



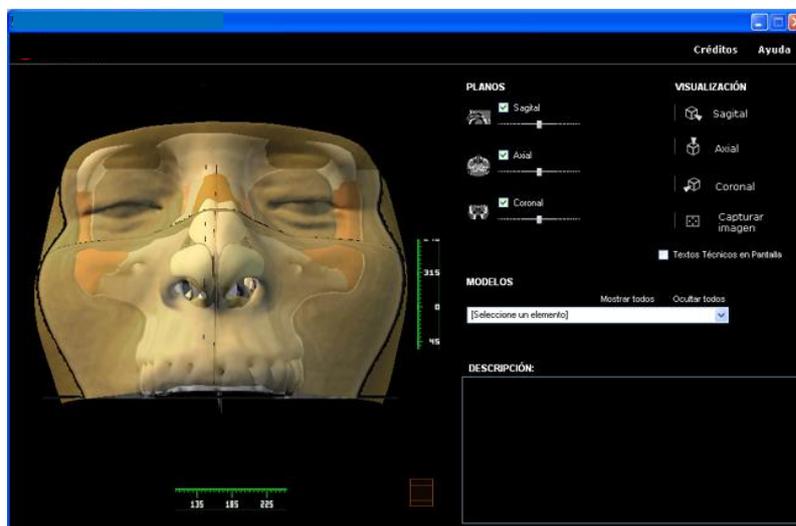
VNIVERSIDAD  
D SALAMANCA

# MEMORIA de RESULTADOS

Proyecto de Innovación Docente 2010/2011

**GENERACIÓN VOLUMÉTRICA DE ESTRUCTURAS ANATÓMICAS, PARA SU VISUALIZACIÓN ESPACIAL, QUE MEJORE LA FORMACIÓN Y EL APRENDIZAJE:**

Procedimiento informático de innovación tecnológica.



Código del proyecto: ID10/021

Responsable del Proyecto: Prof. Dr. Juan Antonio Juanes Méndez

# Índice

- 1.- Innovación tecnológica en la docencia universitaria.
- 2.- Técnicas radiológicas de valoración morfológica
- 3.- Justificación y objetivos.
- 4.- Metodología.
- 5.- Resultados.
- 6.- Conclusiones
- 7.- Bibliografía.

## 1.- Innovación tecnológica en la docencia universitaria

El desarrollo de las técnicas de diagnóstico por imagen digitales y la sustitución de las imágenes analógicas tradicionales no habrían sido posible sin el desarrollo paralelo de la informática que ha permitido disponer de ordenadores de alto rendimiento, sistemas de almacenamiento masivo adecuados para la gran volumen de información generado, monitores de alta resolución para la visualización de las imágenes y redes de alta velocidad para la transmisión de las mismas.

La transformación de imágenes analógicas en digitales requiere la descomposición de la imagen original en una matriz de px (contracción y plural de la expresión *picture element*) a los que se les asigna valores numéricos que corresponden a diferentes tonos de grises, codificados según el sistema binario.

La resolución espacial de la imagen digital está definida por el número de píxeles que representan la imagen. El tamaño de las matrices más empleadas son 512x512 px, pero pueden alcanzar los 4096x4096 px. Los niveles de grises asignados a cada pixel determinarán los detalles que se puedan apreciar en la imagen digital. Dos niveles (blanco y negro) se pueden almacenar en 1 bit o dígito binario de información (*binary digit*) con 12 bits serían  $2^{12}$  niveles de grises, es decir, 4.096. Esta cantidad de información no es discriminable por el ojo humano, pero sí puede almacenarse y manipularse por un ordenador según nuestras preferencias en un momento dado.

Entre las ventajas de las imágenes digitales frente a las analógicas destaca la mejor resolución y manipulación de la información para apreciar detalles como distancias y densidades. Además, permite el almacenamiento electrónico en bases de datos que facilitan su acceso inmediato por distintos profesionales incluyendo a través de internet.

Actualmente, las exploraciones TC y RM en los distintos centros hospitalarios producen cientos de Mb de datos cada día, cuya información generalmente se analiza visualmente a partir de secciones transversales. Sin embargo, es difícil valorar cambios sutiles en el volumen o forma de una estructura tridimensional como un tumor cerebral simplemente observando secciones transversales. La generación de volúmenes en la reconstrucción de estructuras anatómicas tridimensionales permite ampliar el rango de la visión humana más allá de lo que es accesible de forma natural.

El desarrollo informático profesional de referencia empleado en este proyecto fue Amira; el cual permite múltiples funcionalidades como el análisis de datos de imágenes, reconstrucción geométrica o modelado y la visualización avanzada 3D. Los distintos módulos permiten la segmentación de objetos y posterior creación de modelos poligonales. Además, permite generar verdaderas mallas volumétricas, que a su vez permiten la simulación de los distintos volúmenes.

Como resultado del uso de estos módulos, es posible una exploración rápida, comparación y medición de los volúmenes obtenidos a partir de distintas técnicas de neuroimagen. Amira, permite cargar cualquier conjunto de datos de imagen médica incluyendo RM, TC, PET y SPECT y soporta distintos formatos de imagen digital, incluyendo el formato estándar para imágenes radiológicas DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) y empleado en el manejo, almacenamiento y transmisión de imágenes médicas en redes (TCP/IP), impresoras y discos (formato de fichero)

El conjunto de herramientas de Amira son accesibles a partir de una interface visual de programación que permite aplicar tareas de los distintos módulos por selección y arrastre, o a través de barras de herramientas personalizables con las acciones más comunes, sin necesidad de conocimientos profundos de programación. También incluye vistas en miniatura de las imágenes cargadas. Lo más difícil es acostumbrarse a utilizar todos los módulos que se incluyen, ya que cada uno tiene distintas restricciones respecto al tipo de datos a utilizar y es necesario familiarizarse con sus propios parámetros.

En Amira, reconstrucción significa que los objetos 3D, estructuras anatómicas en este caso, se pueden representar como una malla de superficie triangular o una malla volumétrica tetrahedral a partir de los datos que representan el volumen de una imagen (voxel). Visualización significa que es posible mostrar conjuntos de datos de imágenes a través de un visor 3D interactivo que permite ver el modelo desde diferentes posiciones, rotar el objeto en el espacio moviendo el cursor del ratón dentro de la ventana del visor e incluso aplicar zoom.

Los componentes básicos de Amira son los módulos y los datos relativos a los objetos, en este caso, las distintas estructuras anatómicas. Los módulos se utilizan para la visualización de datos de las estructuras anatómicas y realización de operaciones como la creación de modelos poligonales a partir de imágenes 3D que pueden combinarse para producir una sola escena mostrando múltiples conjuntos de datos simultáneamente. Los datos de objetos se crean automáticamente a partir de los datos del archivo de entrada que se estén leyendo, o como salida de las operaciones de los módulos.

Los componentes de los módulos están representados por pequeños iconos colocados en la parte superior derecha, conectados por líneas para indicar las dependencias entre componentes, es decir, qué módulos pueden aplicarse a qué tipo de datos.

Entre las tareas y herramientas más útiles que incluye Amira de cara a la reconstrucción de modelos 3D de estructuras anatómicas, destacan las siguientes:

### ***Segmentación de imágenes***

Consiste en asignar a cada pixel de la neuroimagen una etiqueta referente a qué región pertenece el pixel, por ejemplo, pálido o ventrículo lateral. Permite la separación de estructuras dentro de un volumen. La segmentación se almacena por separado en el apartado de datos de objetos denominado *LabelField* y que sirve como prerrequisito para poder medir con precisión el volumen y generar la superficie del modelo. Los *LabelField* se pueden visualizar y modificar utilizando el editor de segmentación de imagen, de forma que se pueden suavizar los datos y conseguir una superficie más limpia y agradable del objeto. Este editor contiene múltiples herramientas que van desde las puramente manuales a las completamente automáticas: pincel (pintar), lazo (contorno), varita mágica, tijeras inteligentes, interpolación y extrapolación del contorno, varios filtros como el de suavizado, limpieza... que pueden aplicarse tanto en 2D como en 3D y ya que el editor no almacena las regiones que rodean a los contornos, sino las etiquetas de la región, se garantiza una clasificación única y bien definida.

### ***Reconstrucción de la superficie***

Consiste en la construcción o generación de una superficie o modelo de superficie en malla triangular del objeto o estructura encefálica insertada en el conjunto de datos. Una vez que las características referentes al volumen de la imagen 3D han sido segmentadas, se puede crear el modelo de superficie poligonal correspondiente garantizando una superficie poligonal topológicamente correcta, sin autointersecciones. Durante la segmentación el sistema produce límites suaves entre las caras que forman parte del modelo, consiguiendo modelos realistas de alta calidad, incluso si los datos de la imagen inicial son de baja resolución o contienen ruido intenso.

### ***Simplificación de la superficie***

Consiste en la reducción del número de triángulos en un modelo de superficie ya que el número de triángulos creados por el módulo SurfaceGen es demasiado grande para que la generación de modelos de malla puedan ser procesados por ordenadores estándar. La clase de datos que representa las superficies triangulares en Amira se denomina HxSurface. La generación de la malla tetrahedral requiere pasar satisfactoriamente el test de orientación e intersección ya que después de la simplificación de la superficie, puede aparecer alguna incorrección de orientación, es decir, un pequeño número de triángulos pueden solaparse parcialmente. Estas incorrecciones se reparan de forma automática, y si falla la reparación, se señalan cuáles son los triángulos afectados, de forma que pueden corregirse manualmente.

### ***Registro***

Consiste en la integración o fusión de imágenes de volúmenes obtenidas a partir de diferentes modalidades (por ejemplo, PET y RM) en tres dimensiones obtenidas en un mismo sujeto. Este módulo puede fusionar datos morfológicos con datos funcionales, y datos de 2D y 3D. Normalmente se toma una de las bases de datos como referencia, y las demás se transforman hasta que coincidan. El módulo para el registro en Amira permite, por ejemplo, determinar la transformación óptima respecto a la translación, rotación, escalamiento...

