

# **SÍNTESIS DE IMÁGENES EN IMAGEN MÉDICA**

*M. CARMEN JUAN LIZANDRA  
CARLOS MONSERRAT ARANDA  
JOSÉ HERNÁNDEZ ORALLO*

*Departamento de Sistemas Informáticos y Computación  
(Universidad Politécnica de Valencia)*

## 1. INTRODUCCIÓN

Las operaciones de síntesis de imagen crean imágenes partiendo de otras imágenes o datos que no son imágenes. El objetivo de estas operaciones es sintetizar digitalmente, utilizando métodos por ordenador, una imagen resultante que no existe con anterioridad. Generalmente, las operaciones de síntesis de imagen crean imágenes que son físicamente imposibles o muy difíciles de adquirir. Las operaciones de síntesis de imagen tienen muchas aplicaciones, y de hecho se utilizan frecuentemente en muy diversos campos.

El campo médico [Cho93] utiliza la tomografía computerizada para obtener imágenes de cortes transversales del cuerpo humano. Estas imágenes pueden servir en sí para ayudar a los médicos en sus diagnósticos. Pero además, estas imágenes se pueden combinar y obtener una visualización tridimensional de las mismas. Si a esta visualización tridimensional se le añade la posibilidad de ocultar tejidos u órganos haciéndolos transparentes, visualizar parte del volumen, la posibilidad de navegar por el interior de los mismos, etc., es en estos casos cuando estas herramientas se pueden considerar como de gran ayuda para el diagnóstico, planificación o simulación quirúrgica. Herramientas que cada vez adquieren mayor relevancia en el ámbito hospitalario y que gracias a los esfuerzos realizados en los últimos tiempos están adquiriendo cada vez mayores prestaciones.

El campo del diseño asistido por ordenador utiliza las operaciones de síntesis de imagen para crear piezas y diseños antes de su creación/construcción, respectivamente. El tener la imagen de un ensamblaje o un diseño arquitectónico antes de su construcción puede ayudar al diseñador en múltiples aspectos.

En los campos financieros y científicos se trata con conjuntos de datos abstractos y se crean imágenes de cosas que no son reales en sentido físico. Y aún siendo irreales, las imágenes resultantes pueden mostrar la tendencia de los

datos, que podría no observarse a no ser por este tipo de imágenes.

La composición de imágenes crea una imagen que no existe físicamente con anterioridad. Las artes gráficas y los productores de películas y vídeos utilizan estas operaciones para crear efectos especiales que son difíciles o muy costosos de conseguir físicamente.

En este artículo nos vamos a centrar en los usos y utilidades de síntesis de imagen en imagen médica.

## 2. TOMOGRAFIA COMPUTERIZADA

Estrictamente hablando, la imagen médica apareció en 1895 con Wilhelm Konrad Röntgen que descubrió los rayos X, que posibilitaban visualizar estructuras internas del cuerpo humano tales como huesos. La imagen de rayos X es una imagen agrupada en la que todos los objetos entre la fuente de radiación X y la radiografía aparecen superpuestos uno encima de otro. Cuando los rayos X pasan a través del cuerpo se absorben en distinta cantidad dependiendo de la densidad de los objetos con los que se encuentran. Los tejidos blandos absorben pequeñas cantidades de radiación, mientras que los huesos absorben más. Como resultado, en la imagen final, los tejidos blandos aparecen oscuros y los huesos aparecen claros.

Desde los tiempos de Röntgen, quizá, el descubrimiento más revolucionario fue la tomografía computerizada en 1972. La tomografía crea una imagen de cortes transversales de un objeto sólido.

La Tomografía Computerizada (TC) se utiliza principalmente de 3 modos [Bax94]. La técnica original es el *modo transmisivo* y utiliza una fuente de radiación X. Los rayos X se transmiten a través del objeto y se reciben en los dispositivos de detección de rayos X. La señal recibida en el detector es proporcional a la densidad de los elementos del objeto. También,

se pueden utilizar fuentes de presión ultrasónica junto con los detectores asociados para crear imágenes tomográficas computerizadas transmisivas.

El **modo emisor** de Tomografía Computerizada confía en la emisión de una señal detectable del objeto. El objeto se puede excitar directamente o se puede introducir una sustancia que sea excitante. En cualquier caso, los detectores reciben la señal emitida. Existen varios sistemas de este tipo, por ejemplo: Imágenes de Resonancia Magnética (RM) y Tomografía por Emisión de Positrones. La tomografía RM excita determinadas moléculas del objeto colocándolo en un gran campo magnético que cambia. Las reacciones moleculares se miden detectando las emisiones de frecuencia de radio de las moléculas en respuesta al campo magnético. En las imágenes de Tomografía por Emisión de Positrones se introduce una sustancia en el objeto. La sustancia emite un flujo constante de positrones. Cuando los positrones emitidos se encuentran en reposo, interactúan con un electrón y crean dos fotones de rayos gamma; alejándose entre ellos. Dos detectores siguen la pista a los fotones, y determinan la posición del positrón emisor.

El tercer tipo de Tomografía Computerizada es el **modo reflectivo**. Al igual que en el modo transmisivo, una fuente transmite una señal al objeto. En vez de pasar por el objeto, la señal entra en el objeto y es reflejada por los elementos internos del objeto volviendo al dispositivo detector. La señal recibida en el detector es proporcional a la densidad de los elementos del objeto. La Tomografía Computerizada reflectiva tiene la ventaja de no necesitar que el objeto se rodee con fuentes y detectores. Para implementar Tomografía Computerizada reflectiva se utilizan presión ultrasónica, fuentes de radar y detectores.

Todos los tipos de Tomografía Computerizada se utilizan en aplicaciones de imagen de diagnóstico médico. Las técnicas transmisivas se utilizan también para evaluación no destructiva de estructuras mecánicas.

