

MODELIZACION DE LOS HUESOS DEL CRÁNEO, A PARTIR DE IMÁGENES SECCIONALES DE TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA, PARA EL APRENDIZAJE AUTÓNOMO

(1) Juan A. Juanes Méndez; (2) Alberto Prats Galino; (3) M^a Auxiliadora Velasco Marcos; (4) M^a Luisa Lagándara López; (5) M^a José Rodríguez Conde

(1) Departamento de Anatomía Humana. Facultad de Medicina. Universidad de Salamanca. (2) Departamento de Anatomía Humana. Facultad de Medicina. Universidad de Barcelona. (3) Centro de Salud Tejares. Salamanca. (4) Desarrollos Informáticos Abadía. Madrid. (5) Instituto Universitario de Ciencias de la Educación. Universidad de Salamanca.

INTRODUCCIÓN

La cabeza ósea está formada por dos zonas: el cráneo y los huesos de la cara. El cráneo cumple una función muy importante, ya que se preocupa de contener todo el sistema nervioso central, con excepción de la médula. Los huesos de la cara, por su parte, dan soporte a la nariz y a toda la cavidad nasal, a los ojos y al aparato masticador.

El cráneo óseo está compuesto por el hueso frontal, los parietales y los temporales. Por detrás, está el hueso occipital, que es la única unión entre la cabeza y la columna vertebral.

Por otro lado, la cara ósea, en su parte superior, está constituida por la cara externa y anterior del hueso frontal y, en su parte inferior, por los huesos nasales, los unguis o huesos lagrimales y los dos huesos malares. Además, están los dos maxilares, superior e inferior, que permiten los movimientos de masticación, fonación y deglución.

Constituidos por 8 huesos, el cráneo presenta dos sectores, la base del cráneo, inferior, formado por huesos irregulares que se articulan con algunos huesos de la cara y la bóveda, superior, formada por huesos frontal, parietales y parte de los huesos temporales (escama del temporal) y porción vertical del occipital.

La base del cráneo soporta en su parte superior al encéfalo y se amolda a su forma presentando tres fosas, la fosa craneal anterior, ubicada sobre la órbita y las fosas nasales constituidas por el frontal, etmoides y ala menor del esfenoides; la fosa craneal media formada por el temporal y el cuerpo y ala mayor del esfenoides y la fosa craneal posterior formada por el occipital y temporal. La base del cráneo vista por su parte

inferior, o cara exocraneal, es irregular presentando una zona anterior donde se articulan los huesos de la cara formando así la órbita y fosas nasales

La reconstrucción de un órgano del cuerpo humano suele hacerse a partir de las secciones 2D obtenidas con equipos de diagnóstico médico como la *Tomografía Computarizada* (CT) y las Imágenes de *Resonancia Magnética* (MRI). Disponer de un modelo 3D reconstruido a partir de los datos de un determinado paciente puede tener distintas aplicaciones como la ayuda en el diagnóstico médico, la realización de simulaciones en la planificación de operaciones, el adiestramiento de los estudiantes de medicina, etc.

En la creación de estos modelos 3D a partir de los datos volumétricos en muchos casos se ha optado por un proceso manual utilizando software de procesamiento de imágenes. Este proceso puede ser muy lento además de requerir conocimientos de tipo médico y mucha experiencia. Por razones obvias, es preferible contar con un proceso de segmentación automática que permita la reconstrucción del modelo 3D de forma rápida y con la mayor precisión. En el caso de determinadas partes del cuerpo, como pueden ser los huesos o la piel, el cambio de intensidad en las imágenes es tan claro, que permite utilizar técnicas de reconstrucción de superficies tipo *Marching Cubes* con resultados óptimos. Este tipo de técnicas fracasa en el caso de estar interesados en lo que podríamos denominar órganos o tejidos blandos, como podrían ser el corazón, el hígado o los músculos. Las imágenes correspondientes a estos órganos presentan en general contornos muy poco definidos que se confunden con el entorno.

Para resolver este problema se introdujo la familia de métodos de contorno activo o *Snakes*, las *Active Nets* y las *3D Active Nets* para el caso de ajustarse respectivamente a un contorno, a toda una región 2D o a la superficie que limita unos datos volumétricos, y finalmente, los *Active Cubes* para ajustar volúmenes en 3D.