### ***Generación de una Malla Tetrahédrica***

Consiste en el relleno del volumen definido por la superficie con tetrahedros (a modo de pirámides triangulares, generando una verdadera malla volumétrica tetrahédrica, a partir de la superficie triangular creada previamente, ahora sí, adecuada para simulaciones en 3D. En entornos gráficos, esta malla volumétrica tetrahédrica determina el número de caras y, por lo tanto, la velocidad de renderización consecuente.

Amira soporta dos tipos de mallas importantes: mallas con estructura hexahédricas (mallas regulares), y mallas tetrahédricas no estructuradas. Una malla regular consiste en una cadena de nodos, donde cada nodo es colocado por un coordenadas 3D  $(i,j,k)$  que se almacenan. El tipo de mallas tetrahédricas representa una malla volumétrica compuesta por muchos tetrahedros. Este tipo de malla se puede usar para realizar simulaciones y mantiene una considerable cantidad de información. Para cada tetraedro, las coordenadas de sus cuatro vértices se almacenan al igual que el número que indica el segmento al que pertenece el tetraedro, tal y como se obtuvo en el procedimiento de segmentación. Cuando se selecciona una malla, se muestra información sobre el número de sus vértices, aristas, caras y tetrahedros.

Otro método de reconstrucción de modelos de superficie poligonales es a través de isosuperficies, generando menos triángulos de forma que grandes conjuntos de datos 3D se pueden visualizar consumiendo menos recursos. En este caso, al igual que otros modelos poligonales, las isosurfaces pueden colorearse y se les pueden aplicar transparencias, facilitando la comprensión de estructuras espaciales complejas.

### ***Renderización Volumétrica***

Es una de las técnicas más potentes para la visualización de datos de imágenes en 3D. Consiste en asignar a cada punto del volumen parámetros de emisión de luz y absorción de luz. La simulación de la transmisión de luz a través del volumen hace posible mostrar los datos desde cualquier dirección sin necesidad de construir modelos poligonales intermedios. Amira puede aplicar esta técnica de renderización

prácticamente en tiempo real incluso con datos originales de más de 40 Mb. Hasta el momento, Amira es el único desarrollo informático que permite renderizar múltiples conjuntos de datos al mismo tiempo.

## **2.- Técnicas radiológicas de valoración morfológica**

En la descripción de cada una de las siguientes técnicas de Radiodiagnóstico se hará referencia a su origen, el procedimiento y principios físicos en los que se basan. Se destacan las indicaciones y limitaciones asociadas a cada una de ellas. El primer apartado se entra en la radiografía simple, como punto de partida para comprender las características de la tomografía computarizada (TC) que se presenta posteriormente.

### **Radiografía Simple**

El descubrimiento de los Rayos X por Wilhelm Conrad Roentgen en 1895 puede considerarse el nacimiento de la radiología y probablemente el descubrimiento físico más importante en el campo de la medicina.

La propiedad fundamental de los Rayos X que justifica su uso en el diagnóstico por imagen, es su capacidad de penetrar en el tejido orgánico, absorbiéndose de forma selectiva (atenuación) y produciendo luz al incidir sobre los tejidos que componen las distintas estructuras anatómicas (luminiscencia) permitiendo su impresión sobre una película radiográfica o una placa. Es decir, el procedimiento de la radiografía simple consiste en el registro de los Rayos X que atraviesan los diferentes tejidos que componen las estructuras anatómicas.

Cuando la información se hace visible sobre una película radiográfica hablamos de radiografía y cuando se utiliza una pantalla fluorescente que se ilumina por efecto de la radiación, radioscopia. A la visualización más oscura (negro) se denomina radioluminiscente o radiotransparente, y las más claras (blanco) radioopacas. El tamaño del campo de radiación se puede modificar utilizando un colimador.

En general, la atenuación de la radiación X dependerá principalmente del número atómico del elemento que compone la materia o tejido de las estructuras anatómicas con las que interacciona el haz de radiación (a mayor número atómico, mayor absorción), la densidad del medio (a mayor densidad, más absorción), la longitud de onda de la radiación (a mayor longitud de onda o radiación blanda, mayor absorción) y en menor medida, el espesor de la zona (a mayor espesor, mayor absorción o atenuación).

Una de las limitaciones de los Rayos X es que sólo permiten diferenciar 5 densidades radiológicas básicas: densidad aire, compuesto por elementos de número atómico bajo  $^1\text{H}$ ,  $^6\text{C}$ ,  $^7\text{N}$ , y  $^8\text{O}$  (por lo que la absorción es muy baja y la cantidad de radiación que llega a la película grande) que aparece representada en tonos negros; densidad grasa, que aparece en gris; densidad agua de los tejidos blandos y que aparece en color gris claro casi blanco; densidad hueso como el cráneo, es decir, con número atómico relativamente alto  $^{15}\text{P}$ ,  $^{20}\text{Ca}$  (por lo que aparecen en blanco); y densidad metal, como los contrastes como el bario  $^{56}\text{Ba}$  y aquellos que contienen yodo  $^{53}\text{I}$  aparecen muy blancos (Cabrero, 2002, 2004).

Actualmente, es evidente la tendencia al formato digital, y la radiografía simple es un ejemplo representativo, el uso de radiografías en placa (formato analógico) está dejando lugar a las radiografías digitales, aunque el fundamento físico sigue siendo el mismo.

Otra limitación de la radiografía simple es el carácter bidimensional de la imagen, y el tridimensional de las estructuras anatómicas representadas, lo que supone una pérdida inherente de información. Una estructura de menor densidad, pero de mayores dimensiones, podría verse igual que otra de mayor densidad pero menores dimensiones, o dos estructuras superpuestas, se superpondrán en la neuroimagen.

Finalmente, otro de los problemas tienen que ver con el efecto de ampliación de la imagen, ya que para obtener una imagen igual a la estructura encefálica explorada, el foco de Rayos X debería estar situado a una distancia infinita, si bien, en la práctica, se asume que el tamaño es el mismo con distancias superiores a 150cm (telerradiografías)

La TC que describiremos a continuación permite solucionar parcialmente estos problemas utilizando secciones o cortes de las estructuras anatómicas a representar.

## **Tomografía Computarizada (TC)**

Desde el punto de vista histórico, después del descubrimiento de los Rayos X, la mayor contribución al diagnóstico por imagen fue el desarrollo de la TC por el ingeniero eléctrico británico Godfrey M. Hounsfield, tras conectar sensores de Rayos X a una computadora y elaboró una técnica de reconstrucción algebraica para componer las imágenes a partir de los datos transmitidos, obteniendo el Premio Nobel de Medicina en 1979, junto con Allan M. Cormack.

El término tomografía significa imagen de un corte o sección, de forma que la TC es una técnica de diagnóstico por imagen basada en la visualización de estructuras anatómicas a partir de múltiples cortes axiales, a partir de los cuales es posible obtener reconstrucciones en cualquier plano. La exploración TC puede entenderse como un conjunto de Rayos X simple

tomados desde distintos ángulos alrededor del encéfalo y combinados en un ordenador para formar una imagen de la zona explorada. El agente físico de la TC sigue siendo los Rayos X, igual que en la radiografía simple, pero, las imágenes digitales contienen una capacidad de discriminación muy superior a las radiografías convencionales.

Los componentes de los tomógrafos para la obtención de datos están contenidos en una caja de material rígido denominado gantry y son los siguientes: el generador de Rayos X, el tubo de Rayos X, el colimador, y los detectores. El tubo de Rayos X y el sistema de detectores forman un conjunto que se mueve simultáneamente para obtener las distintas proyecciones. La imagen digital no se formará en los detectores, sino que se requiere un convertidor analógico-digital, de forma que un ordenador pueda procesar y la información y aplicar los algoritmos matemáticos correspondientes que permitan la reconstrucción de la imagen tomográfica y mostrarla en la consola del operador.

A diferencia de la radiografía por Rayos X convencional, la imagen TC consta de una matriz plana de píxeles bidimensionales con valores asociados a tonos de una escala de grises que representan el coeficiente de atenuación de cada vóxel (definido éste por el área de un píxel por el espesor del corte o anchura del haz de Rayos X). Actualmente, es posible conseguir matrices superiores a los 1.024 x 1024 px.

En las imágenes 2D, cada imagen se define como una función de 2 dimensiones  $f(x,y)$  donde  $x$  y  $y$  son coordenadas en el plano y  $f$  una amplitud de cualquier par de coordenadas ( $x$ ,  $y$ ) llamada intensidad de imagen en el punto. El término niveles de se refiere a la intensidad monocromática de las imágenes y las imágenes a color, por ejemplo bajo el sistema RGB, el color se define por la combinación de tres componentes individuales (red, green, blue) rojo, verde y azul.

La ecuación que nos indica la atenuación que sufre el haz de radiación X al atravesar los diferentes tejidos que componen las distintas estructuras anatómicas es la siguiente:  $I_x = I_0 \cdot e^{-\mu x}$ . Es decir, la intensidad de la radiación X después de atravesar el espesor de un objeto ( $I_x$ ), depende de la intensidad de la radiación que incide sobre la superficie ( $I_0$ ) y el coeficiente lineal de atenuación para un determinado vóxel ( $\mu x$ ), que como dijimos en el apartado de Rayos X depende, a su vez, de la densidad del medio y longitud de onda del haz de radiación incidente.

A diferencia de la radiografía simple que ofrece un valor medio al atravesar diferentes estructuras anatómicas por los Rayos X, la TC permite obtener el perfil de atenuación en cada uno de los vóxeles, gracias a que los haces inciden en cada voxel desde distintos ángulos o proyecciones.

En general, las exploraciones TC consisten en hacer pasar un fino haz de Rayos X a través del encéfalo de una persona acostada. En las exploraciones de TC del encéfalo, los cortes empleados son paralelos a la línea orbitomeatal, con el techo de la órbita y centro del conducto auditivo externo como puntos de referencia craneométricos, garantizando la adquisición de imágenes en los mismos ángulos para su posterior registro.

