRUCCIÓN DE LA IMAGEN

Aunque la imagen obtenida en la pantalla del ordenador es bidimensional corresponde en la realidad a un volumen. El soporte donde se crea la imagen es una MATRIZ, es un concepto abstracto y matemático. Esta matriz no se ve, se ve solo la imagen. La matriz es una rejilla cuadrada compuesta de un número variable de cuadraditos, cada cuadradito recibe el nombre de PIXEL.



Como la imagen obtenida es una representación bidimensional de un cierto volumen de tejido, esta matriz no es plana si no que tiene un grosor, pues bien a este grosor se le denomina grosor de corte.

El tubo de Rx gira alrededor del paciente y da una información a los detectores, estos datos hay que ordenarlos para crear la imagen, pues donde el ordenador plasma el resultado es en la matriz.

Ahora nos fijaremos en un solo píxel, como si lo sacáramos de la matriz, vemos que el píxel tiene un grosor (grosor de corte) pues al píxel + el grosor de corte se le denomina VOXEL.

Una vez que el ordenador ha obtenido la imagen a cada píxel se le otorga un valor, gracias a que el ordenador ha digitalizado los datos. Este valor corresponde a la media de atenuación que sufrieron los distintos fotones de Rx que después de atravesar al paciente llegaron a los detectores y que se representan en dicho voxel. Es decir el coeficiente de atenuación representado en un píxel es la media de todos los coeficientes de atenuación que existan en el volumen del voxel. No se puede representar algo las pequeño que el voxel.

Dependiendo del tamaño del objeto a representar y el tamaño de la matriz que vallamos a utilizar, cambiara la resolución espacial de la imagen, la imagen obtenida. De una estructura geométrica regular con un borde nítidos puede ser borrosa. El grado de borrosidad de dicha imagen es una medida de la resolución espacial del sistema.

El ordenador después de computar toda la información, otorga un valor numérico a cada píxel (que se corresponde con el coeficiente de atenuación), este número del píxel se corresponde con un color en una escala de grises que tenemos si hacemos esto con todos los píxel tendremos una amplia gama de grises capaz de representar cualquier imagen.

Para crear la imagen, como ya hemos dicho, necesitamos saber todos los coeficientes de atenuación que existen en el volumen del voxel para así hacer la media de todos ellos. Pues bien esto se hace por dos métodos:

1. Método Iterativo: Se utiliza en TC de 1ª generación. El ordenador va haciendo intentos de sumas en vertical, horizontal y diagonal, hasta que obtiene la coincidencia de todos los datos. Este método esta hoy en día en desuso y no podía reconstruir la imagen el ordenador hasta que tuviera todos los datos.

2. Método Analítico: Tiene varias posibilidades pero la más usada es el método de retroproyección filtrada. El método analítico se trata de empezar a reconstruir la imagen según se van recibiendo los datos, así se crea una imagen unidimensional y se representa a continuación en la matriz, esto se hace sucesivamente con todos los disparos; después de todas las reconstrucciones se crea finalmente la imagen. Esta imagen es filtrada mediante un filtro KERNEL, que en realidad lo único que va a hacer es una superposición de una determinada curva, correspondiente a una determinada fórmula matemática (filtro) a la curva obtenida mediante la adquisición de los datos de los detectores; esto es, multiplicando el valor obtenido por los detectores por un filtro Kernel para así obtener el resultado. Su finalidad es resaltar los datos de la imagen que puedan tener alguna importancia diagnóstica.

Los filtros Kernel son fórmulas matemáticas y hay distintos tipos de filtros, se seleccionan dependiendo de lo que más nos interese ver. Los filtros más importantes son:

- SHARP: Realza bordes de estructuras de muy distinto coeficiente de atenuación.
- REALCE DE BORDES: Realza la diferencia entre bordes, realza más la diferencia de contraste entre estructuras de no muy distinto coeficiente de atenuación.
- SUAVIZADO: Lo que hace es disminuir los artefactos debidos la Ruido estático, va a limar diferencias.



