



RECONSTRUCCIÓN TRIDIMENSIONAL DE IMÁGENES MULTICORTE

Ana Laura López Orocio ^a

^a Ingeniería Biomédica, Universidad Politécnica del Bicentenario, Silao Gto, México,
alopez@upbicentenario.edu.mx

RESUMEN

En la actualidad, los programas de reconstrucción tridimensional forman parte de los equipos de imagenología de última generación; sin embargo, sus costos son altos y la posibilidad de realizar este tipo de reconstrucciones en una computadora convencional amplía las posibilidades de su uso en la práctica radiológica y médica cotidiana. Este trabajo presenta resultados sobre el desarrollo de un software de reconstrucción 3D basado en MATLAB para la reconstrucción tridimensional de imágenes multicorte como la TAC o la RM, siendo éstas parte de las imágenes más comunes en formato DICOM, las cuales brindan la posibilidad de generar una estructura tridimensional basada en un enmallado. La reconstrucción de las imágenes depende de una buena guía y de una buena programación en el software, así como de la correcta realización de las matrices para la adquisición de las imágenes. Se parte de imágenes tomográficas en formato DICOM, se convierten a un formato convencional (*.jpg), se procesan en la plataforma mediante herramientas de procesamiento digital de imágenes para eliminar la información redundante (ruido), se obtiene información de interés como bordes o contornos y se crean vectores de datos con los puntos correspondientes para realizar la proyección de la coordenada Z a partir de imágenes de 2 dimensiones. La reconstrucción 3D de imágenes es un campo atractivo para las técnicas de procesamiento de imágenes digitales, especialmente en la proyección de imágenes biomédicas. Ha sido muy desarrollado y aplicado prácticamente en casi todas las modalidades de tomografías modernas, pero hay muchos problemas que todavía siguen sin resolverse o que pueden mejorarse. Debido a esto se implementan cada vez más proyectos para dominar y desarrollar software e instalaciones nacionales para no tener que importar tecnologías extranjeras que suelen ser bastante caras.

Palabras clave: reconstrucción; imágenes; DICOM; TAC; Resonancia Magnética.

1 Introducción

Las técnicas de reconstrucción tridimensional han ampliado el horizonte de las imágenes médicas al permitir la visualización de volúmenes en lugar de superficies de 2 dimensiones, lo que permite encontrar relaciones anatómicas que facilitan los diagnósticos y mejoran los enfoques terapéuticos. La reconstrucción 3D de estructuras anatómicas a partir de imágenes médicas como Resonancia magnética (RM) y Tomografía axial computarizada (TAC), se ha convertido una herramienta importante en el diagnóstico médico y la planeación de terapias y procedimientos quirúrgicos. El procesamiento de imágenes médicas ha hecho posible el estudio biomecánico de estructuras óseas por el método de elementos finitos como herramienta para el análisis de geometrías y condiciones de contorno complejas, por citar alguna aplicación. En la actualidad, los programas de reconstrucción tridimensional forman parte de los equipos de imagenología de última generación; sin embargo, sus costos son altos y la posibilidad de realizar este tipo de



reconstrucciones en una computadora convencional amplía las posibilidades de su uso en la práctica radiológica y médica cotidiana.

2 Marco teórico

En los años 70 el Colegio Americano de Radiología (ACR, American College of Radiology) y la Asociación Nacional de Fabricantes de Material Eléctrico (NEMA, National Electrical Manufacturers Association) motivados por la introducción de la tomografía computarizada y el uso de nuevas modalidades de diagnóstico digital crearon un método estándar de transferencia de imágenes e información asociada entre los distintos dispositivos del mercado, ya que cada vendedor disponía de su propio tipo de imágenes.

En el año 1983 el ACR y la NEMA formaron un comité conjunto en el que se desarrollaría un estándar en el que se promovería el intercambio de información sobre imágenes digitales entre los distintos fabricantes y con el que se facilitara el desarrollo y expansión de los archivos de imágenes y sus sistemas de comunicación. Habría que esperar hasta el año 1985 para la publicación de la versión 1.0 del estándar ARC-NEMA. En el año 1988 se publicó la versión 2.0 del estándar ARC-NEMA que incluía a la versión 1.0 y sus revisiones así como comandos para mostrar dispositivos, para introducir nuevos esquemas de jerarquía de tipos de imágenes y para añadir información, consiguiendo de esta forma una descripción más específica de la imagen.