Este haz de Rayos X se emite por un tubo de Rayos X que rota alrededor de la cabeza, y estos rayos son detectados en el lado opuesto de la cabeza del sujeto, por detectores sensible a Rayos X. La cantidad, tipo, y posición de sustancias que están en el escáner entre el tubo y el detector son reconstruidas a partir de un ordenador, en una imagen del encéfalo.

Los tomógrafos han evolucionado significativamente desde los años 70 hasta el punto de considerarse hasta cuatro generaciones:

Los tomógrafos de primera generación, consistían en la obtención de secciones mediante un tubo de Rayos X muy colimado, y su desplazamiento junto con el detector (uno solo en este caso) en un movimiento mecánico de traslación y rotación.

En los tomógrafos de segunda generación los Rayos X se emitían en forma de abanico, de aproximadamente 5 grados y se empleaban entre 10 a 30 detectores. Aunque el ángulo de giro seguía siendo de 180 grados, al aumentar el número de detectores se reducía el número de movimientos de traslación, rotación y, por lo tanto, el tiempo de exploración.

Los tomógrafos de tercera generación, emplean un abanico de Rayos X de entre 25 a 30 grados, lo suficientemente amplio como para no necesitar desplazamientos laterales (movimientos de translación). El gantry rota de forma continua alrededor del paciente 360 grados, y esto reduce significativamente el tiempo de exploración. Se utiliza un conjunto de detectores que varía de entre 300 y 500 detectores, que también rotan alrededor del paciente.

En los tomógrafos de cuarta generación, como los usados en este trabajo, sólo gira el tubo de Rayos X, y se emplean detectores fijos de 360 grados, en un número que oscila entre los 1200 y 4800 detectores. Por lo tanto, el tubo de Rayos X se mueve alrededor del encéfalo y los detectores permanecen fijos, reduciendo al mínimo el tiempo de exploración.

Los detectores de Rayos X posicionados alrededor de la circunferencia del escáner recogen las lecturas de atenuación del fino haz de Rayos X al atravesar la cabeza desde múltiples ángulos. A partir de los distintos coeficientes de atenuación lineal es posible la reconstrucción en los tres planos de las imágenes a partir de un proceso matemático basado en una serie de algoritmos. Actualmente, el proceso de reconstrucción de la imagen a partir de TC supone procesar más de 1000 proyecciones en 360 grados, cada una conteniendo datos de

miles de detectores, lo que implica que deben de resolverse miles de ecuaciones simultáneamente. Esta tarea no ha sido posible hasta el desarrollo de potentes computadores, de hay el apelativo de tomografía “computarizada”.

A su salida por el lado opuesto de la cabeza, el grado de atenuación (coeficiente de atenuación lineal) de los Rayos X dependerá de la densidad de las diferentes estructuras anatómicas encontradas en su camino. El tejido óseo, de mayor densidad, absorbe mayor cantidad de Rayos X, la sustancia gris una parte menor y los fluidos y aire absorben muy poco. El valor del coeficiente de atenuación es una unidad relativa al coeficiente de atenuación del agua, que es similar en la mayoría de los tejidos.

El valor de atenuación de Rayos X de los tejidos para un determinado pixel es comparado con el valor de atenuación del agua y es mostrado en una escala de grises denominada Escala de Hounsfield. En esta escala, el blanco corresponde con el valor de máxima intensidad de absorción y el negro para el valor de mínima intensidad. A la unidad de absorción se le denomina Hounsfield (UH), donde 0 indica agua, 1000 hueso compacto y -1000 aire en la escala (Figura 1.11).

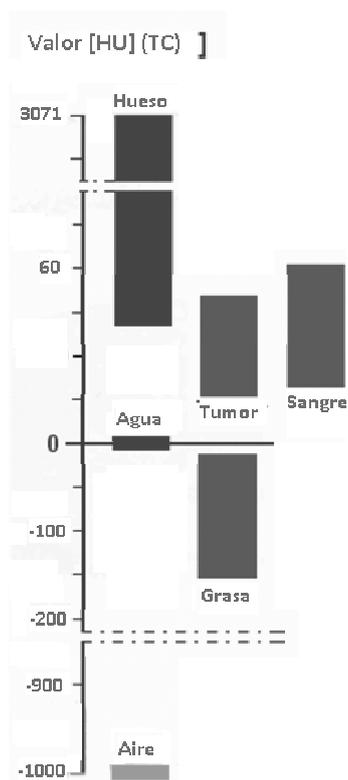


Figura **¡Error! No hay texto con el estilo especificado en el documento..** Valores de los coeficientes de atenuación asociados a diferentes tejidos.

El valor en UH del tejido que define una estructura encefálica concreta vendrá determinado por la siguiente fórmula, donde  $\mu$  refiere a los diferentes coeficientes de atenuación:  $UH = (\mu_{\text{tejido}} - \mu_{\text{agua}} / \mu_{\text{agua}}) \cdot 1000$ .

La gama de colores completa de la escala comprende 2000 tonalidades de gris. Los equipos modernos permiten hasta 12 bits de información por píxel, por lo tanto pueden representar 4096 valores diferentes. Sin embargo, el ojo humano sólo puede discriminar entre decenas de tonalidades de gris. Por este motivo, se utiliza el concepto de selección de ventana y nivel de ventana. Consiste en la representación de un sector parcial de los valores TC que nos interesen (selección de ventana). De esta forma podemos centrarnos en partes blandas del encéfalo, ventana de partes blandas, o en el estudio del cráneo, ventana ósea. Y desplazando el nivel o centro de la ventana podemos maximizar las posibilidades de discriminación de las estructuras que nos interesan, de forma que cuanto más estrecha sea la ventana, mayor será el contraste.

Como resultado, las estructuras de alta absorción de rayos, como el tejido óseo, se mostrarán en blanco, tejidos de menor densidad lo harán en escalas de gris, y las sustancias de menor densidad como el aire, con los índices más bajos de absorción lo harán en negro. Pero a diferencia de los Rayos X simples, no nos limitamos sólo a cinco valores de densidad.

La gran disponibilidad de TC y su bajo coste la convierte en una de las modalidades de diagnóstico por imagen más asequibles. Además, el TC muestra con claridad elementos como el hueso, lo que le convierte en la modalidad de elección para estudiar fracturas del cráneo y en lesiones cerebrales con calcificaciones como los tumores cerebrales. Sin embargo, es una técnica menos útil para identificar una isquemia reciente u otro trauma cerebral sin lesión ósea.

La exploración TC comparte limitaciones inherentes al empleo de radiación por Rayos X. La exploración TC es equivalente a una gran cantidad de Rayos X simples, por lo que existen restricciones respecto al número total de exploraciones que pueden realizarse en un sujeto con cierta seguridad.

Finalmente, tenemos que distinguir distintas técnicas de exploración. Por un lado, el *tomograma*, donde el tubo emisor no se mueve, pero sí la mesa con el paciente, y donde se emplean las radiaciones más bajas. Por otro lado, la exploración en espiral que presentaremos a continuación, y que consiste en el movimiento continuo de la mesa con el paciente mientras se hace girar el gantry, denominada *Tomografía Helicoidal*.

### ***Tomografía helicoidal***

Los primeros estudios por Tomografía Computarizada Helicoidal o Espiral se realizaron en 1989 y constituye uno de los avances tecnológicos más recientes en el campo de la TC, aunque los elementos fundamentales del tomógrafo integrados en el gantry siguen siendo los mismos: el tubo generador de Rayos X, los detectores para la medición de Rayos X atenuados y un sistema de adquisición de datos para la medición y digitalización de la señal proveniente de los detectores.

La TC convencional obtiene imágenes como cortes axiales individuales del encéfalo a partir del movimiento conjunto tubo-detectores alrededor del paciente, por lo que la exploración requiere varios cortes sucesivos con una breve pausa después de cada corte para que la mesa de exploración avance hasta la siguiente posición. Sin embargo, con la incorporación de la TC helicoidal o espiral, la adquisición de datos se realiza sin interrupción por la rotación continua del tubo de Rayos X y del sistema de detección mientras la mesa del paciente avanza simultáneamente a una velocidad constante a través del gantry, lo que reduce significativamente el tiempo de exploración.

Como resultado del giro del tubo de Rayos X y el detector en forma de espiral que cubre todo el paciente, todas las vistas del corte son realizadas simultáneamente mientras que el tubo y los detectores rotan alrededor del paciente. Es decir, se combina una rotación continua del tubo emisor y detector de Rayos X describiendo un movimiento en espiral en torno al paciente mientras es trasladado sin interrupción a lo largo del gantry. Como resultado, la exploración asegura un registro completo y rápido del área a estudiar. Se puede explorar grandes volúmenes con una sola inspiración mantenida del paciente. En los nuevos TC multicorte, la resolución espacial es casi isotrópica, lo que significa que se consigue un registro perfecto.

El primer escáner multicorte, de dos cortes, apareció en 1991 y se basa en el uso de dos filas paralelas de detectores que permiten obtener dos cortes en cada rotación del gantry. En 1988 aparecieron los escáneres de cuatro cortes, significativamente más rápido que uno de un solo corte, y en 2001 y 2002, sistemas de 6, 8, 10 y 16 cortes, actualmente se disponen de equipos con 64 cortes o superiores.

## **Resonancia Magnética (RM)**

La historia de la RM se remonta a 1946 cuando Bloch y Purcel demostraron que cuando ciertos núcleos atómicos son sometidos a un campo magnético intenso son capaces de absorber energía de ondas de radiofrecuencia (RF) y generar una señal de RF capaz de ser

captada por una antena receptora. Sin embargo, la invención de la RM en el estudio del encéfalo humano vivo data de los años 70 con los trabajos de Damadian y Lauterbur.