Filtro Duro (Sharp)



Filtro Estándar Realce de Bordes



## Filtro Duro (Sharp)

**CALIDAD DE IMAGEN**

Como las imágenes de TC están constituidas por valores de píxeles discretos que se convierten después a formato de película. Existen numerosos métodos para medir la calidad de imagen. Estos métodos se aplican sobre cuatro características a las que se asignan magnitudes numéricas: la resolución espacial, la resolución de contraste, la linealidad y el ruido.

**Resolución espacial**

Es la capacidad de todo método de imagen, de discriminar imágenes de objetos pequeños muy cercanos entre si. Depende de:

- Tamaño del píxel, a menor tamaño mayor resolución espacial
- Grosor de corte (voxel), a mas fino el grosor de corte mayor resolución espacial
- Algoritmo de reconstrucción

**Resolución de contraste**

La capacidad para distinguir estructuras de diferente densidad, sean cuales sean su forma y su tamaño, se denomina *resolución de contraste*. Traduce la exactitud de los valores de absorción de los Rx por el tejido en cada voxel o píxel. Depende de:

- Contraste del objeto
- Ruido de fondo del equipo (es inherente)

La resolución de contraste suministrada por los escáneres es considerablemente superior a la de las radiografías convencionales, principalmente debido a la colimación del haz en abanico, que restringe drásticamente la presencia de radiación dispersa. Sin embargo, la capacidad de mejorar los objetos de bajo contraste con un escáner d está limitada por el tamaño y la uniformidad del objeto y por el ruido del sistema.

**Ruido del sistema**

La resolución de contraste del sistema no es perfecta. La variación de los valores de representación de cada píxel sobre un mismo tejido por encima o por debajo del valor medio se denomina ruido del sistema. Si todos los valores de píxeles fueran iguales, el ruido del sistema sería cero. Cuanto mayor es la variación en estos valores, más nivel de ruido acompañará a la producción de las imágenes en un sistema dado. Es el granulado que existe en la imagen, puede oscurecer y difuminar los bordes de las estructuras representadas con la consiguiente pérdida de definición. Depende de:

- Número de fotones que llegan a los detectores (colimación, mA)
- Ruidos inherentes al equipo (electrónico, computacional)

El ruido es perceptible en la imagen final por la presencia de grano. Las imágenes producidas por sistemas de bajo ruido se ven muy lisas, mientras que en sistemas de niveles de ruido elevados parecen manchadas. Por tanto, la resolución de objetos de bajo contraste está

limitada por el ruido del equipo de TC.

### Linearidad

El escáner de TC debe calibrarse frecuentemente para comprobar que la imagen de agua corresponda a un número de TC igual a cero, y que otros tejidos se representen con su valor adecuado.

## CONCEPTO DE VENTANA

Como ya hemos explicado en el apartado anterior (Construcción de la imagen), el ordenador después de computar toda la información, otorga un valor numérico a cada píxel (que se corresponde con el coeficiente de atenuación), este número del píxel se corresponde con un color en una escala de grises que tenemos si hacemos esto con todos los píxel tendremos una amplia gama de grises capaz de representar cualquier imagen. Pues bien con la escala de atenuaciones conocida no había forma de aclararse, hasta que a una serie de investigadores se les una nueva escala. Esta nueva escala tomó como referencia el agua. Por ello la nueva unidad habría que aplicar la fórmula.

$$HU = (\mu_{\text{objeto}} - \mu_{\text{agua}}) / \mu_{\text{agua}} \times 1000$$