Se puede crear imagen tomográfica computerizada sintética retroproyectando proyecciones de imágenes individuales. Dado que la geometría de la imagen resultante se crea a partir de la información de las proyecciones, la Tomografía Computerizada puede actualmente considerarse como una forma de restauración de imágenes, en su definición más amplia. Seguidamente se tratarán los procesos de Tomografía Computerizada para el modo transmisivo TC de rayos X. Las técnicas de los modos emisor y reflectivo son similares.

Las técnicas de Tomografía Computerizada crean imágenes de cortes transversales de un objeto juntando numerosas imágenes de proyección sobre el objeto en el plano de interés. Una imagen de proyección es una imagen unidimensional en la que el brillo de cada píxel es igual a la absorción de rayos X en la sección del objeto. Combinando las múltiples vistas de proyección, se sintetiza la imagen del corte transversal.

Según el plano de orientación existen tres tipos de cortes: axial, coronal y sagital. Véase la figura 1 en la que se muestra la orientación de los mismos.

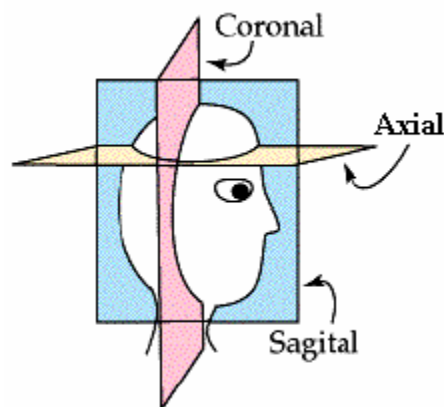


Figura 1. Planos de orientación.

En TC si el corte es axial dicha imagen se conoce como TAC.

Una vez tomadas las proyecciones de un corte concreto, puede empezar el proceso de reconstrucción. La imagen del corte se crea

retroproyectando las imágenes de proyección unidimensional individuales.

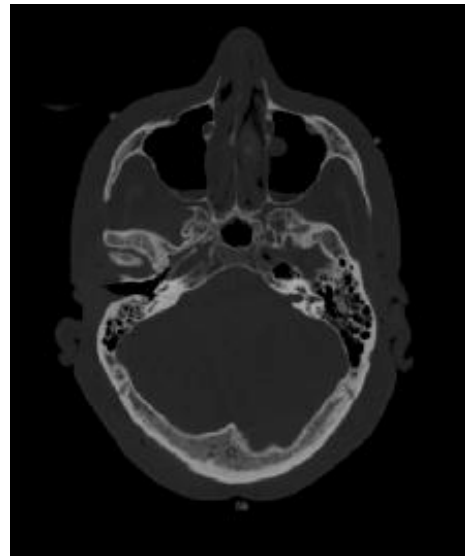
En objetos complejos, como la cabeza humana, cada retroproyección mejora la resolución de la imagen final. La última resolución que se consigue es relativa al número de proyecciones implicadas en el proceso. Por lo tanto, la complejidad de los detalles de un objeto determinan el número de proyecciones necesario para una reconstrucción de calidad.

Se puede implementar el proceso de retroproyección reproduciendo horizontalmente cada imagen de proyección unidimensional en una imagen bidimensional. Cada imagen bidimensional se gira a su ángulo original cuando se toma. Estas operaciones necesitan interpolación de píxeles para estimar el brillo de los píxeles intermedios. Una interpolación pobre puede producir reconstrucciones de imágenes erróneas.

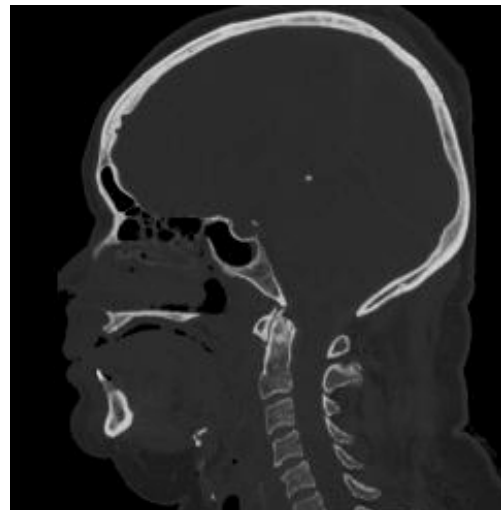
Se juntan todas las imágenes de proyección bidimensional giradas, píxel a píxel, utilizando procesos de puntos de dualidad de imágenes. Dado que cada proyección tiene píxeles cuyo brillo varía entre 0 y 255 (resolución de brillo de 8 bits) la suma total puede crear píxeles cuyo brillo exceda de 255. Así pues, los píxeles de la suma resultante se dividen por un valor constante, dando un brillo en el rango 0-255. El proceso de retroproyección determina la imagen del corte reconstruida.

Una imagen por sí sola puede que no sea suficiente para que el clínico realice un diagnóstico adecuado. Y por lo general necesita más de una imagen del mismo paciente cada cierto intervalo: 1 mm, 0.5 mm..

A continuación en la figura 2 se muestran unas imágenes de TC y RM de la cabeza y del cuerpo de un hombre y de una mujer.



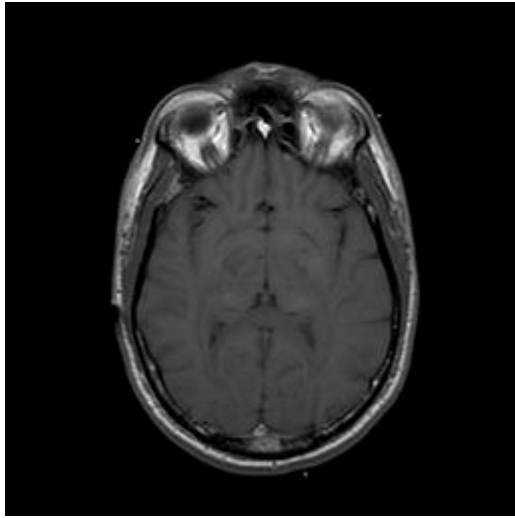
(a)