La denominación actual RM, sustituye a la denominación anterior Resonancia Magnética Nuclear, en la que el término nuclear hacía referencia al papel que desempeñan algunos núcleos con propiedades radioactivas.

La RM, a diferencia de la radiografía simple y TC que emplean radiación ionizante para la obtención de imágenes, se basa en la interacción de campos magnéticos y ondas de radiofrecuencia con los tejidos. [El procedimiento consiste](#), primero, en colocar al sujeto dentro de un imán, segundo, aplicar una onda de radiofrecuencia, tercero, interrumpir la onda de radiofrecuencia y cuarto, reconstrucción de la imagen a partir de la recepción de la señal emitida por el sujeto.

El primer principio en el que se basa la RM es el concepto de campo magnético. El momento magnético de los núcleos de hidrógeno (H) del organismo ha de ser orientado en la dirección de un campo magnético constante, homogéneo y de gran intensidad (0,5 a 3T) al que se expone al sujeto. El elemento base de las técnicas de diagnóstico por imagen en RM es el H, dado que es el elemento más abundante en el organismo y estructuras anatómicas, y además, es el núcleo más fácil técnicamente de tratar con campos magnéticos. Pero se podría aplicar a cualquier núcleo sin un momento magnético nulo, es decir, cuyo número atómico ( $z$ ) sea impar. Cuando se consideran los momentos magnéticos individuales de los protones de un vóxel, éstos se orientan de forma aleatoria, y giran al azar, de forma que sus momentos se neutralizan. La magnetización aparece cuando el paciente es colocado en la imagen de la unidad de RM, y los momentos magnéticos se orientan en la dirección y sentido de este campo magnético externo (magnetización longitudinal, en el eje Z). Además, la presencia del campo externo provoca, la orientación del movimiento de rotación alrededor de este eje (movimiento de precesión), de forma que cuanto más intenso sea el campo magnético, mayor será la frecuencia de precesión.

El segundo principio tiene que ver con el concepto de resonancia. Cuando se aplica un segundo campo magnético formado por breves pulsos de radiofrecuencia en una segunda dirección, hace que los protones cambien y se inclinen en torno a sus ejes verticales (movimiento de precesión) de forma muy parecida a como sucede cuando en una peonza la fuerza de la gravedad compite con la fuerza de rotación. Se dice entonces que esos átomos están en *resonancia*. La precesión crea un campo magnético (con un componente vertical y un componente horizontal) que varía en el tiempo y que genera una corriente eléctrica, que en realidad, es lo que se mide en la RM.

La tasa o frecuencia de precesión es específica para los átomos de  $^1\text{H}$  (en comparación con otros átomos), pero también depende de la fuerza del campo magnético aplicado, el cual variará dependiendo de la posición particular del átomo de H en una molécula. Es decir,  $^1\text{H}$  tendrá una frecuencia de precesión diferente en el agua, en comparación con ese mismo  $^1\text{H}$  en lípidos.

Todos los átomos en fase con el breve pulso magnético están en precesión produciendo una señal ajustada a su frecuencia de precesión, al igual que un imán rotatorio induce una corriente. Es decir, un pulso de ondas de RF de una frecuencia precisa, igual a la frecuencia de resonancia de los núcleos de hidrógeno hace que el momento magnético de los átomos de H se orienten en otro sentido, de forma que los núcleos de H absorben energía de RF y empiezan a girar acompañados (resonancia). La frecuencia de absorción de energía de dichos núcleos se llamó frecuencia de resonancia. El pulso de radiofrecuencia (o excitación) provoca la disminución de la magnetización longitudinal (hasta el punto de que puede hasta desaparecer) y hace que aparezca una nueva magnetización transversal (eje xy).

El tercer principio es el concepto de relajación. Cuando cesa el pulso de RF se produce una liberación de energía, también en forma de onda de RF como resultado de la vuelta del momento magnético de los núcleos a su orientación inicial (relajación). Una vez desconectado el pulso de RF aparece el fenómeno de relajación, lo que hace que disminuya rápidamente la magnetización transversal (relajación transversal), y recuperación progresiva de la magnetización longitudinal (relajación longitudinal). La representación gráfica de las magnetizaciones en función del tiempo después de interrumpir el pulso de RF define la curva T1 (tiempo de relajación longitudinal) y curva T2 (tiempo de relajación transversal). Estas relajaciones T1 y T2 son características de cada tejido que componen las distintas estructuras anatómicas. T1 es el tiempo que tarda la magnetización longitudinal en recuperar el 63% de su estado de equilibrio, siendo más largo en líquidos que en sólidos. T2 es el tiempo que tarda la magnetización transversal adquirida en descender en un 63% de su fuerza máxima, y son siempre más breves que los tiempos T1. Y más largo en líquidos que en sólidos. Finalmente, la energía liberada o señal de relajación es detectada con una antena y analizada de forma que las señales de cada vóxel ofrece una imagen de dicha zona. El problema es que la señal de RF emitida en el proceso de relajación por los protones de cada vóxel de tejido es muy débil. Para intensificarla, se emplean pulsos de RF consecutivos, separados por pausas, formando una secuencia que se repite varias veces. El tiempo que pasa desde que se envía el pulso hasta que se recibe la señal se denomina tiempo eco (TE) y el intervalo entre pulsos sucesivos se denomina tiempo de repetición (TR). Dependiendo de sus valores, podemos distinguir varias

secuencias, como la secuencia spin-eco, una de las más empleadas, que consiste en un pulso de 90 grados y otro de 180 grados, que se repite hasta conseguir la información de la imagen. Modificando los valores TE y TR se influye en la señal resultante de los distintos tejidos y por lo tanto se puede mejorar la visualización de la morfología de distintas estructuras anatómicas. Por ejemplo, si aumentamos el TR después de un primer pulso de 90 grados, los tejidos habrán recuperado, casi por completo, la magnetización longitudinal. Y cuanto más corto sea el TE, más fuerte será la señal de un tejido. En general, las imágenes potenciadas en T1 emplean TR y TE cortos (<30 ms) y el LCR aparece negro, la sustancia gris más oscura que la sustancia blanca, y permiten un mejor contraste entre tejidos. El resultado son imágenes muy anatómicas, con una buena resolución, indicadas para el estudio morfológico de las estructuras anatómicas. En el caso de las imágenes potenciadas en T2 los tejidos son más fáciles de distinguir cuando se emplean TE y TR largos (que no producirían diferencias significativas en T1). Las imágenes potenciadas en T2 son menos anatómicas, pero son más útiles para estudiar procesos patológicos como los ictus. Los líquidos como el LCR aparecen en blanco. Finalmente, el RM potenciado en densidad protónica utiliza un TR largo y TE corto, de forma que la imagen está influida por la diferencia en la densidad protónica de los tejidos, de forma que a más protones, señal más potente). Cuando el líquido se ve más oscuro que los sólidos, la imagen está potenciada en densidad protónica o T1, y cuando el líquido aparece en tonos blancos, lo está en T2. En general, en RM, las estructuras anatómicas con tejidos que emiten señales intensas aparecen en blanco (hiperintensidad) y las que emiten una señal baja o nula aparecen en gris oscuro o negro (hipointensidad), y entre estos extremos hay tonalidades de grises. La intensidad de la señal de las imágenes RM puede ser alta o baja (claro u oscuro) según la secuencia de pulso utilizada, y el tipo de tejido.

En las imágenes obtenidas a partir de secuencias T1, aparecerán en oscuro los siguientes tejidos: calcificación, tumor, infarto, inflamación, infección, hemorragia, etc. y en claro o brillante: grasa, flujo lento de sangre, sustancias paramagnéticas como gadolinium, necrosis resultado de infarto cerebral, etc.

En las imágenes obtenidas a partir de secuencias T2, aparecerán en tonos claros o brillantes: tumor, infarto, inflamación, infección, etc.; y en tonos oscuros: calcificación, tejido fibroso, desoxyhemoglobina...

La construcción posterior de la neuroimagen de RM representa la codificación espacial de la frecuencia. La reconstrucción se realiza según un proceso matemático denominado Transformada de Fourier, en donde se asigna un valor numérico a las intensidades de las

señales calculadas para cada pixel, y después se trasladan a formato visual en escala de grises dentro de una matriz determinada. Cada punto de la imagen de RM es una interpretación de la señal que se obtiene del comportamiento de estos protones. Por ejemplo, los protones de hidrógeno de la grasa tardan más tiempo en “relajarse” que los de otros tejidos.

Los aparatos de RM están graduados de acuerdo a la fuerza del campo magnético que son capaces de generar. Los de alto poder son capaces de producir campos magnéticos de más de 1 Tesla (T) (10.000 a 20.000 Gauss), los sistemas de mediano poder producen 0.35 a 0.5 T y los de bajo poder producen un campo magnético de menos de 0.2 T. Los sistemas de alto y mediano poder utilizan magnetos superconductores en los cuales las espirales de cobre son mantenidas en un estado de superconducción (-269 °C), al estar inmersos en un baño de He. Los sistemas de bajo poder, usan materiales magnéticos que producen un campo magnético de menor potencia.

En la actualidad se están empleando potencias de hasta 4 Teslas, obteniendo imágenes con una resolución inferior a 1mm. La resolución espacial de la RM de hasta 1mm depende fundamentalmente de la potencia del campo magnético y de la técnica de pulso de la RM. Permite distinguir con gran nitidez sustancia gris de sustancia blanca, así como el LCR.

Una de las ventajas de la RM es que no supone radiación (y en el uso de campos magnéticos no se han encontrado alteraciones biológicas perjudiciales). Tampoco artefactos a partir de estructuras óseas. A diferencia de las TC radiológicas convencionales, la RM permite obtener imágenes del encéfalo vivo en cualquiera de los planos ortogonales. Por este motivo, se trata de una técnica especialmente indicada para el estudio del encéfalo, motivo por el que se ha empleado como técnica morfológica de preferencia para este trabajo, en detrimento del uso de imágenes obtenidas a partir de Rayos X y TC.