Tras la definición del estándar ARC-NEMA versión 2.0 se empieza a hablar del estándar DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Éste aportaba mejoras a la versión 2.0 del estándar ARC-NEMA. Este podría ser aplicado en un entorno de red basado en TCP/IP mientras que el estándar ARC-NEMA era aplicable en conexiones punto-a-punto y para poder aplicarla en un entorno de red había que implantar una interfaz de red NUI (Network Interface Unit). DICOM presentaba una estructura modular, facilitando así la evolución del estándar y la incorporación de nuevas características como se muestra en la Fig. 1.

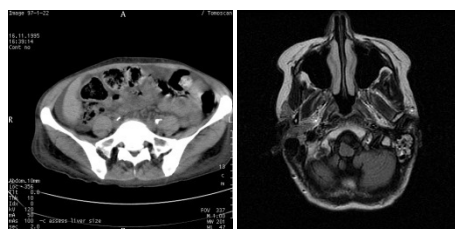


Figura 1. Imágenes DICOM. Fuente: [1].

Un archivo DICOM contiene, por un lado, la información de una o varias imágenes y por otro, la información del contexto en el que se ha tomado la imagen. En el contexto de una imagen DICOM podemos encontrarnos con datos del paciente (nombre, apellidos, edad, etc), del doctor que manda la prueba, del centro médico donde se realiza la prueba, de la prueba médica a la que corresponde la imagen, de la máquina que ha realizado la toma (parámetros de configuración de la máquina, como por ejemplo la posición del paciente en cada toma), de las imágenes tomadas (número de tomas realizadas, separación entre cada imagen, dimensión de las imágenes), etc.



DICOM une la información visual con la información recogida en la prueba médica. Esta fusión es una de las mayores ventajas que posee el formato porque puede ser usada para mostrar y ubicar en pantalla información que de otra forma no sería posible. Por ejemplo, de la información almacenada en la toma de imágenes se puede obtener la densidad de un hueso en cada píxel de una imagen y medir la distancia real entre órganos, huesos o tumores. Otro ejemplo podría ser la reconstrucción 3D a partir de la información obtenida en la toma de las imágenes para que a partir de ella se realice una endoscopia.

Las imágenes DICOM obtenidas de algunas de las modalidades de adquisición de imágenes médicas generalmente exhiben ruido, distorsiones y falta de homogeneidad cuando se unen para formar el volumen de datos a visualizar y analizar. Los movimientos del paciente así como defectos internos en los equipos son también factores importantes que afectan la calidad de las imágenes capturadas. Para la reducción de ruido existen algoritmos básicos que permiten suavizar las imágenes, modificando el color de cada píxel asignándole un valor en relación a los colores de los

píxeles que se encuentran en una vecindad determinada (las más comunes son vecindad 3x3, 5x5, 7x7). Entre estos algoritmos están el promedio, que asigna a cada píxel el valor promedio de los píxeles de su vecindad y la mediana, que similarmente asigna el valor mediana de los píxeles en la vecindad del píxel en cuestión. A pesar que estos algoritmos garantizan un resultado visual aceptable al suavizar las imágenes pueden comprometer la detección de pequeños características relevantes.

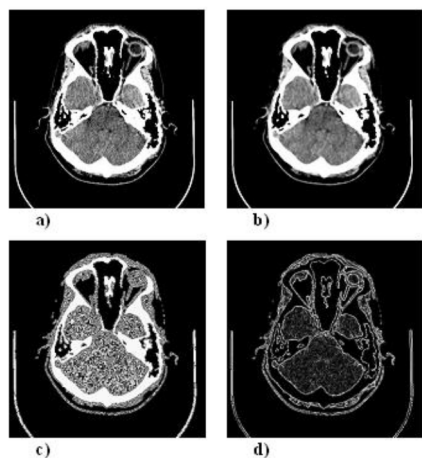


Figura 2. Resultados obtenidos con la aplicación de algunas técnicas y algoritmos del pre-procesamiento de imágenes. a) Imagen Original. b) Suavizado de la imagen (Filtro Mediana) c) Realce de Detalles (Operador Laplaciano) d) Detección de Bordes (Gradiente según Sobel).