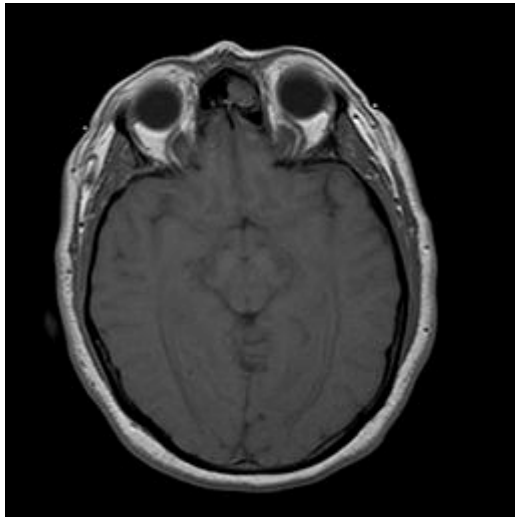
(b)



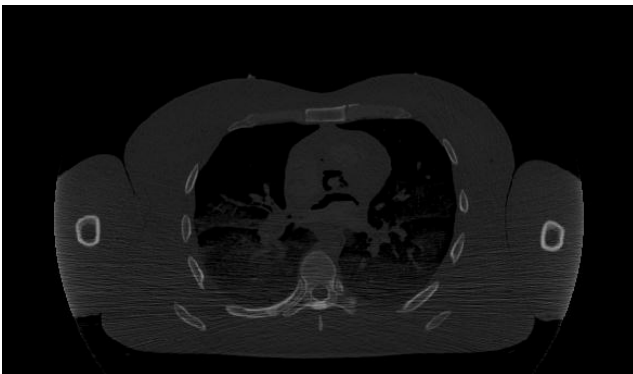
(c)



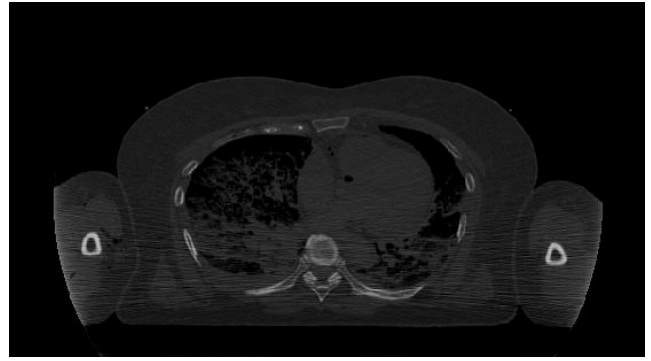
(d)



(e)



(f)



(g)



(h)



(i)

Figura 2.- Imágenes de TC y RM, extraídas de: “Visible Human CD (Male and Female)”. (a) TC axial de la cabeza de un hombre; (b) TC sagital de la cabeza de una mujer; (c) TC coronal de la cabeza de una mujer (d) RM de la

cabeza de un hombre; (e) RM de la cabeza de una mujer; (f) TC axial del cuerpo de un hombre (g) TC del cuerpo de una mujer (h) RM coronal del cuerpo de un hombre (i) RM coronal del cuerpo de una mujer

## 2.1 TIPOS DE ESCANERS TC

En esta sección se comentarán las distintas generaciones de escaners que han ido apareciendo [SEE94].

En la primera generación de escaners, cada proyección se crea cuando una fuente de rayos X dirige un rayo X al objeto y se recibe su energía en el detector del otro lado del objeto, véase la figura 3. El detector crea un brillo que es proporcional a la absorción del material en el objeto a lo largo de la línea entre el detector y su fuente.

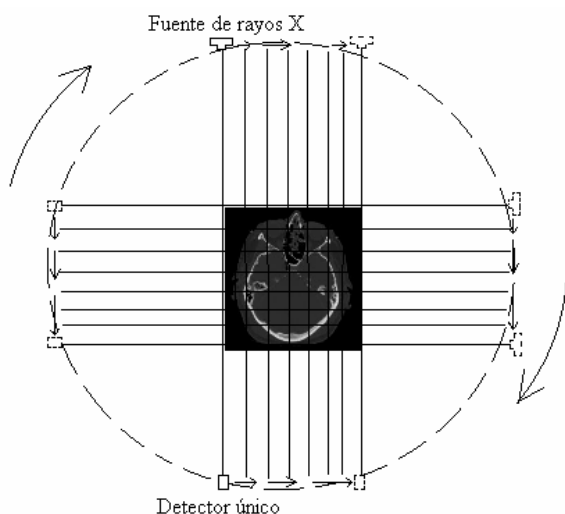


Figura 3.- 1ª generación escáner TC (Rayos paralelos, movimiento-giro)

La fuente y el detector de rayos X son parte de una estructura circular que rodea al objeto en el plano de la sección transversal deseada. Después de la adquisición de la primera imagen de proyección, se gira ligeramente ( $1^\circ$ ) la estructura alrededor del objeto y se adquiere otra imagen de proyección. Este proceso se realiza  $180^\circ$  alrededor del objeto. Así, se han

adquirido 180 imágenes. Mientras que cada imagen de proyección tiene poco valor por sí misma, cuando se combinan se obtiene la imagen del corte transversal.

El proceso rota sólo  $180^\circ$  alrededor del objeto, y no  $360^\circ$ . Dadas las propiedades sintéticas del sistema, la proyección tomada en  $0^\circ$  es idéntica a la tomada en  $180^\circ$ , justo invertida. Las adquisiciones entre  $180^\circ$  y  $360^\circ$  únicamente imitarían a las adquiridas entre  $0^\circ$  y  $180^\circ$ , no aportando nueva información.

La primera generación de escaners utiliza fuentes y detectores paralelos para crear imágenes de proyección. En las que el tiempo necesario para tomar una imagen varía entre 4.5 minutos y 5.5 minutos.