La limitación de la exploración RM consiste en que puede realizarse en pacientes portadores de marcapasos cardíacos o personas con implantes metálicos o pacientes con claustrofobia (aunque es posible proceder a una sedación intensa, o utilizar una unidad de RM de campo abierto).

La RM está indicada en la evaluación de lesiones que afectan a tejidos blandos encefálicos, como en caso de enfermedades desmielinizantes tales como la Esclerosis Múltiple (EM) el estudio integral de tumores de cualquier tipo y accidentes cerebrovasculares.

La visualización de pequeños vasos puede requerir el empleo de un medio de contraste generalmente gadolinium. A diferencia de los medios de contraste empleados en estudios de Rayos X, el gadolinium no contiene yodo y por lo tanto rara vez produce reacciones alérgicas u otro tipo de problemas.

En los últimos años, han parecido dos técnicas basadas en la RM especialmente útiles para el estudio del volumen y la mielinización de la sustancia blanca encefálica, si bien no se han empleado para este trabajo:

La *Imagen por Tensor de Difusión (DTI)* se basa en las propiedades de la difusión del agua en el tejido cerebral. Dado que la señal de RM es sensible a los movimientos de las moléculas de agua en el cerebro, y que este movimiento es mayor en los axones, la DTI permite visualizar las fibras que tienen la misma orientación en el cerebro. Proporciona información sobre la integridad y orientación de los tractos de sustancia blanca cerebral, dado que las membranas de los axones y vainas de mielina suponen un obstáculo al movimiento de las moléculas de agua en direcciones distintas su propia orientación, por lo que la dirección de máxima difusividad coincide con la orientación del haz de fibras de sustancia blanca. Se trata de una técnica especialmente indicada para el estudio morfológico “in vivo” de lesiones que afecten a las vías neuronales.

### **3.- Justificación y Objetivos**

El material actualmente empleado en la docencia de la Anatomía Humana, en las diferentes titulaciones del campo de las ciencias de la salud (Medicina, Odontología, Enfermería, Fisioterapia y Terapia Ocupacional), es insuficiente y no responde a las necesidades tecnológicas de la sociedad actual, para llevar a cabo una buena formación de nuestros alumnos.

En la actualidad, las aplicaciones de tratamiento y análisis de imágenes, aparecen frecuentemente integradas con aplicaciones de visualización tridimensional. En este sentido, el papel de las nuevas tecnologías aplicadas al entorno médico ha sido, está siendo y será de gran importancia. El abanico de posibilidades y mejoras que nos ofrece la tecnología de la que disponemos actualmente es amplísimo. La posibilidad de llevar a cabo reconstrucciones tridimensionales de estructuras anatómicas, a partir de procedimientos informáticos, desde secciones procedentes de pacientes que necesitan una exploración radiológica, suponen un cambio notable en la forma de visualizar, comprender, abordar y estudiar el cuerpo humano, que sin duda repercutirá en una docencia de calidad, que mejore el proceso de enseñanza-aprendizaje.

El proyecto planteado está enmarcado hacia la consecución de materiales didácticos acordes a la nueva ordenación de las enseñanzas universitarias, que permitan al

estudiante obtener unos conocimientos adecuados, empleando para ello materiales de última generación, totalmente novedosos, que no puede encontrar en los libros actuales.

Entre los objetivos que nos hemos marcado destacamos los siguientes:

1.- Proporcionar, de forma atractiva y dinámica, conocimientos morfológicos de estructuras anatómicas craneales, eficazmente, mediante su visualización tridimensional en diferentes posiciones espaciales.

2.- Desarrollar capacidades y destrezas a través de la utilización de los sistemas informatizados de simulación gráfica y visualización espacial, que permitan desde un punto de vista docente, facilitar el proceso de enseñanza-aprendizaje de estructuras óseas de la cabeza.

3.- Generar una herramienta informática, que sea útil y complementaria a la docencia presencial y que le sirva para desarrollar de forma autónoma un aprendizaje activo y dinámico.

4.- Aumentar la motivación de los estudiantes al aprendizaje, al proporcionándoles un recurso de innovación docente, adicional y atractivo para su formación académica.

## **4.- Metodología.**

### ***4.1. Obtención de las regiones de interés (ROIs)***

La obtención de las ROIs consiste en el delineado y etiquetado de las estructuras anatómicas cuyos volúmenes vamos a modelar.

Los criterios para la selección de estructuras anatómicas han sido: su relevancia en la organización del cuerpo humano, su implicación en los principales trastornos físicos, y su susceptibilidad de acceso a nivel macroscópico.

Con esta finalidad, construimos un atlas de referencia numérica de todas las estructuras en las que estamos interesados. Este atlas está compuesto de imágenes reconstruidas tridimensionalmente.

#### **4.2. Delineado y etiquetado**

El delineado consiste en la colocación de una serie de *landmarks* situados en el espacio unidos por segmentos cortos y proyectados en los planos coronal, axial y sagital.

Los diferentes componentes de las estructuras objeto de estudio se han identificado en las imágenes de las diferentes secciones y etiquetado manual con diferentes códigos de color, mediante un editor 3D (Amira software, from Mercury/TGS-Europe, Inc., Marignac, Francia).

Este proceso de etiquetado o creación de máscaras ha sido aplicado en una de cada dos imágenes para obtener modelos de 0.66 mm de resolución. Una vez dibujadas las diferentes máscaras se ha procedido a eliminar la capa de referencia con la imagen anatómica y han sido fusionadas el resto de capas, procediéndose a su almacenamiento en formato de 8 bits (fichero estándar de tipo Bitmap).

El delineado y etiquetado de las regiones de interés relativas a aquellas estructuras anatómicas seleccionadas es el paso previo para la posterior reconstrucción volumétrica en modelos 3D.

Claramente, este etiquetado manual de cada una de las estructuras anatómicas modeladas fue el paso que llevó más tiempo. Se tiene que hacer de forma individual para cada conjunto de datos. Es muy importante que sean etiquetadas las mismas estructuras en todos los conjuntos de datos.

#### **4.3. Alineación y registro**

El siguiente paso fue la alineación de los ROIs en los tres planos ortogonales de referencia y transformación o edición si fuera necesario.

Un paso importante que va a permitir comparar conjuntos de datos individuales es el registro. Significa que los conjuntos de datos que han sido grabados de diferentes orientaciones, tienen que incorporarse a un sistema de coordenadas común. Hay varias formas de realizar la alineación. Se puede realizar a partir del centro de gravedad de las estructuras labeladas y calcular la transformación (rotación y translación) que minimice la suma de las distancias. También se calcula una escala que permita que la suma de los volúmenes de todas las estructuras encaje con la plantilla, que sólo se usa para definir la malla en la que se computa el volumen.

#### **4.4. Modelos 3D de estructuras anatómicas en malla**

Esta fase se basa fundamentalmente en la obtención de modelos de superficie, consistentes en una malla triangular, a partir de las regiones de interés (ROIs) que definen las

estructuras anatómicas objeto de estudio. Requiere la segmentación de estructuras, su registro y alineación, e integración y visualización.

Se trata del siguiente paso en el proceso iniciado con la obtención de imágenes 2D, interpolación bilineal, etiquetado, creación de bases de datos conteniendo las dimensiones y localización de las estructuras, registro de estructuras en cuanto al orden e intervalo de separación entre ellas, la delimitación de contornos y creación de una base de datos de éstos, y el cálculo de la superficie triangular en forma de malla. Esta fase finaliza con la representación del modelo de malla o generación tridimensional.

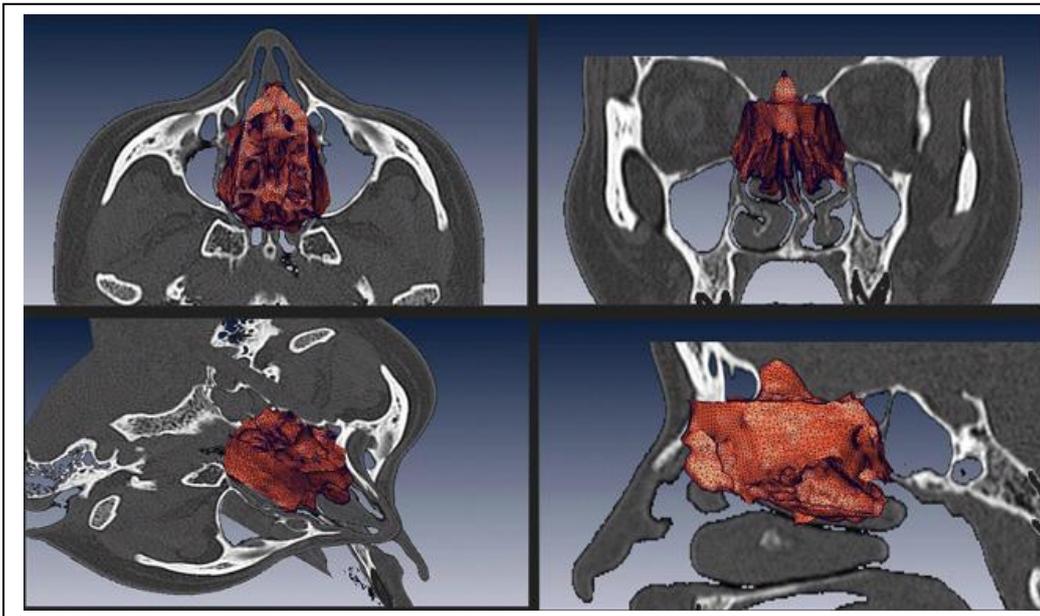
El procedimiento para la elaboración de los modelos en malla se denomina *marching cubes*. La aplicación de determinados algoritmos (de decimación) a los modelos en malla permite simplificarlos y suavizarlos. Finalmente, estos modelos son exportados en formato directX que permite su visualización. Los visores que hemos utilizado permiten representar las escenas gráficas en cualquier orientación y almacenarlas en formato bitmap, y con las que se han obtenido todas las imágenes utilizadas en este Proyecto.