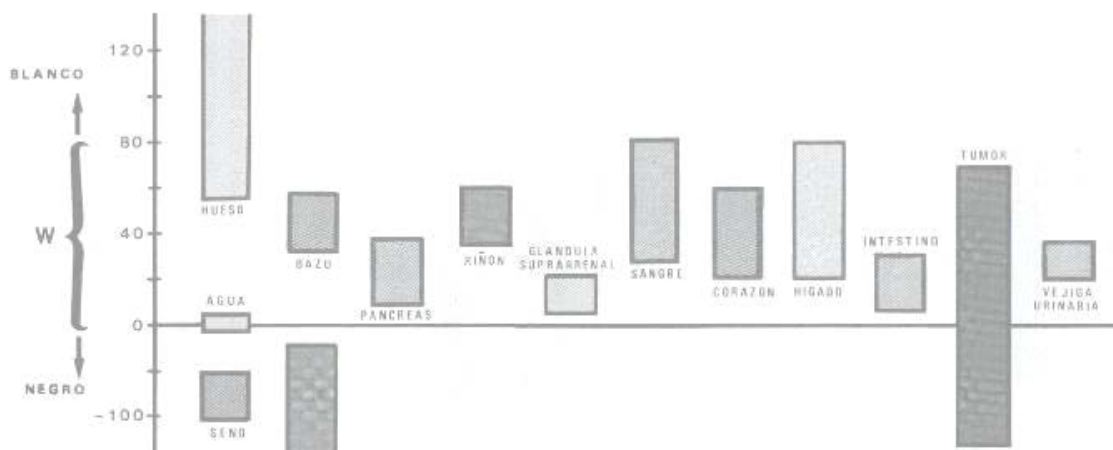
Esta unidad de absorción se llama **Hounsfield** o valor de CT.

Tenemos que tener en cuenta que nuestra escala consta de un número superior a 4.000 unidades HU, y que lo tenemos que representar en escalones de grises de forma que el más denso (tenga una unidad HU más alta) y se aproxime al blanco, mientras que el menos denso (unidad HU baja) se aproxime al negro. Por otro lado, sabemos que el ojo humano no es capaz de distinguir más de 40 escalones de grises aproximadamente.

Por lo tanto, nuestro ojo, si ve 100 unidades HU con la misma tonalidad de gris, creerá que todo lo que está en el rango entre 0 y 100 es de la misma materia, lo cual es grave; ya que para nuestra vista será lo mismo cartílago, hígado, intestino, etc.

Afortunadamente existe un truco para que esto no ocurra así. Representar en escalones de gris, solamente la parte de la escala que nos interesa.

Supongamos que vamos a mostrar en nuestro monitor la parte correspondiente al rango entre 0 y +80. El gris medio corresponderá al 40; por encima de 80 todo será blanco y por debajo de 0 todo será negro. Ahora podemos ver diferencias, entre cada dos unidades (ya



que suponemos que nuestro ojo diferencia cuarenta escalones de gris).

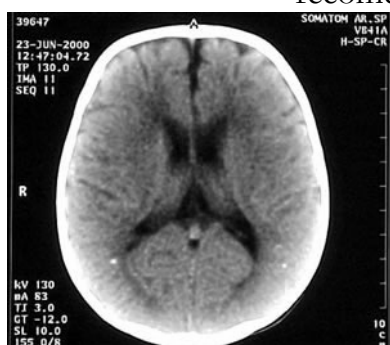
A esta anchura o cantidad de valores HU, las cuales podremos seleccionar libremente en nuestro escáner, la llamaremos ventana.

Supongamos que ahora lo que queremos es ver, con nuestra ventana de 80, la zona de grasa; pues simplemente la trasladamos, de forma que su límite superior será -20. Todo lo que tenga una HU superior a este valor, será blanco. El límite inferior será -100 y todo lo que esté por debajo de este valor será negro. Este truco de la ventana todavía es algo ambiguo, ya que sólo nos dice qué cantidad de unidades vamos a ver en escalones de gris, pero no nos dice en qué zona de nuestra escala está situado.