Fuente: [2]

La agudización de las imágenes y el realce de bordes y contornos son también operaciones importantes en el pre-procesamiento de las imágenes DICOM, dado que acentúan los detalles pequeños y mejoran los detalles que han sido nublados así como realzan las caras y discontinuidades (como el ruido) y desenfocan las áreas con poca variación en los valores de grises. Estas técnicas se basan fundamentalmente en el uso de derivadas en la distribución de valores de grises en la imagen.



El uso de la segunda derivada utiliza el operador derivado Laplaciano permitiendo realzar las discontinuidades asignando un color de fondo común a las 7 regiones con poca variación en los valores de grises. Para obtener la imagen mejorada, se suma la imagen obtenida aplicando el filtro y la imagen original. El uso de la primera derivada utiliza por su parte el vector gradiente como elemento fundamental. Dentro de esta técnica se destaca el uso de los operadores Robert y Sobel, que utilizan el gradiente y permiten realzar los bordes y son utilizados además para la detección de contornos muy útil en un tipo de segmentación. El uso del gradiente también es muy utilizado para acentuar los defectos en la imagen como se muestra en la Fig. 2.

3 Objetivo

Diseñar una interfaz gráfica que permita cargar imágenes tomográficas individuales, parte de un estudio o un estudio completo; que cuente con herramientas para la detección de contornos y herramientas de filtrado para la reconstrucción de diferentes estructuras de interés (tejidos blandos, huesos, etc.), selección de cortes y amplificación de la imagen.

4 Materiales y métodos

Se parte de imágenes tomográficas en formato DICOM, se convierten a un formato convencional (*.jpg), se procesan en MATLAB mediante herramientas de procesamiento digital de imágenes para eliminar la información redundante (ruido), se obtiene información de interés como bordes o contornos y se crean vectores de datos con los puntos correspondientes para realizar la proyección de la coordenada Z a partir de imágenes de 2 dimensiones.

5 Resultados

Los datos obtenidos a partir de imágenes médicas digitales (DICOM) usualmente se adquieren como un conjunto de imágenes individuales. Donde cada imagen representa un fino corte de la parte del cuerpo del paciente escaneada y está compuesta por píxeles. Estos píxeles están organizados en una rejilla bidimensional (grid 2D) donde la distancia entre dos píxeles por lo general es constante en cada dirección, ver Fig. 3 [3].

En las modalidades de adquisición de imágenes médicas TAC y RM las direcciones horizontales (Eje x) y verticales (Eje y) tienen igual la distancia entre los píxeles, la cual desde este momento nombraremos "distancia entre píxeles" y es un atributo que está presente como un elemento de dato (DataElement) en los ficheros DICOM.

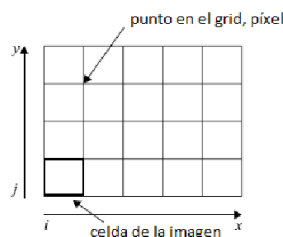


Figura 3. Imagen representada como una rejilla bidimensional de píxeles.
Fuente: [3]

Una distancia constante de los píxeles en ambas direcciones permite el cálculo de la posición original del píxel $p(x,y)$ con sólo multiplicar la distancia entre píxeles d por los índices $l(i, j)$ correspondientes al píxel en el grid 2D (Fig. 3)[3].



Con el fin de lograr una representación 3D a partir de proyecciones o imágenes 2D se combina cada imagen individual de la serie de imágenes obtenidas de los estudios de TAC o RM en un espacio tridimensional; en una estructura de datos conocida como rejilla tridimensional (Grid 3D) se observa en la Fig. 4 [4].