La generación de un modelo 3D corregistrado, es decir, alineado, con las imágenes de las que parte requirió dos etapas sucesivas:

En primer lugar, delimitar los ROIs tomando como referencia la imagen. Los diferentes componentes de las estructuras que fueron objeto de reconstrucción se identificaron bilateralmente en las distintas secciones o imágenes y labelado manualmente con diferentes códigos de color, mediante un editor 3D, en este caso Amira®.

En segundo lugar, se aplicó una transformación geométrica para obtener una alineación aproximada del modelo a la imagen original. En este proyecto este procedimiento ha sido guiado visualmente, y ha precisado la visualización simultánea del modelo de superficie y de los tres planos ortogonales de la imagen de referencia. La matriz de transformación resultante fue aplicada a la ROI de un modelo. La ROI transformada fue re-editada para conseguir una máxima adaptación a la imagen original, empleando como referencias anatómicas estructuras más fácilmente identificables visualmente (*landmarks*). A partir de la ROI transformada y re-editada se obtuvo un fichero en formato directX del modelo de superficie definitivo de la estructura a reconstruir.

*Modelo en alambre del hueso etmoides embebido en secciones de Tomografía Computarizada en diferentes planos espaciales.*



#### **4.5. Generación y visualización de estructuras volumétricas**

Existen dos formas básicas de generar estructuras volumétricas para su posterior visualización.

La visualización de isosuperficies es una forma rápida y sencilla de generar modelos a partir de superficies poligonales generadas previamente. De esta forma, grandes conjuntos de datos 3D pueden mostrarse de forma interactiva.

La renderización volumétrica (directa), por su parte, es una de las técnicas más potentes utilizadas para la visualización de imágenes 3D. Consiste en asignar parámetros de emisión y absorción de luz a cada punto del volumen. La simulación del paso de luz a través del volumen hace posible mostrar los datos desde cualquier dirección sin construir modelos poligonales intermedios. Amira es capaz de realizar renderización volumétrica prácticamente en tiempo real, incluso para volúmenes de datos de 10Mb o más.

Además de los métodos de visualización como la como la renderización volumétrica directa o isosuperficies, algunos programas, como el que se ha utilizado en la elaboración de este proyecto, Amira, permiten trabajar con láminas de cualquier orientación en los conjuntos de datos 3D, incluso empleando láminas oblicuas para obtener imágenes de alta calidad. A este proceso se le denomina Laminado (*slicing*) y *clipping*.

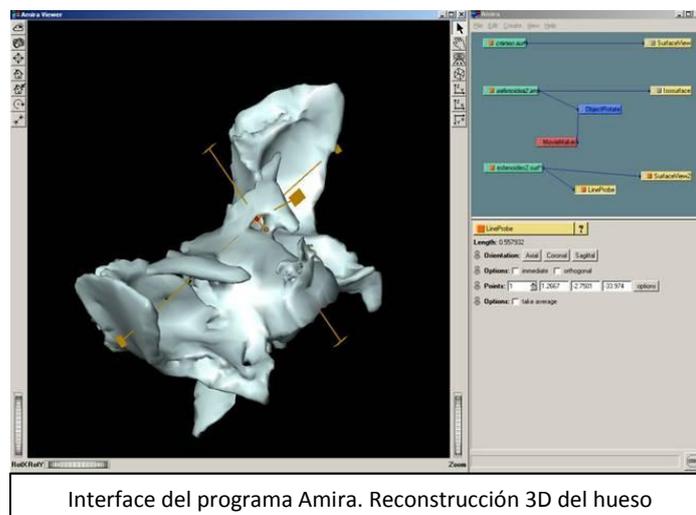
En general, la razón de crear entornos 3D con una forma de visualización más simple, como los modelos en malla o alambre, es reducir la alta potencia de cálculo que exigiría a los

programas de diseño 3D por ordenador trabajar con el acabado final deseado de una escena en tiempo real. Se trata, de generar una imagen bidimensional a partir de la interpretación de modelos en 3D.

Actualmente existen diferentes técnicas o algoritmos para la reconstrucción de imágenes en 3D, siendo las más empleadas: PMI (Puntos de Máxima Intensidad), representación de superficie (*shaded surface display*) y representación volumétrica (*volume rendering*) (Esteban Hernández, Martínez Sanjuan, Cervera Deval, Casaña Mohedo, Gurrea Ramón, Vélez Castaño y cols., 2002). Pero aunque se ha intentado automatizar el análisis de imágenes anatómicas 3D, la interacción manual sigue aportando robustez y aumentando la utilidad de la aplicación.

*Amira*®, una herramienta profesional para la visualización avanzada, análisis y reconstrucción geométrica de datos. Permite la segmentación de objetos, la creación de modelos poligonales a partir de dicha segmentación a través de algoritmos, y la generación de mallas volumétricas, adecuadas para la simulación avanzada de elementos.

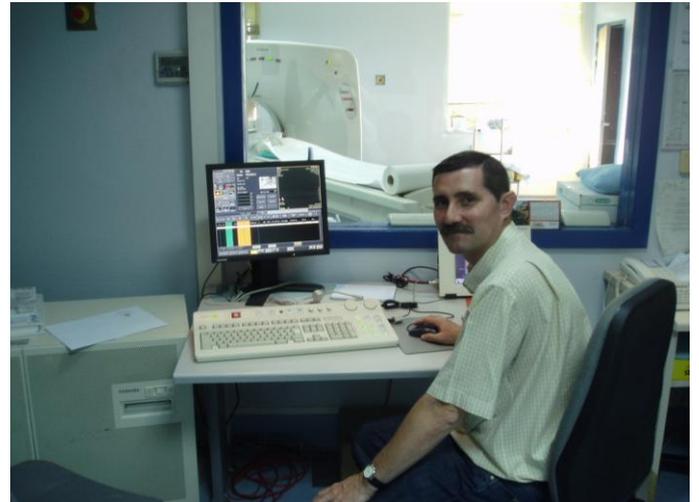
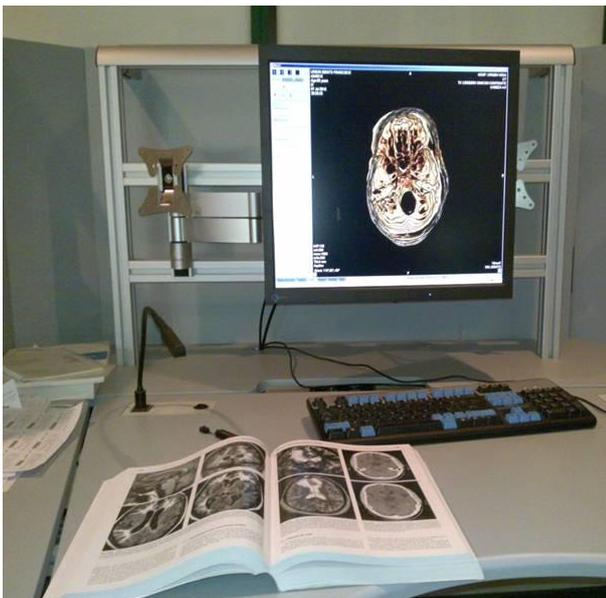
Los motivos por los que se ha elegido *Amira* son la posibilidad de soportar la mayoría de los formatos estándar de imagen y permitir la visualización de datos 3D obtenidos a partir de TC, RM y otras técnicas de imagen. También permite la segmentación automática e interactiva de datos de imágenes, la generación de modelos de superficie 3D y modelos 3D tetraedrales, la edición de superficies y diezmación poligonal libre de intersecciones, la computación de isosuperficies y renderización volumétrica directa, el registro y alineamiento interactivo y automático, soporta mallas tetraedrales curvilíneas y/o desestructuradas, y permite la visualización simultánea de diferentes conjuntos de datos. Además, permite el uso de transparencias, lo que provoca una la mejor comprensión de relaciones espaciales.





Tomógrafo Computarizado y estación gráfica utilizada.

Hospital Universitario Salamanca



## 5.- Resultados

El cráneo constituye el esqueleto de la cabeza y en él se diferencian dos partes: neurocráneo y viscerocráneo que son a su vez el soporte óseo de la cavidad craneal y de la cara.

Este hecho hace que en la cabeza, topográficamente se distingan dos grupos de regiones: craneales y faciales.

Las regiones craneales a su vez pueden ser endocraneales y exocraneales.

El endocráneo supone la visión interna del neurocráneo y como tal estructura ósea puede ser observado una vez abierto el cráneo y extraído el encéfalo. Dentro del endocráneo, tiene interés topográfico la base del cráneo.

Endocranealmente, la base del cráneo tiene forma cóncava irregular lo que permite diferenciar tres niveles que descienden en escalera de delante atrás formando las fosas craneales anterior, media y posterior.