Introduzcamos otro concepto nuevo, y éste va a ser lo que llamaremos centro o nivel. Este centro, o lo que es lo mismo el gris medio, nos va a indicar en qué valor HU se encuentra la mitad de la ventana.

Resumiendo, cuando representamos nuestra imagen en alguna parte del monitor, vamos a indicar dos valores: la ventana, que nos indicará cuantas unidades CT representamos, y el centro, que nos dirá en qué parte de la escala nos encontramos.

Evidentemente se nos pueden presentar dos dudas: ¿Qué ventana es la más adecuada, para ver una cosa determinada? ¿Qué centro utilizar? Contestaremos por orden a estas dos cuestiones: Supongamos un corte tomográfico del abdomen, con toda la diversidad de atenuaciones que ello conlleva. Si elegimos una ventana ancha, tendremos una visión generalizada de todas las estructuras, pero con poco detalle. y si la elegimos estrecha, no podrá serlo tanto que nos haga evidente el ruido de fondo de la imagen, y nos impida su diagnóstico. Por otra parte, en estructuras óseas, no podrá ser pequeña ya que la escala de dichas estructuras es muy amplia. Digamos que dicho valor será de compromiso entre estas dos consideraciones. Por supuesto, el centro estará en el valor HU de la estructura que queramos destacar sobre las demás. Para hacernos una idea de algunos valores estándar de ventana y centro, recomendamos leer la siguiente tabla



	HIPERDENSO (BRILLANTE O BLANCO)
	ISODENSO (GRIS)
	HIPODENSO (NEGRO)

Tejidos	Densidades	Denominación
Metal	1000 UH	Hiperdenso con artificios
Hueso o calcio	300 UH	Hiperdenso
Sangre fresca	Alrededor de 70 UH	Hiperdenso
Tejidos blandos	30 UH	Isodenso
<b>Agua *</b>	<b>0</b>	<b>Hipodenso</b>
Grasa	-100	Densidad grasa
Aire	-1000	

Región	Ventana	Centro
Base de Cráneo	240	35
Cerebro	120	35
Abdomen	400	35
Columna Dorso Lumbar	450	40
Orbita	240	35
Pulmón	400	700
Pelvis	450	40
Hígado/Páncreas	350	40
Columna Cervical	350	40
Silla Turca	240	35
Oído Interno	4000	300
Extremidades	350	40
Abdomen Pediátrico	240	35

## FACTORES SELECCIONABLES DE UN TC.

Los valores que se pueden seleccionar en un TC son varios:

1. **Campo de medición (FOV) Field Of View** : Existen dos tipos de campos el campo medido y el campo representado.  
*\*El campo medido o Scan FOV:* Es el tamaño de apertura en el gantry, esto es, preparar los detectores necesarios para hacer la medición, los demás detectores (los que nos sobran) solo están preparados para recibir densidad aire. Si estos detectores recibieran Rx aparecerían artefactos por fuera de campo.  
*\*Campo de representación:* se refiere a la parte del campo de medición que va a ser representada por el ordenador en el monitor. Una vez elegido el campo de medición ahora decidimos si se representa todo o una parte. El campo de representación debe ser lo más pequeño posible ya que determinara junto con la matriz el tamaño del píxel.
2. **Tamaño de la matriz:** Es la cuadrícula donde se representa la imagen, su tamaño viene dado por el número de píxel e influye en la resolución espacial, a mayor tamaño mayor resolución.( 256 x 256 , 512 x 512 , 1024 x 1024 )
3. **Grosor de corte ( Thinnes):** Es la 3ª dimensión en un corte de un TC. Voxel = tamaño píxel + grosor de corte. Influye en la resolución espacial a grosor de corte más fino mejor resolución espacial, por el contrario a cortes más finos mayor nº de cor-

tes, mayor tiempo de reconstrucción, más ruido, y más calentamiento del tubo de Rx.

En los tomógrafos Modernos los espesores de corte oscilan entre 0,5 - 1 - 2 - 3 - 5 y 10 mm.