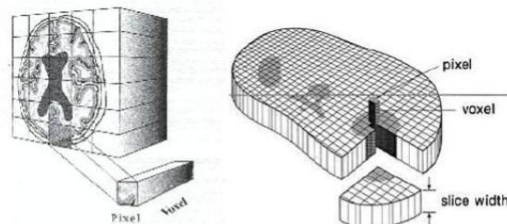


Figura 4. Representación de una imagen DICOM desde una perspectiva 3D.

Fuente: [4]

Una imagen tridimensional estará compuesta por elementos de datos denominados elementos de volumen (vóxeles), ver Fig. 4. Los elementos están organizados en la rejilla como mismo lo estaba un píxel en una imagen bidimensional; sólo que en adición a las direcciones horizontal (Eje x) y vertical (Eje y), ahora tendremos otra dirección correspondiente a la profundidad (Eje z) (Fig. 5.) [5].

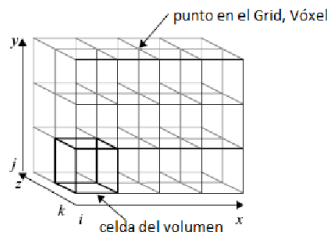


Figura 5. Representación de varias imágenes bidimensionales como una rejilla tridimensional.

Fuente: [5]

La separación entre vóxeles en la dirección de la profundidad está definida como la distancia entre dos imágenes consecutivas en la pila de imágenes y estará dada por un atributo que se denomina "distancia entre cortes" que se obtiene en uno de los elementos de datos (DataElement) en los archivos DICOM.

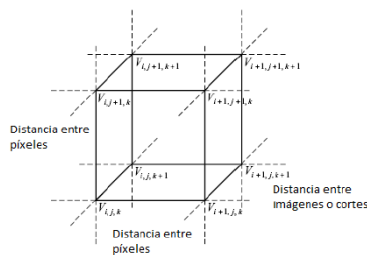


Figura 6. Representación de una celda de un Grid 3d constituida por 8 vóxeles.

Fuente: [5]



Similar a los píxeles, la posición de un vóxel $v(x, y, z)$ en el espacio tridimensional está dada por los valores de distancia en las direcciones x , y y z y los índices $l(i, j, k)$ correspondiente al vóxel en el Grid 3D (Fig. 6. y Fig. 7.) [5].

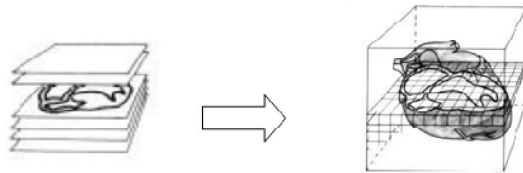


Figura 7. Volumen Final de vóxeles obtenidos a partir de imágenes 2D.
Fuente [5]

El proceso anteriormente mencionado debe ser transparente para el usuario final, por tal motivo se diseña una interfaz gráfica, la cual se muestra en la Fig. 8. La estructura es de fácil uso para los encargados de analizar las imágenes. La primera tarea es cargar las imágenes DICOM en el programa. Para localizar la carpeta que contiene los archivos pulsaremos el botón “Directorio”, el programa es capaz de leer todas las imágenes de la carpeta.

Como segundo paso se selecciona donde se adquirirán los contornos para observar los bordes en cierta parte de la figura.

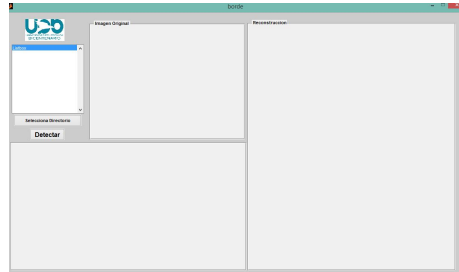


Figura 8. Interfaz Gráfica.
Fuente: El autor

El procesamiento de las figuras en 3D tarda, ya que ocupa una cantidad considerable de memoria, dependiendo del procesador de la máquina, así como de la memoria RAM, y depende de su adquisición; por último, la superficie 3D generada por el montaje de las figuras queda definida en el GUIDE del software MATLAB.