La segunda generación de escaners, rayos en abanico, se basa en el principio de la primera, mover-girar, con algunas diferencias. La proyección de rayos en abanico utiliza una fuente de rayos X única para iluminar una línea de detectores (mayor número que en el caso anterior), como se muestra en la figura 4. Los rayos son divergentes en lugar de ser paralelos. El funcionamiento es el siguiente, en primer lugar, se lanzan los rayos, se gira el tubo de rayos X y el conjunto de detectores con un incremento grande (con respecto a los escaners de la primera generación). El proceso se repite para cubrir  $180^\circ$ . Los incrementos en los giros y el mayor número de detectores hacen que el tiempo de escaneo varíe entre 20 segundos y 3.5 minutos. En general, el tiempo es inversamente proporcional al número de detectores.

La tercera generación de escaners se basa en el uso de una geometría de rayos en abanico, que gira continuamente alrededor del paciente  $360^\circ$ . Los detectores ahora no forman una línea recta, sino que siguen una trayectoria curva, y forman un arco de  $30^\circ$  a  $40^\circ$  con el tubo de rayos X. Cuando el tubo de rayos X y los detectores giran, se toman las imágenes de proyecciones. Se toma una vista por cada punto fijo del tubo y cada detector. Véase la figura 5. En este caso se toman imágenes de los  $360^\circ$ , no de  $180^\circ$  como en los casos anteriores. La toma de datos en esta

generación es más rápida que la de las generaciones anteriores, generalmente unos pocos segundos.

La cuarta generación de escaners, tiene dos tipos de geometría, un tubo o fuente de rayos en abanico con un número de detectores fijo dispuestos en forma de anillo, y un tubo de rayos fuera del anillo de detectores. Tipos que pasamos a comentar:

En la primera geometría, el tubo de rayos X está fijo en una posición. Los rayos describen un gran abanico. El tubo se mueve de punto a punto en el círculo, los rayos chocan con un detector de punto a punto. Los rayos no se producen al mismo tiempo (como en la tercera generación), sino secuencialmente, cuando el tubo se mueve de punto a punto durante su recorrido circular. Los tiempos de escaneo son muy cortos y varían entre escaners, dependiendo del fabricante. El camino seguido por el tubo de rayos X es circular. Véase la figura 6.

En la segunda geometría, el tubo de rayos X gira fuera del anillo. Cuando gira, el anillo se inclina de forma que el rayo choque con un array de detectores situado lo más alejado posible del tubo de rayos X, mientras que los detectores más cercanos al tubo están fuera del alcance de los rayos. Véase la figura 7.

Los escaners de primera y segunda generación están obsoletos y actualmente no están disponibles comercialmente.

Cada vez los clínicos precisan mayor resolución en las imágenes y menor tiempo en su obtención. Esto hace que día a día los productores de escaners mejoren sus productos y ofrezcan mayores prestaciones.

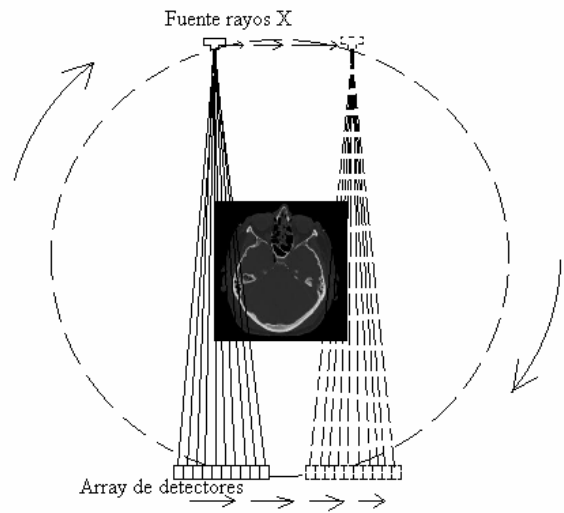


Figura 4.- 2ª generación escáner TC (Rayos en abanico, movimiento-giro)

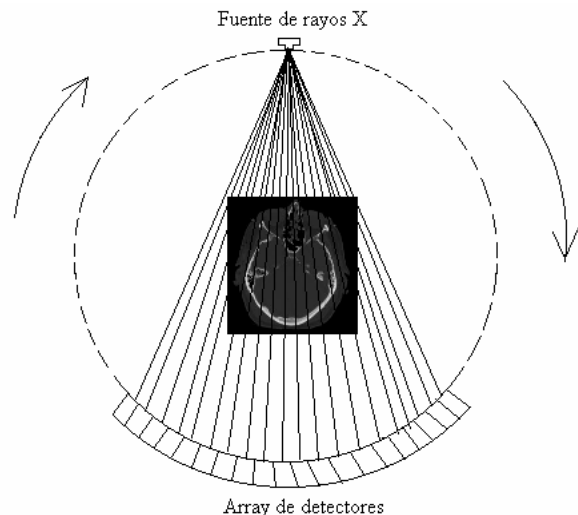


Figura 5.- 3ª generación escáner TC (Rayos en abanico, sólo giro)

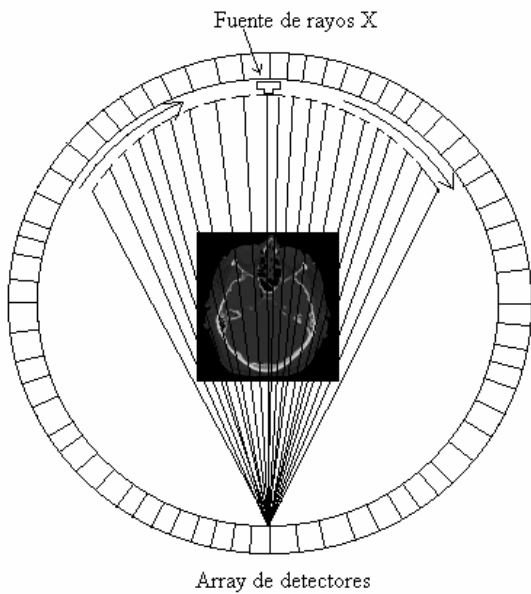


Figura 6.- 4ª generación escáner TC (Rayos en abanico, detector circular)