4. **Tiempo de corte:** Es un valor que el técnico o Licenciado debe de valorar según sea el paciente y el estudio a realizar. Se puede acortar el tiempo de corte si el barrido del tubo de Rx es incompleto o si la reconstrucción de la imagen se hace posterior a los cortes y no al mismo tiempo.
5. **Kv y mAs:** El Kv siempre es alto de 100 Kv a 150 Kv. El mA es lo único que se modifica en al practica para evitar el ruido a mas mA menor ruido.
6. **Desplazamiento de Camilla ( Index ) :** es el espacio comprendido entre corte y corte
7. **Desplazamiento Transversal ( Swivel ) :** Algunos tomógrafos cuentan con esta opción de tener movimientos laterales.
8. **Algoritmo de reconstrucción:** ( Sharp, Estándar, Smooth).
9. **Angulación de Corte:** Esto Consiste en inclinar el gantry en sentido caudal o cefálico tiene gran utilidad en TC de Cerebro, en los cortes Coroneles de Orbita, Peñascos, Macizo Facial y en el Raquis. La angulación máxima de algunos tomógrafos oscilan entre los 20 y 35 grados en ambos sentidos.
10. **Raw Data :** Se denomina así a los datos primarios obtenidos en cada corte, que después serán visualizadas en el monitor. Estos RD nos sirven también por Ej. cuando cortamos con un filtro y luego necesitamos convertirlo en otro o realizar modificaciones en el FOV.
11. **Orientación Anatómica:** Es muy importante colocar en el armado del protocolo como se encuentra el paciente en la camilla (Prono o Supino) y si lo visualizamos desde los pies o desde la cabeza ( Feet – Head ). Porque de no colocar esta opción tendríamos las imágenes invertidas y estaríamos entregando un estudio para su posterior informe que no tendría nada que ver con la realidad del paciente. Una imagen de la pantalla no es solamente una representación 2D de la anatomía, sino que contiene información sobre la atenuación media tisular en una matriz de aproximadamente 512 x 512 elementos (píxeles). Un corte tiene un grosor definido y se compone de una matriz de unidades cúbicas o cuboideas (voxels) de idéntico tamaño. Este detalle técnico es la razón de los efectos de volumen parcial. Cada imagen se representa habitualmente como si el cuerpo fuese observado desde caudal a craneal. Así, el lado derecho del paciente esta a la izquierda de la imagen y viceversa por ejemplo, el hígado se encuentra en el hemicuerpo derecho pero aparece en la mitad izquierda de la imagen los órganos del lado izquierdo como el estomago y el bazo aparecen en la mitad derecha de la imagen. Las porciones anteriores del cuerpo como la pared abdominal, son representadas en la parte superior de la imagen, las estructuras superiores como la columna en la inferior. Con este sistema se comparan más fácilmente las imágenes de TC con la de radiografías convencionales.

12. En TC Helicoidal el Pitch ( Factor de Desplazamiento ): Existen varias definiciones del Pitch o factor de desplazamiento, que describe la relación entre el desplazamiento de la mesa (mm) por cada rotación del tubo y el grosor de corte : Si el desplazamiento de la mesa con cada rotación se lentifica ,se inicia una secuencia de barrido espiral semejante a la de la figura **A** ,si se mantiene el mismo grosor de corte y velocidad de rotación pero aumenta el desplazamiento de la mesa , el barrido espiral se extiende Figura **B**.

La definición mas común del Pitch se basa en la relación entre el desplazamiento de la mesa ( mm ) por rotación y la colimación seleccionada , también en ( mm ).

## ARTEFACTOS

### Introducción

En este capítulo hablaremos de los artefactos que pueden aparecer en una imagen T .C. y de cómo evitarlo. Estos son parte integrante de nuestro sistema de exploración (naturaleza de los Rayos-X, física del sistema detector) y de las estructuras que vamos a encontrar en el cuerpo humano.