TECNICA RADIOLÓGICA DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

Inicialmente denominada Tomografía Axial Computarizada (TAC) o Tomodensitometría, su desarrollo marcó el nacimiento de la radiología moderna, todo gracias a la introducción de la informática en el campo del diagnóstico por imagen.



Es una técnica de diagnóstico por imagen que permite la visualización de cortes del organismo a partir de múltiples determinaciones de absorción de rayos X. Aunque la formación de la imagen se limita a cortes transversales (axiales), la reconstrucción final de la misma puede obtenerse en cualquier plano.

La tomografía computarizada, está basada en los trabajos que realizaron, de forma independiente, A. M. Cormack y G. H. Hounsfield, que recibieron el Premio Nobel de Medicina en 1979.

La introducción de esta técnica permite eliminar la superposición de imágenes de estructuras situadas superficial o profundamente con respecto al área de interés, así como discriminar tejidos cuyas densidades físicas difieren menos de un 1% y reducir en gran medida el tiempo de obtención y adquisición de las imágenes.

La exploración consiste en dirigir un haz de rayos X en forma de abanico finamente colimado hacia una serie de detectores (cámaras de ionización o, más recientemente, sistemas de detección basados en detectores de estado sólido), que registran las características de absorción de todas las estructuras del organismo situadas en el trayecto del haz de rayos X.

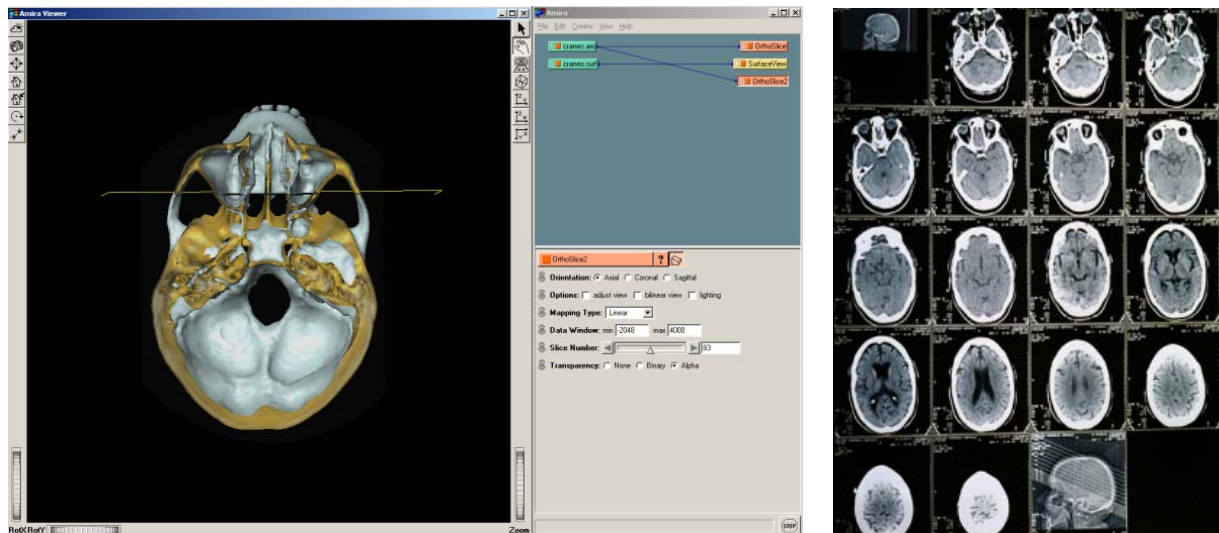
Las señales eléctricas registradas son enviadas a un ordenador, el cual tras una manipulación matemática de los datos obtenidos, construye una imagen que se presenta como una matriz de bloques individuales denominados voxels (volume elements o elementos de volumen), cuya longitud viene determinada por la anchura del haz de los rayos X (corte tomográfico).

Cada cuadrado de la matriz de la imagen es un píxel, al que se le asigna un número (unidad Hounsfield) que corresponde a la densidad característica de absorción o coeficiente de atenuación lineal de ese volumen particular de tejido en el paciente y que puede encontrarse comprendido entre un rango de -1000 (densidad aire) y $+1000$ (densidad hueso), equivalente a un nivel diferente de densidad óptica o tono de gris.