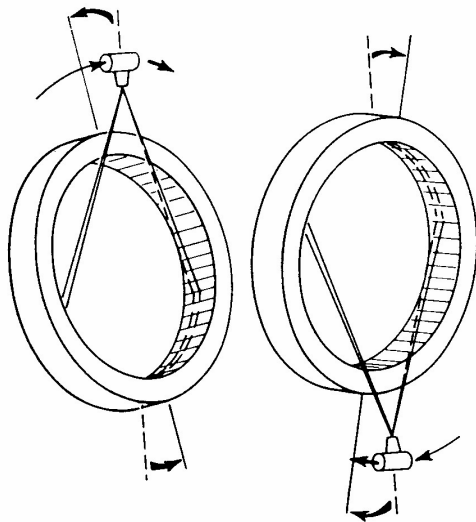


Figura 7.- Fuente de rayos X fuera del anillo.

### 3. RECONSTRUCCIÓN TRIDIMENSIONAL A PARTIR DE IMÁGENES

Se pueden crear imágenes de objetos tridimensionales a partir de imágenes bidimensionales. Mientras la relación geométrica entre las imágenes sea conocida se puede determinar la profundidad. Este tipo de operación se utiliza para sintetizar imágenes

mostrando atributos que no son visibles aparentemente en las imágenes originales por separado, como la profundidad.

Existen dos métodos fundamentales de construcción de escenas tridimensionales a partir de imágenes bidimensionales. El primero utiliza pares de imágenes estéreas. Para determinar la profundidad, esta primera técnica combina la información de dos imágenes muy próximas de la misma escena (como en la visión humana); y la segunda técnica utiliza imágenes en cortes transversales de objetos. Se pueden utilizar ambas técnicas para crear imágenes a partir de un punto de vista tridimensional.

En esta sección únicamente trataremos la segunda técnica dado que es la que generalmente se utiliza en imagen médica.

#### 3.1 RECONSTRUCCIÓN TRIDIMENSIONAL PARTIENDO DE CORTES TRANSVERSALES

Se puede crear una imagen bidimensional con un punto de vista tridimensional arbitrario utilizando múltiples imágenes de cortes transversales. Primero, se deben crear las imágenes de los cortes transversales. Luego, apilando visualmente los cortes, se puede visualizar la apariencia del objeto tridimensional.

##### 3.1.1 ADQUISICIÓN DE IMÁGENES DE CORTES TRANSVERSALES

Se pueden crear imágenes de cortes transversales de un objeto con las técnicas de Tomografía Computerizada, comentadas en la sección 2. La Tomografía Computerizada es una forma excelente para crear múltiples cortes de un objeto tridimensional de forma no destructiva. Pero también existen otros métodos que permiten la obtención de cortes transversales, como son los métodos de

eliminación de material secuencial y corte óptico que comentamos a continuación

Eliminación de material secuencial es la técnica clásica utilizada para crear cortes de imágenes de muestras materiales. Esta aproximación se utiliza para analizar muestras geológicas, biológicas y metalúrgicas. Se corta una pequeña porción de material del objeto, creando una cara plana. Se adquiere y almacena una imagen de esta cara como primer corte. De nuevo se extrae una determinada cantidad de material. De nuevo, se almacena la imagen. Este proceso se repite con todo el objeto. El resultado es una serie de imágenes muy parecidas a las creadas con el proceso de Tomografía Computerizada. La cantidad de material eliminado en cada paso determina la profundidad de cada corte. Generalmente, esta decisión se basa en la resolución de profundidad requerida por la aplicación. Normalmente, cada corte tiene la misma dimensión. Esta técnica es sencilla. El inconveniente que tiene es que es un proceso destructivo. Al final, el objeto se ha destruido, o por lo menos se ha reducido a un conjunto de cortes.

Otra técnica para crear cortes de imágenes de objetos es seccionado óptico. Aunque se puede utilizar un microscopio común con cierto éxito, en la práctica se utiliza un microscopio de escáner láser confocal. Este dispositivo utiliza una fuente de luz láser de escaneo para iluminar el objeto en puntos concretos en un plano focal único. Como resultado, sólo el punto iluminado del objeto en todo el plano de interés refleja luz. Escaneando la luz láser por todo el plano de interés, el conjunto de luces reflejadas forman la imagen del corte. Repitiendo el proceso en planos focales más profundos, se crean múltiples imágenes de cortes a distinta profundidad. La fuente de luz láser del microscopio de escaneo láser confocal y rayos enfocados proporcionan gran calidad en la imagen y una alta resolución, muy superiores a las de un microscopio común. Para utilizar esta técnica, el objeto debe ser de material no opaco, como por ejemplo tejido biológico o fluido, dado que la fuente de iluminación es luz. El

método de seccionado óptico funciona bien en muchas aplicaciones y no destruye el objeto.

### 3.1.2 APILANDO IMÁGENES DE CORTES TRANSVERSALES

Con una serie de imágenes de cortes del objeto, se tiene toda la información necesaria para crear vistas tridimensionales arbitrarias del objeto y sus partes internas. Una forma de ver los cortes es simplemente visualizándolos como una secuencia en movimiento. Esto da al observador la sensación de meterse dentro del objeto.

A menudo, es preferible ver el objeto tridimensional completo. Se puede conseguir esto apilando las imágenes. Para ello, primero, se realizan operaciones de transformación para conseguir que cada corte tenga el punto de vista deseado. Luego, se coloca cada corte encima del anterior. La pila se construye de abajo a arriba, del corte de mayor al de menor profundidad. La imagen resultante ayuda a simular la geometría del objeto original. Se puede ver el exterior del objeto desde cualquier orientación, cambiando el punto de vista de las imágenes apiladas utilizando operaciones de transformación geométricas. Además, se puede ver el interior del objeto ocultando parte de algunas imágenes, haciéndolas transparentes. Esta técnica es muy rudimentaria. Existen técnicas mucho más elaboradas que consiguen unos resultados muy superiores.