El conocimiento de todas estas circunstancias y de cómo anularlas, va a redundar en la calidad de nuestra exploración.

Sin más preámbulos, vamos a dividir estos artefactos en tres grandes grupos:

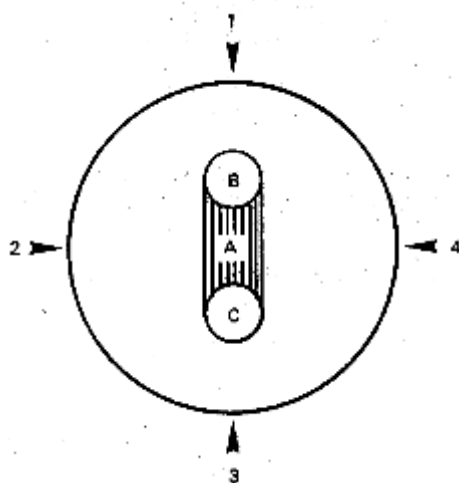
- A) Por razones físicas.
- B) Por movimiento.
- C) Por razones técnicas.

### A) Artefactos debidos a razones físicas

En este primer grupo vamos a encontrar varias causas por las que pueden aparecer artefactos, y éstos son:

- 1) Error por endurecimiento del haz.
- 2) Error por volumen parcial.
- 3) Error por in homogeneidad en el eje z.

1) *Error por endurecimiento del haz.* Vamos a tratar de describirlo con un ejemplo gráfico.





En la proyección 1, la radiación de baja energía es filtrada por el cilindro de alta densidad *B* de igual forma que en la proyección 3 es filtrada por *C*. A pesar de ser corregido este error por las proyecciones 2 y 4, obtenemos una zona de falsa baja atenuación en *A*.

Evidentemente, poco podríamos hacer en contra de este artefacto en cuanto a modificar algún parámetro en la exploración.

Afortunadamente, en los equipos modernos este problema ha desaparecido casi en su totalidad. En unos, empleando filtros metálicos a la salida del haz de formas más o menos sofisticadas; en otros, corrigiendo matemáticamente la curva de atenuación real a la ideal de un sistema monocromático.

**2) Error por volumen parcial.** Está causado por estructuras no homogéneas y de alta densidad que están parcialmente introducidas en el haz y paralelo al eje de giro *del* sistema.

Dos ejemplos típicos de este artefacto lo tenemos en la base de cráneo; entre los peñascos (barra Hounsfield) unión de artefacto de volumen parcial y endurecimiento del haz; y el otro, las líneas que aparecen desde la cresta occipital interna sobre *el* parénquima.

La forma de eliminar este artefacto es reduciendo la apertura *del* colimador.

**3) Error por inhomogeneidad en el eje z.** El tercer artefacto se puede dar, bien porque algún detector esté mínimamente desplazado hacia adelante o hacia atrás del eje *Z*, (en toda la corona de detectores no forma en su rotación un ángulo de 90° con el eje de giro) o bien porque el objeto no es homogéneo en dicho eje o está formado por estructuras más pequeñas que el grosor del Corte. El resultado es un emborronamiento de la imagen debido a la integración con las estructuras adyacentes.

La forma de evitarlo, evidentemente, es reduciendo el grosor del Corte.

## **B) Artefactos debidos al movimiento**

Estos artefactos pueden ser debidos a:

- 1) Movimiento del paciente.
- 2) Movimiento del sistema.

Digamos que el más habitual es el primero; en el segundo poco podremos hacer, ya que será causado por una avería y habrá que proceder a su reparación. Para evitar el artefacto de movimiento, se podrán utilizar varios métodos o una combinación de ellos, como por ejemplo: inmovilización del paciente, sedación y tiempos de corte más rápidos.

De todas formas, si existe una duda de que el artefacto es debido a una u otra razón, lo aconsejable es repetir el corte.