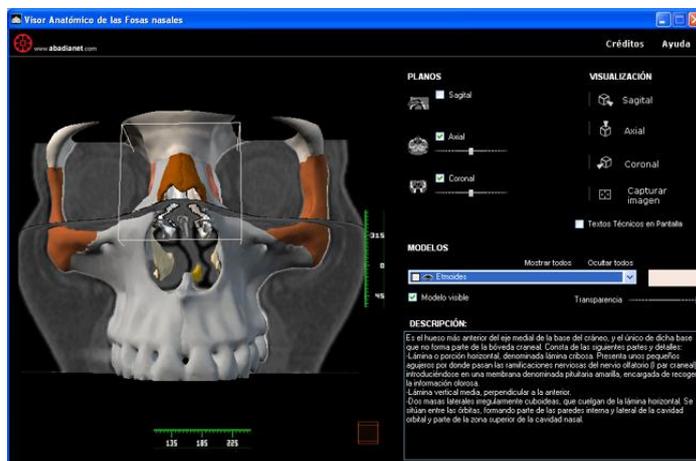
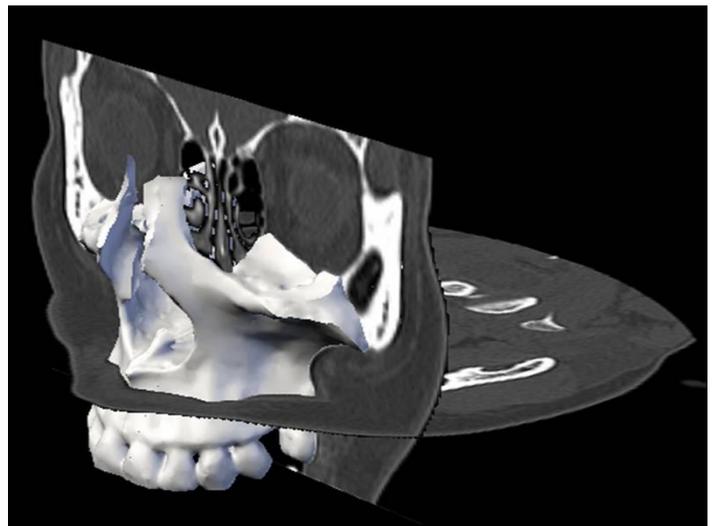
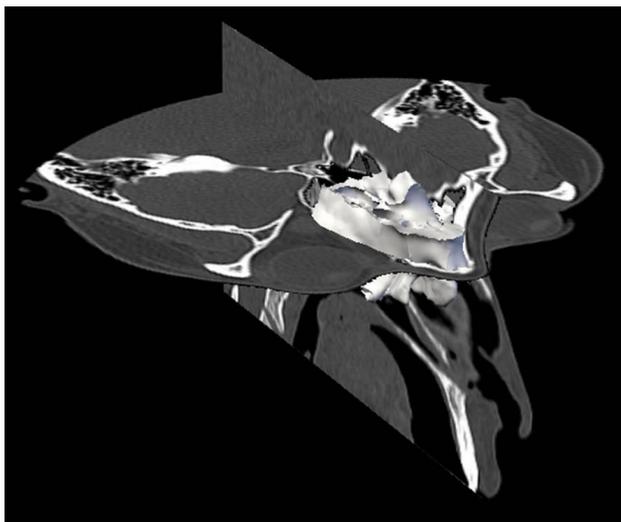
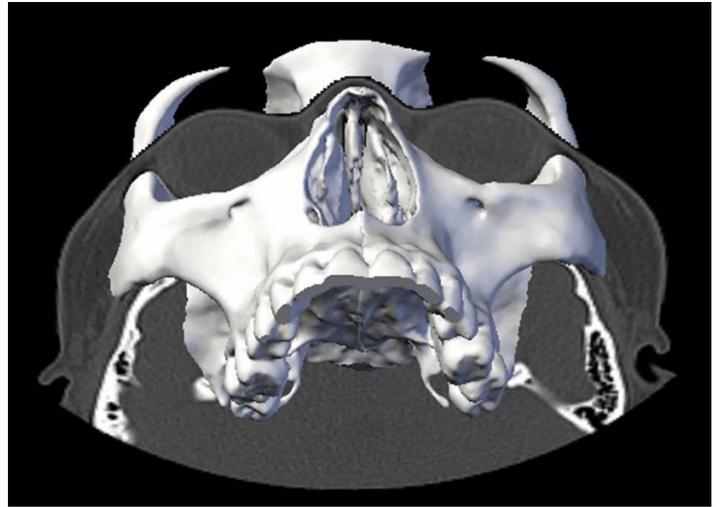
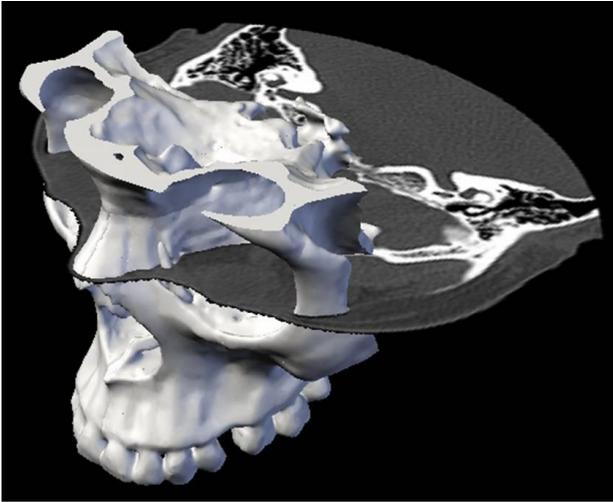
El endocráneo está ocupado por el encéfalo, la patología endocraneal, en general, viene dada por conflictos de espacio al ser dicha cavidad una cavidad cerrada.

Así la patología más relevante la constituyen Los aneurismas (dilataciones arteriales anormales), los tumores hipofisarios que pueden sobrepasar los límites superiores de la silla turca y comprimir el nervio óptico y el hipotálamo, otros tumores como meningiomas o neurinomas que afectan generalmente a los pares craneales, siendo relativamente frecuente el del VIII par craneal.

Otra patología endocraneal deriva de las fracturas óseas de la base del cráneo, hemorragias o fístulas del espacio subaracnoideo.

Los procesos tumorales de la fosa craneal posterior suelen crear conflictos de espacio en una región denominada ángulo pontocerebeloso empujando al bulbo raquídeo hacia el agujero occipital.

*Se presentan algunos ejemplos de reconstrucciones tridimensionales de los huesos del cráneo, desde secciones seriadas de Tomografía Computarizada, visualizados desde diferentes posiciones espaciales*



## **Esfenoides**

Hueso situado por delante del occipital, ocupa la posición central de la base del cráneo y presenta una morfología muy irregular por la emisión de expansiones laterales e inferiores.

Partes y detalles óseos que debemos reconocer:

Cuerpo del Esfenoides: es cuboideo, con seis caras. En su interior se encuentra el Seno esfenoidal.

Cara anterior: Orificio(s) del seno esfenoidal; cresta esfenoidal anterior; pico del esfenoides.

Cara inferior: Cresta esfenoidal inferior

Cara superior: Silla turca; yugo esfenoidal; limbo esfenoidal; canal óptico o surco quiasmático; tubérculo pituitario; apófisis clinoides anteriores. Lámina cuadrilátera; apófisis clinoides posteriores.

Cara posterior: no visible, unida a la lámina basilar del occipital por una sinóstosis.

Caras laterales: Surco carotídeo.

Alas menores: emergen de la parte anterosuperior de las caras laterales del cuerpo. Conducto óptico.

Intervienen en la constitución del yugo y de las apófisis clinoides anteriores.

Alas mayores: emergen de la parte inferior de las caras laterales del cuerpo.

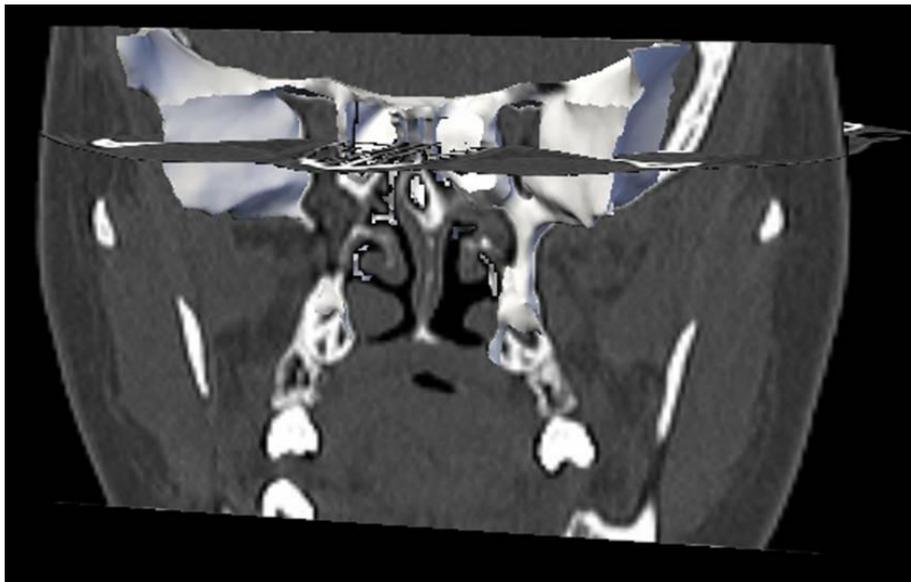
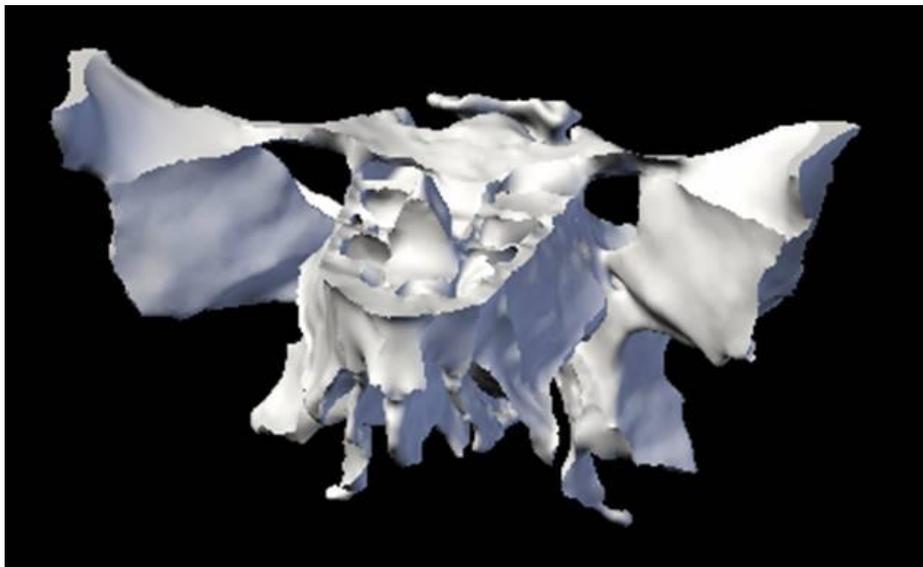
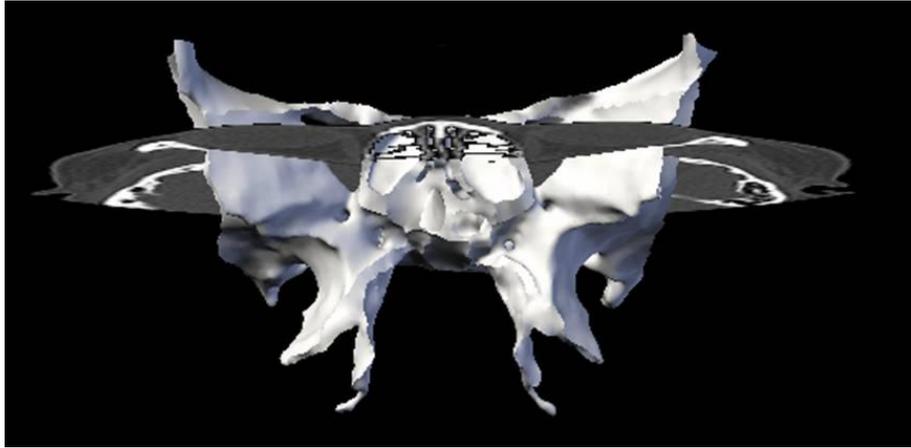
Carilla cigomática; cresta esfenotemporal; espina del esfenoides; tubérculo esfenoidal; cresta malar; carilla temporal; carilla orbitaria; agujero redondo mayor; agujero oval; agujero redondo menor; hendidura esfenoidal: entre alas mayores y alas menores.