A finales de la década de 1980, la TC convencional fue progresivamente sustituida por la TC helicoidal o espiral (en la que simultáneamente a la rotación del tubo y los detectores se produce el avance de la mesa del paciente) que, además de una mejora en la obtención de imágenes multiplanares, supone una reducción significativa del tiempo de exploración y de la dosis de radiación.

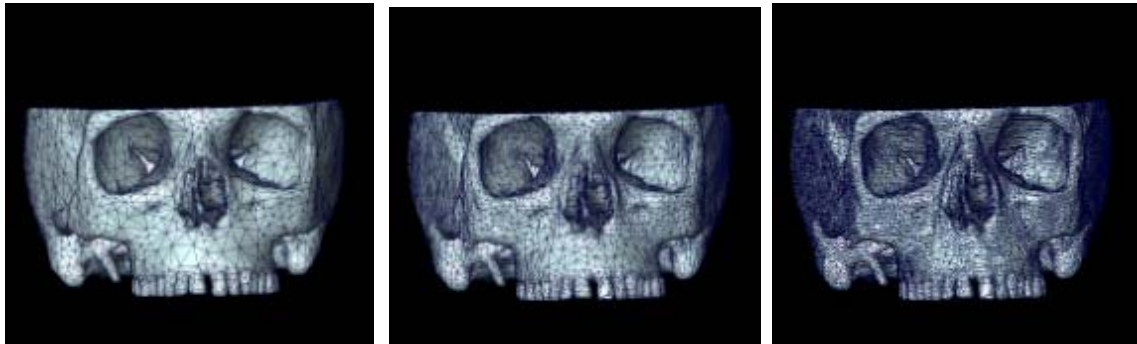
HERRAMIENTA DE PROCESAMIENTO DE IMÁGENES TRIDIMENSIONALES

Una vez adquiridas las imágenes radiológicas con el tomógrafo, posteriormente fueron alineadas y redimensionadas y así obtener imágenes isotrópicas de 1 mm; a continuación se delimitaron las estructuras óseas a reconstruir mediante un editor 3D (Amira). Este editor es una poderosa herramienta informática para la visualización avanzada, análisis de datos y reconstrucción geométrica de estructuras anatómicas, procedentes de imágenes radiológicas obtenidas con las técnicas diagnósticas más usuales, soportando formatos DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*).



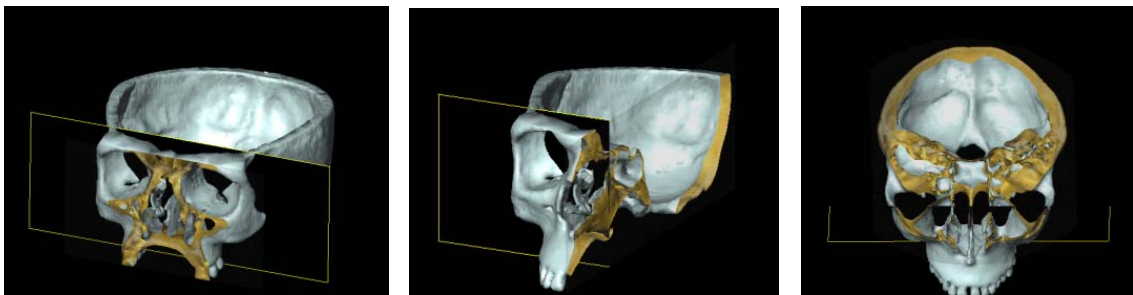
El procesamiento de las imágenes tridimensionales se apoya con poderosas herramientas automáticas e interactivas de segmentación. La reconstrucción de algoritmos permitió crear fácilmente modelos poligonales a partir de objetos

segmentados. Se pueden generar mallas volumétricas apropiadas para simulaciones avanzadas de elementos finitos.



Esta aplicación informática es capaz de ejecutar, prácticamente en tiempo real, representaciones volumétricas de grandes cantidades de datos superiores a los 10 Megabytes. Por otra parte, las imágenes volumétricas generadas pueden combinarse con cualquier tipo de representación poligonal.

Además, Amira es capaz de computar secciones anatomo-radiológicas de orientación arbitraria, en datos 3D, pudiéndose combinar múltiples secciones.



El separado poligonal es otro rasgo destacado de Amira, pudiendo ser utilizado para reducir adaptativamente el número de triángulos en un modelo exterior.