## **C) Artefactos debidos a razones técnicas**

Este último grupo lo subdividiremos en otros tres

- \* Error de linealidad.
- \* Error de estabilidad.
- \* Error aliasing.

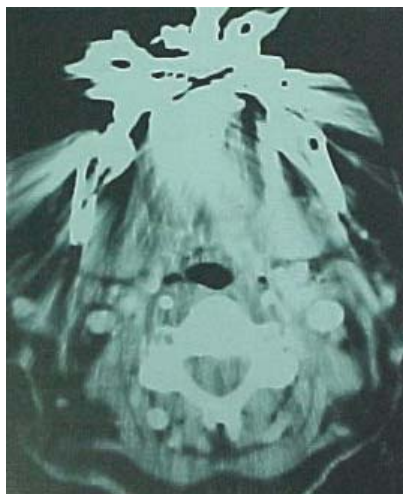
---

**El error de falta de linealidad.** Un sistema es lineal, cuando para un objeto de atenuación homogénea y constante, es leído por todos los detectores en cada proyección el mismo valor de atenuación; para objetos del mismo material de doble, triple, etc., grosor que el primero, corresponderán atenuaciones leídas en la misma proporción.

El defecto de esta característica de linealidad, producirá: una variación de densidad del centro hacia afuera, al explorar un objeto homogéneo, siempre que dicho defecto sea de todo el conjunto detector; si el defecto fuese de sólo algún elemento detector, aparecerían anillos parciales o rayas en la imagen. Pese a ser una avería del sistema, se puede corregir parcialmente disminuyendo la colimación.

**El error de estabilidad.** Un sistema deja de ser estable cuando sufre variaciones de sensibilidad en algunos de sus elementos detectores; como con secuencia de esta alteración de sensibilidad, aparecerán anillos totales (como una diana) o rayas según el tipo de explorador, y en general un posible aumento de ruido. La solución a este problema es calibrar el aparato; algunas máquinas tienen un sistema de auto calibración, que se puede realizar tan frecuentemente como lo considere el operador.

**Error aliasing:** Este error es el típico que se produce en una exploración donde hay un elemento de gran densidad, como por ejemplo una prótesis metálica; o un elemento de contraste en gran concentración, como por ejemplo el estómago parcialmente lleno de contraste.



Este artefacto es reconocible ya que el elemento de alta atenuación produce un halo de falsa alta absorción, en una o varias direcciones.

Para explicar un poco este fenómeno, supongamos que un objeto, que es prácticamente opaco a la radiación, que está excéntrico al campo de medición; en un instante, en el giro del conjunto detector-tubo, un elemento detector queda completamente, cegado por dicho objeto; en el instante siguiente, ese mismo detector recibe una gran energía, ya que el material es hipodenso. El resultado es que el conjunto detector electrónica asociada no es lo suficientemente rápido para detectar esa brusca variación y por tanto crean una sombra donde no existe.

La reducción de este efecto es posible situando el material hiperdenso lo más cerca posible

del centro del campo de medición, y aumentando el número de proyecciones, para así corregir esta falsa medición un número de veces mayor. Algunos modelos de exploradores tienen adicionalmente correcciones matemáticas para este artefacto.

## **Reconstrucciones 3D**

La adquisición, gracias a la técnica espiral u helicoidal, de un volumen único y continuo de datos de una región corporal completa ha permitido mejorar significativamente las imágenes de las fracturas y los vasos sanguíneos. Se han establecido diferentes formas de reconstrucción 3D:

### Proyección de Máxima Intensidad (MIP)

La MIP es un método matemático que extrae los voxel hiperintenso de los datos 2D o 3D (6,7). Estos voxels son seleccionados de distintos ángulos a través del bloque de datos y son proyectados como una imagen 2D (Fig. 13.1). El efecto 3D se obtiene variando en pequeños sectores



---



---