### 3.1.3 VOLUME RENDERING

Una técnica mucho mejor que la anterior es Volume Rendering. Esta técnica permite una visualización tridimensional del objeto partiendo de imágenes de cortes transversales. Cada imagen de corte transversal está compuesta por un array bidimensional de píxeles, cada uno con una posición (x, y). Si se colocan las imágenes una encima de la otra los píxeles de cada imagen están alineados con sus correspondientes píxeles de la misma posición

(x, y) arriba y abajo. Así pues, se pueden etiquetar los píxeles con coordenadas tridimensionales. Ellos mantienen sus coordenadas originales (x, y) y toman una nueva, z. La coordenada z es simplemente el número del corte con el que están asociados los píxeles. De esta forma se elimina el concepto de imágenes de cortes. Se representan todos los píxeles de todas las imágenes de cortes del objeto en una imagen tridimensional única.

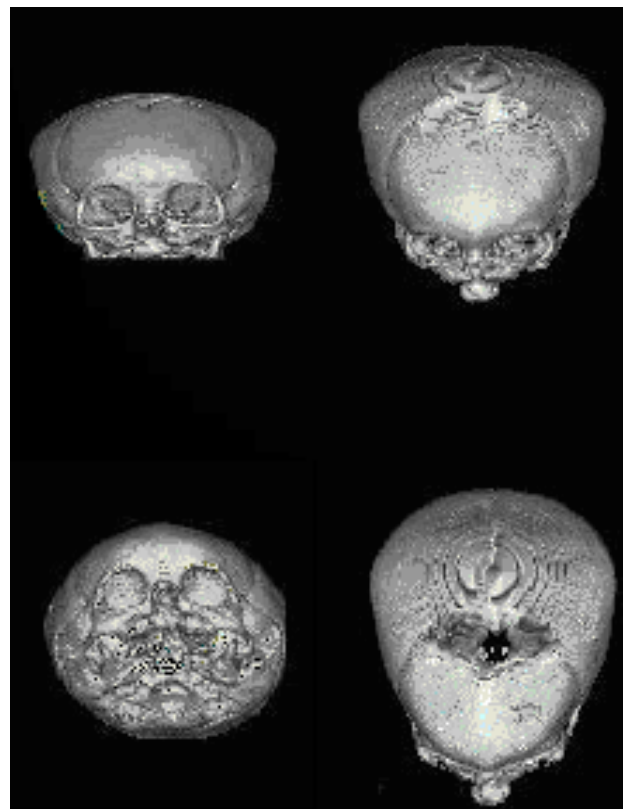
Un píxel representa brillo bidimensional de una escena original sobre un área con dimensiones 1 píxel ancho x 1 píxel alto. Con la adición de la coordenada de profundidad, píxeles con coordenadas (x, y, z) representan el brillo de un volumen. El volumen tiene dimensiones de 1 píxel ancho x 1 píxel alto x 1 píxel profundidad. Los píxeles que representan brillo de volúmenes se conocen como elementos de volumen o voxels. Por tanto, el vóxel se representa ahora como un cubo con idénticas dimensiones en cada lado.

Con un único conjunto de voxels que define el objeto tridimensional, ahora se pueden aplicar técnicas de volume rendering para crear imágenes de vistas tridimensionales arbitrarias. En las vistas tridimensionales de cortes de imágenes descritas en el punto anterior, existían huecos entre las imágenes de cortes, haciendo que la imagen global sea difícil de interpretar. Estos huecos aparecían porque los píxeles eran planos, no tenían grosor asociado. Las imágenes de volume rendering no muestran huecos entre cortes, dado que los píxeles tienen profundidad, una profundidad de 1 píxel. Como resultado, las imágenes de volume rendering aparecen sólidas.

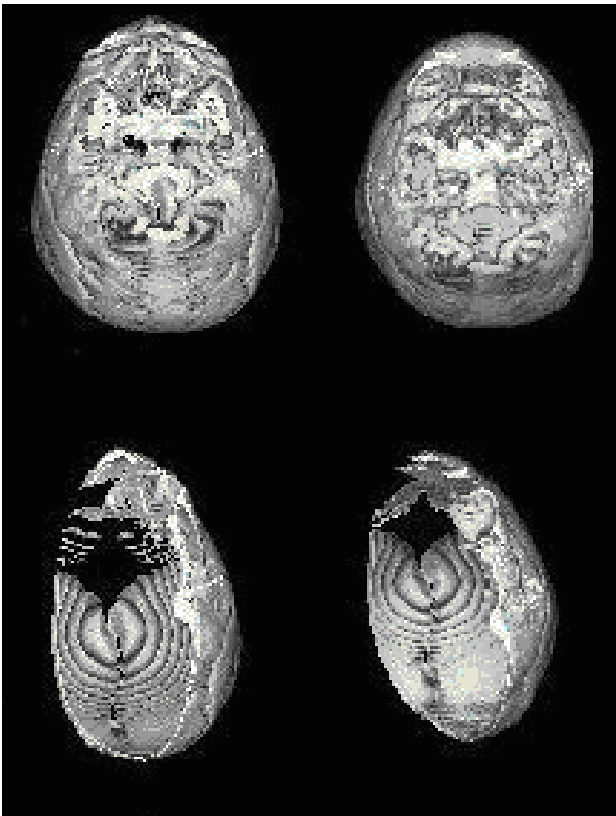
La resolución en profundidad (eje z) de las imágenes de los cortes del objeto, generalmente, es más baja que las resoluciones horizontal (eje x) y vertical (eje y). Esto es porque a menudo es físicamente imposible adquirir imágenes que tengan una resolución tan fina. Cuando los cortes se separan en profundidad más del equivalente a 1 píxel de la resolución horizontal o vertical, se crean cortes

intermedios utilizando métodos de interpolación de píxeles.