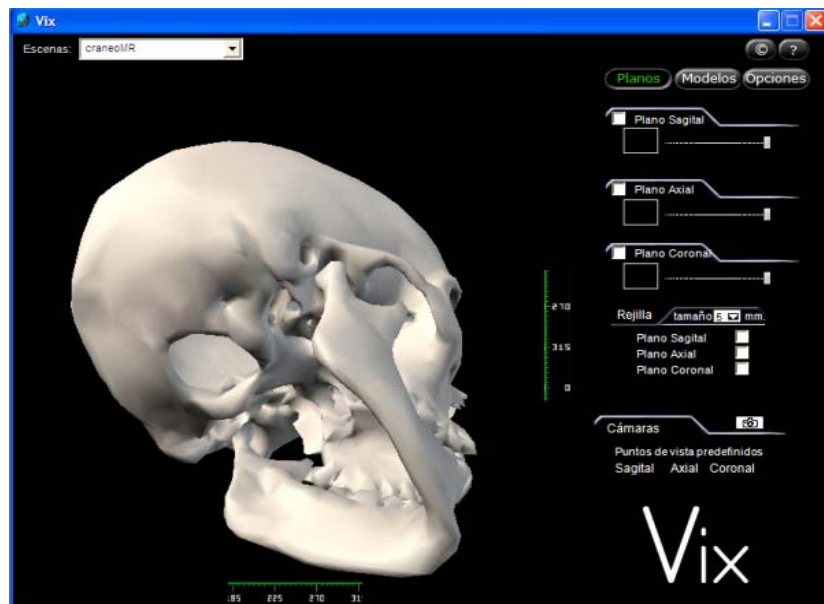
Una vez generada la imagen geométrica nos permite practicar diferentes secciones por el plano deseado por el usuario, pudiendo rotar la estructura en cualquier posición del espacio. Esto hace que podamos visualizar toda la imagen anatómica de forma íntegra.

Esta herramienta está disponible para entornos PC, UNIX y estaciones PC basadas en Linux, permitiendo la rápida visualización y tratamiento de imágenes radiológicas.

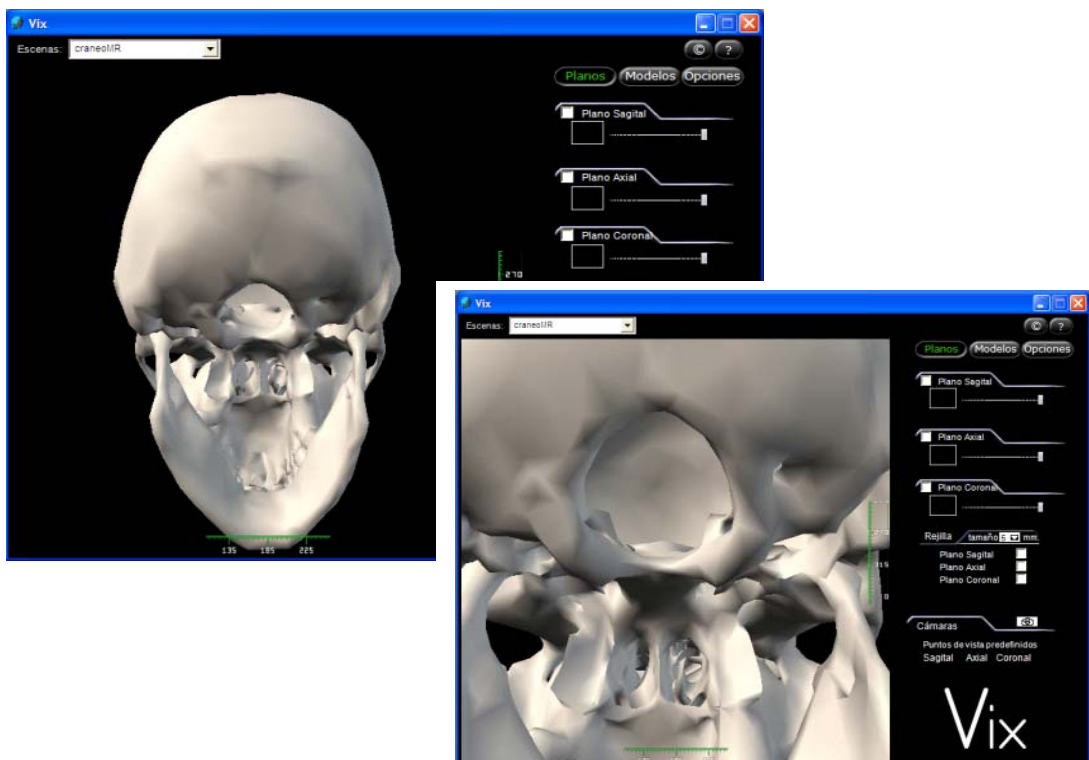
En definitiva, Amira permite la reconstrucción tridimensional fácil, suministrando innovativos y potentes algoritmos a partir del procesamiento de imágenes y de la geometría computacional. No cabe duda que esta potente aplicación informática que permite intensificar la productividad de las imágenes radiológicas.