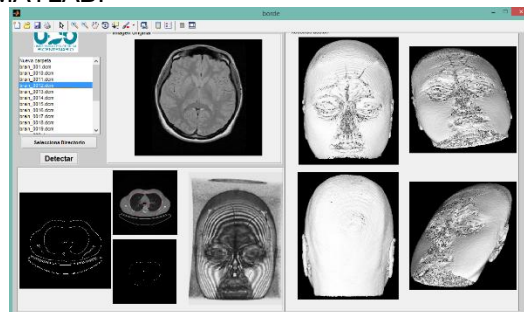


Figura 9. Prueba de la interfaz en la reconstrucción cerebral.
Fuente: El autor



Dicha reconstrucción depende del número de imágenes. Es importante resaltar que el nombre de las imágenes debe ser igual, exceptuando la última cifra que es un contador para seleccionar todos los archivos.

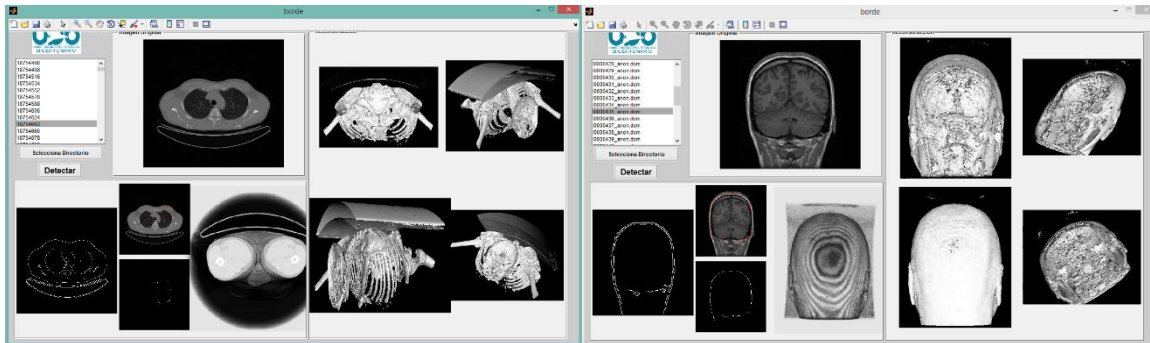


Figura 10. a) Prueba de la interfaz en la reconstrucción del cerebro., b) Prueba de reconstrucción TAC-TEP.
Fuente: El autor

En las Fig. 9, 10 se muestra ejemplos de la reconstrucción del cerebro y cara de una serie de imágenes DICOM, se analizan diferentes ángulos de la reconstrucción la cual se desarrolló en OPENGL y NUKAK mediante MATLAB.

6 Conclusiones

Se logró el desarrollo de un programa en MATLAB para la reconstrucción tridimensional de imágenes multicorte como la TAC o la RM, siendo éstas parte de las imágenes más comunes en formato DICOM, las cuales brindan la posibilidad de generar una estructura tridimensional basada en un enmallado. La reconstrucción de las imágenes depende de una buena guía y de una buena programación en el software, así como de la correcta realización de las matrices para la adquisición de las imágenes.

7 Bibliografía

- [1] American College of Radiology, National Electrical Manufacturers Association, Digit al Imaging and Communications in Medicine (DICOM), ACR/NEMA Standards Publication PS 3, National Electrical Manufacturers Association, Virginia USA: 2003: <http://medical.nema.org>.
- [2] González R, Woods R, Digital image processing. Addison-Wesley; 1992
- [3] Forero V. Introducción al procesamiento digital de imágenes. 1a ed. Bogotá: La silueta Ediciones Ltda; 2002.
- [4] González, Rafael C. and Wood, Richard E. Digital Image Processing. 2nd Edition. New Jersey : Prentice Hall, 2002.
- [5] Reconstrucción Tridimensional de Modelos Anatómicos a partir de Imágenes Médicas Digitales. Pereira, Osvaldo and Kindelan, Rolando. Ciudad Habana : s.n., February 2009, Informatica Habana 2009, pp. 1-7.