Las técnicas de volume rendering son un área emergente del campo de gráficos por ordenador que extiende los conceptos clásicos de rendering de superficies. Con las técnicas de volume rendering, los voxels pueden tener una característica adicional al brillo y al color. Por ejemplo, creando una característica de opacidad, se puede renderizar una imagen cuyo interior sea visible. Las capas exteriores de un objeto pueden ser traslúcidas, mostrando los datos que existen debajo de ellas. Esto hace posible que sean visibles las estructuras internas de un objeto. Además, los puntos de vista del volume rendering se pueden situar dentro del objeto. Esto permite explorar detalles en el interior del objeto, tales como tumores, etc.. Las figuras 8 y 9 muestran imágenes generadas utilizando dos tipos diferentes de volume rendering.

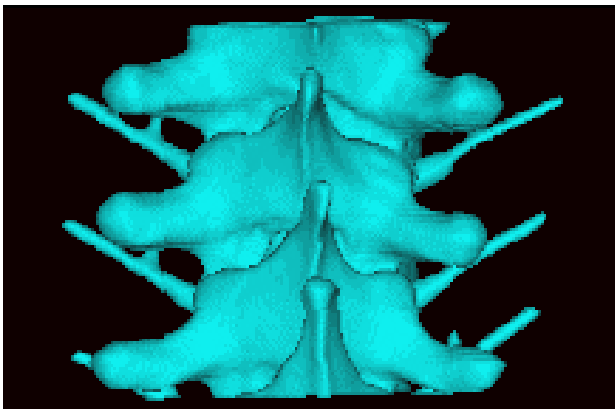


(a)

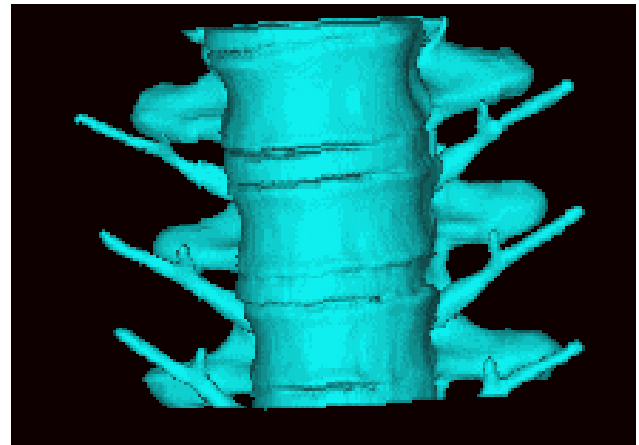


(b)

Figura 8. (a) y (b) 8 Volume rendering, del mismo cráneo con distinto punto de vista. Algunos tienen un plano de corte que hace que no se muestre el cráneo completo



(a)



(b)

Figura 9. (a) y (b) 2 Volume rendering, de la misma columna con distinto punto de vista.

Volume rendering es una operación computacionalmente cara. Sin embargo, con una máquina lo suficientemente potente, se puede navegar interactivamente, en tiempo real. Para conseguir unos tiempos de renderizado inferiores, en algunos casos muy bajos, se puede recurrir a la paralelización de los algoritmos de volume rendering. En este caso es necesaria la utilización de varios procesadores en paralelo. Las prestaciones dependerán del número de procesadores utilizados.

Las técnicas de volume rendering constituyen una de las herramientas de visualización más potentes y se utilizan en numerosas aplicaciones.

#### 4. VISUALIZACIÓN

Un área importante de síntesis de imagen es la creación de imágenes que no se originan a partir de otras imágenes.

Muchas técnicas crean conjuntos de datos tridimensionales que representan modelos de objetos. Por ejemplo, los diseños de partes mecánicas y ensamblajes se modelan como objetos tridimensionales utilizando sistemas de diseño asistido por ordenador (CAD).

En imagen médica realizando una segmentación previa se pueden obtener los puntos del contorno de los objetos a visualizar en 3D. Para

la visualización de este conjunto de puntos se utilizan técnicas como Marching Cubes. Técnica que se comentará en la siguiente sección.

Existen otras técnicas que partiendo de datos numéricos, crean representaciones tridimensionales de datos y pueden hacer evidentes tendencias que podrían no verse en los datos en sí, técnicas que no se comentarán en este artículo.

Otra técnica incluida dentro de esta clasificación es la creación de fenómenos naturales, tales como la representación de terrenos, de olas, del cielo, de la atmósfera, nubes o niebla, que tampoco se comentará.

#### 4.1 RENDERIZADO DE MODELOS

El renderizado mediante técnicas de Volume-Rendering consiste, básicamente, en la proyección de los voxels que forman el volumen de la imagen sobre la pantalla de un ordenador. El resultado final es una imagen que representa en 3D los objetos presentes en dicho volumen. El proceso de renderizado de la imagen volumétrica atraviesa dos fases:

- *Fase de sombreado*: en la que a cada vóxel de la imagen se le asigna un color y una opacidad que representarán el color y la transparencia con la que se verá el objeto contenido en las imágenes.
- *Fase de proyección*: en la que los voxels de la imagen son proyectados sobre la pantalla del ordenador con el objeto de conseguir una visualización 3D de los objetos allí contenidos.

En la fase de sombreado se pueden aplicar varias técnicas [Udu91][Lic98] entre las que se incluyen la de *sombreado "original"*, *sombreado en profundidad* y *sombreado de superficie*. La técnica de sombreado original consiste en asignar a cada vóxel un nivel de opacidad y un nivel de color proporcional a la intensidad registrada en ese punto por el

instrumento de exploración (TC o RM). El resultado final, después de la proyección, es una imagen similar a la obtenida mediante los dispositivos de Rayos-X convencionales. La técnica de sombreado en profundidad consiste en asignar a cada vóxel del volumen un nivel de color inversamente proporcional a la distancia del observador al vóxel del objeto que se desea visualizar en 3D. Esta técnica permite visualizaciones volumétricas muy rápidas pero de baja calidad en la visualización 3D y, por tanto, de poca utilidad clínica. En cuanto a la técnica de sombreado de superficie, el nivel de color asignado a cada vóxel en la superficie del objeto a visualizar en 3D es proporcional al resultado de aplicar el modelo de iluminación de Phong [Fol94]:

$$I = I_a k_a + I_L (k_d \vec{N}\vec{L} + k_s (\vec{R}\vec{V})^n)$$

en donde  $I_a$  es la intensidad de la luz ambiental,  $I_L$  es la intensidad del foco de luz,  $\vec{N}$  es la normal a la superficie en el vóxel cuya intensidad de luz se está calculando,  $\vec{L}$  es el vector que desde el vóxel apunta al foco de luz,  $\vec{R}$  es un vector que apunta en la dirección y sentido de la máxima reflexión de brillos y  $\vec{V}$  es un vector que desde el vóxel apunta al observador de la escena.  $k_a$ ,  $k_d$ ,  $k_s$  y  $n$  son constantes y su valor se determina empíricamente. Por otro lado, una de las técnicas utilizadas para el cálculo de la normal a la superficie en el vóxel es mediante el cálculo del gradiente de la imagen en dicho punto.

Una vez asignado el color a cada uno de los voxels se pasa a la fase de proyección. Las técnicas utilizadas en esta fase se pueden clasificar en dos grupos: las basadas en el *espacio del objeto* y las basadas en el *espacio de la imagen*. Las basadas en el espacio del objeto se caracterizan por considerar cada vóxel como un objeto 3D (normalmente un cubo) los cuales se proyectan, teniendo en cuenta el color y la transparencia asignados, desde el vóxel más alejado del observador al más cercano (técnica conocida como *Back-to-Front* [Fri85]) o desde el vóxel más cercano al observador al más

alejado (técnica conocida como *Front-to-Back* [Hei86]). Este tipo de técnicas se caracterizan por obtener imágenes de gran calidad visual a un coste computacional relativamente bajo.

Las técnicas de proyección basadas en el espacio de la imagen se caracterizan por trazar un rayo por cada uno de los pixels de la ventana sobre la que se va a visualizar el volumen 3D. El color asignado a dicho píxel dependerá de los voxels del volumen que atraviese el rayo asociado. Una de las técnicas en el espacio de la imagen más conocidas son las de *Ray-Casting* [Lev90]. Con esta técnica se consiguen los mejores resultados de todas las técnicas de *Volume-Rendering* (ver figuras 8 y 9) a costa de un elevado coste computacional, el cual es proporcional al tamaño de la ventana sobre la que se desea proyectar el volumen 3D.

Un caso especial de renderización de volúmenes lo constituyen los *Marching Cubes* [Cli87] (ver figura 10). El objetivo de esta técnica es generar el mallado triangular de la superficie externa del objeto 3D contenido en el volumen que se desea renderizar. El mallado se genera localmente teniendo en cuenta la pertenencia o no de los voxels más próximos a uno situado en el límite del objeto. Dicha condición de pertenencia permite la generación de un código de 8 bits a través del cual se puede determinar el mallado a aplicar a dicha zona.



Figura 10. Marching Cubes del mismo cráneo desde distintos puntos de vista

## 5. CONCLUSIONES

Las operaciones de síntesis de imagen tienen muchas aplicaciones y se utilizan frecuentemente en muy diversos campos.

El campo médico utiliza la Tomografía Computerizada para obtener imágenes de cortes transversales del cuerpo humano. Estas imágenes sirven como base para una visualización tridimensional que se puede realizar utilizando técnicas como *Volume Rendering* o *Marching Cubes*.

Las imágenes en dos dimensiones de TC o RM sirven de gran ayuda a los médicos en los diagnósticos a sus pacientes. Pero tienen el inconveniente de que no se ven los órganos en su forma original. Para subsanar dicho inconveniente se utiliza la visualización tridimensional. En este caso se pueden observar los órganos internos de forma no invasiva. Las herramientas tridimensionales se utilizan para el diagnóstico, planificación y simulación quirúrgica. Herramientas que día a día adquieren mayor relevancia en el ámbito hospitalario y gracias a los esfuerzos realizados

en los últimos tiempos están adquiriendo cada vez mayores prestaciones. Prestaciones que irán aumentando a medida que avance la tecnología y los esfuerzos de los investigadores.

quality control, Ed. W.B. Saunders Company, 1994

[Udu91] Udupa, J.K.; Herman, G.T., 3D Imaging in Medicine, CRD-Press ,1991

## RECONOCIMIENTOS

Queremos expresar nuestro agradecimiento a Navimetric por la cesión de las imágenes generadas utilizando Volume Rendering y Marching Cubes.

## BIBLIOGRAFÍA:

[Bax94] Baxes, Gregory A, Digital image processing: principles and applications, Ed. John Wiley & Sons, Inc, 1994

[Cho93] Cho, Zang-Hee; Jones, Joie P; Singh, Manbir, Foundations of medical imaging, Ed. John Wiley & Sons, Inc, 1993

[Cli87] Cline, H.E.; Lorensen, W.E., Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm, Computer Graphics, v.21, pp. 163-169, Julio 1987

[Fol94] Foley, J.D.; van Dam, A.; Feiner, S.K.; Hughes, J.F.; Philips, R.L., Introduction to Computer Graphics, Addison-Wesley 1994

[Fri85] Frieder, G.; Gordon, D.; Reynolds, R.A., Back-to-Front Display of Voxel-Based Objects, IEEE Computer Graphics & Applications, Enero 1985

[Hei86] Heinz, K.; Berstein, R., Shading 3D-Images from CT Using Gray-Level Gradients, IEEE Transactions on Medical Imaging, Marzo 1986

[Lev90] Levoy, M., Efficient Ray Tracing of Volume Data, ACM Transaction on Graphics, Julio 1990

[Lic98] Lichtenbelt, B.; Crane, R.; Naqvi, S., Introduction to Volume Rendering, Hewlett-Packard Professional Books, 1998

[SEE94] SEERAM, Computed Tomography: Physical principles, clinical applications and