Finalmente se obtuvo una malla triangular de la superficie, y exportó para su visualización en un visor desarrollado por nosotros al que hemos denominado Vix.

Vix es un programa informático diseñado por nosotros, para entornos PC, que permite la visualización e interacción con imágenes seccionales de cualquier modalidad, corregistradas con modelos 3D en formato directX.



La aplicación informática desarrollada permite la visualización del cráneo en cualquier posición espacial, permitiéndonos además navegar por el interior de la cavidad craneana, de forma virtual, introduciéndonos por los diferentes orificios de la base del cráneo.



CONSIDERACIONES FINALES

Ante los nuevos cambios en el proceso de enseñanza-aprendizaje del sistema universitario, es necesario introducir estrategias y formas creativas de enseñanza autónoma, que se centren en el estudiante.

Estos entornos informáticos de visualización constituyen un método innovador para el análisis de estructuras anatómicas, generadas a partir de unas imágenes reales, obtenidas por diferentes procedimientos de diagnóstico por imagen como la tomografía computarizada, la resonancia magnética, entre otras. Por tanto, desarrollos informáticos como el que presentamos, permitirá experimentar con medios que se ajusten a la realidad en la formación docente y experiencia práctica en el campo de la anatomía humana.

BIBLIOGRAFÍA

ALBERICO, R.A.; LOUD, D.; POLLINE, J.; GRECO, W.; PATEL, M.; y KLUFAS, R. (2000). Thick section reformatting of thinly collimated helical CT for reduction of skull base-related artifacts. *Am J Roentgol*, 175(5): 1361-6.

AMATLLER, J. ; GARCÍA, O. ; SUSÍN A (2000). “*Modelo Dinámico para la segmentación automática de imágenes 3D*”, X Congreso Español de Informática Gráfica-CEIG'2000, pág. 355-370

AMBROSE, J.A.E. (1973). Computerized transverse axial scanning (tomography): Clinical application. *Br J Radiol*, 46: 1023-1047.

AMBROSE, J.A.E. (1977). Exploración con Tomografía Computada: Mirada Retrospectiva. *Seminarios de Roentgenología*, 12: 8-14.

BARAFF, D. y WITKIN A. (1998). “*Large Steps in Cloth Simulation*”, *Computer Graphics (Proc.SIGGRAPH)*, 43-54.

DAMMERT, S.; FUNKE, M.; MERTEN, H.A.; OBERNAUER, S. y GRABBE, E. (2002). Multislice helical CT (MSCT) for midfacial trauma: optimization of parameters for scanning and reconstruction. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bild geb Verfahr*, 174(7): 874-9.

FRUCHS, T.; KACHELRIESS, M. y KALENDER, W.A. (2000). Technical advances in multi slice spiral CT. *Eur J Radiol*, 36(2): 69-73.

HAMARNEH G., MCINERNEY T. Y TERZOPOULOS D. (2001) "Deformable Organisms for Automatic Medical Image Analysis", to appear in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI 2000*, Utrecht, The Netherlands.

HOUNSFIELD, G.N. (1973). Computerized transverse axial scanning (tomography). Part. 1. Description of system. *Br J Radiol*, 46: 1016-1022.

KOCH R. M., GROSS M. H., CARLS F. R., VON BREN D. F., FRANKHAUSER G., Y
PARISH Y. I. H. (1996). Simulating Facial Surgery Using Finite Element Models. Proceeding
of the 23 Annual Conference on Computer Graphics, New Orleans, LA USA, 421-428.