Apófisis Pterigoides: se implantan en la cara inferior del cuerpo y de las alas mayores.

Ala interna, con apófisis vaginal, conducto esfenovomeriano lateral y gancho pterigoideo.

Ala externa: Espina de Civinini.

Conducto vidiano; escotadura pterigoidea; fosa pterigoidea; fosa escafoidea.



## **Etmoides.**

Es el hueso más anterior del eje medial de la base de cráneo. Participa más en la formación del macizo facial (techo y pared externa de las fosas nasales y pared interna de la órbita) que en la formación de la base del cráneo. Es el único hueso de la base del cráneo que no forma bóveda craneal.

Consta de las siguientes partes y detalles:

Una lámina o porción horizontal, una lámina vertical y media, perpendicular a la anterior y dos masas laterales irregularmente cuboideas, que cuelgan de la lámina horizontal

Porción horizontal: es la Lámina cribosa. Forma parte de la base del cráneo, se une por detrás al yugo del esfenoides y forma parte del techo de las fosas nasales exocranealmente.

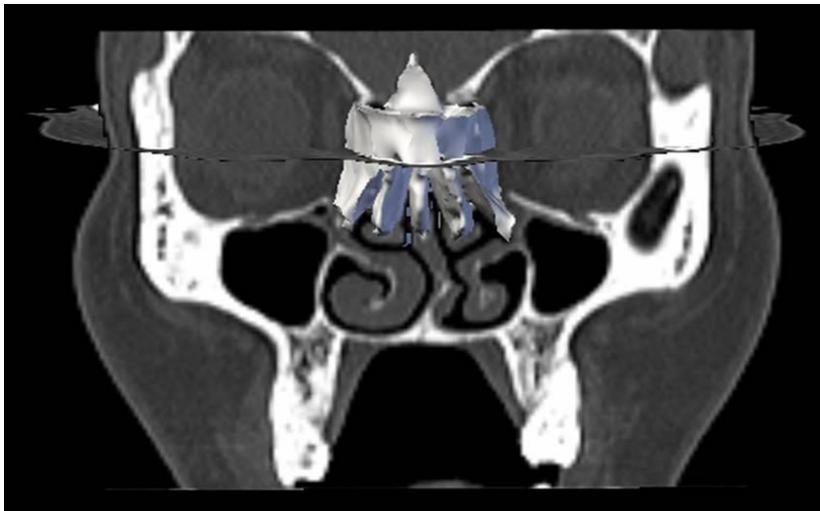
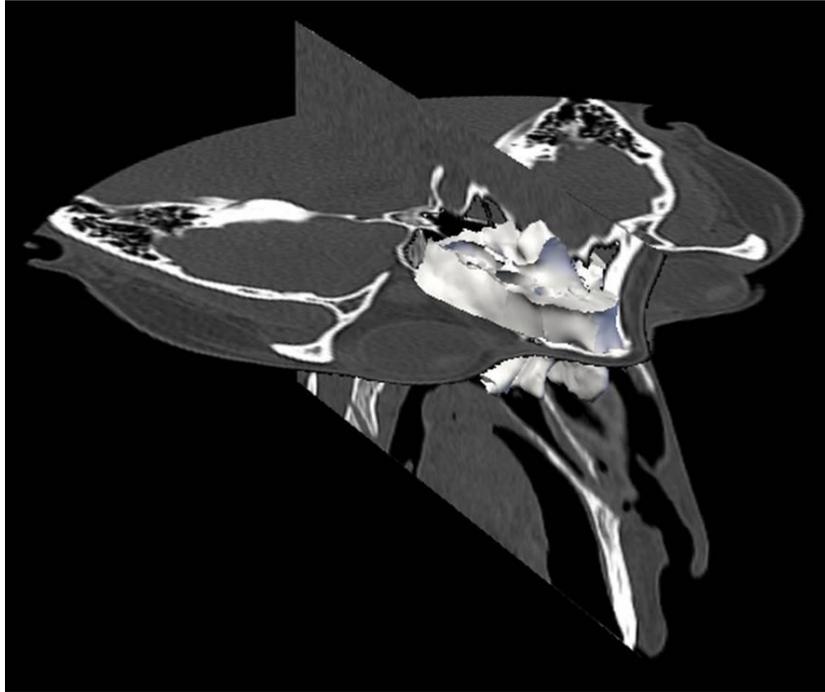
Está multiperforada por pequeños orificios (paso de nervios olfatorios). Está dividida en su línea media por la apófisis crista galli. Presenta dos canales olfatorios (asiento del bulbo y cintilla olfatorios).

Otros detalles son: la hendidura, el agujero y el surco etmoidales y el orificio endocraneal del conducto etmoidal anterior.

Lámina o porción vertical: Su tercio superior es endocraneal: Apófisis crista galli. Sus dos tercios inferiores son exocraneales: y se denominan lámina perpendicular del etmoides: Forma la porción superior del tabique nasal y tiene cinco bordes: superior: continúa a la apófisis crista galli, ántero-superior: se articula con los huesos nasales, pósterio-superior: se articula con la cresta esfenoidal anterior, ántero-inferior: se implanta el cartílago nasal del tabique, y pósterio-inferior: se articula con el hueso vómer.

Masas laterales: tienen forma cuboidal, son huecas, con numerosas celdillas, las celdas etmoidales. Presenta cinco caras: superior: Semiceldillas aéreas que coinciden con otras del hueso frontal, canales etmoidales anterior y posterior. Inferior: Asienta sobre el borde superior del maxilar superior. Tiene semiceldillas aéreas.

Anterior: Se articula con el unguis y la apófisis ascendente del maxilar superior. También tiene semiceldillas aéreas. Posterior: Semiceldillas aéreas que se acoplan con las de la cara anterior del cuerpo esfenoidal. Externa: Llamada Lámina papirácea, en la pared interna de la órbita. Delimita con el frontal los agujeros orbitarios de los conductos etmoidales anterior y posterior. Interna: En ella amarran los cornetes superior y medio. Entre ella y los cornetes: meatos superior y medio.



### **Malar o cigomático.**

Se localiza en la parte superior y lateral de la cara por fuera del maxilar. Tiene forma cuadrilátera y constituye la parte esquelética de la mejilla. Partes y detalles óseos que debemos reconocer:

Cara externa o cutánea: (lisa y convexa). Orificio malar del conducto tèmpero-malar.

Cara interna o medial: Segmento anterior articular. Segmento posterior o temporal.

Bordes:

Anterosuperior u Orbitario:

Reborde orbitario.

Apófisis frontal: orificio orbitario del conducto tèmpero-malar.

Posterosuperior o Temporal: Contorneado en 'S'

Anteroinferior o Maxilar: Coincide con el borde anterior de la apófisis piramidal del maxilar.

Posteroinferior o Maseterino: Para inserción del músculo masetero.

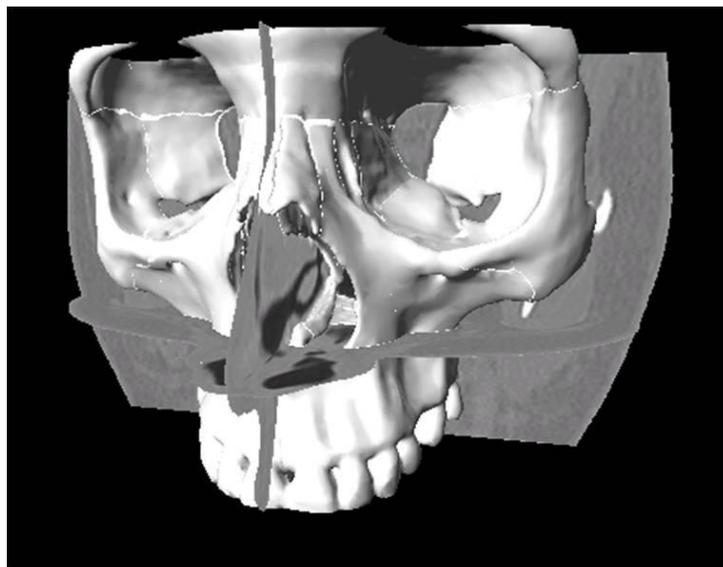
Ángulos:

Superior: se articula con la apófisis orbitaria externa del frontal.

Inferior: corresponde al ángulo inferior de la apófisis piramidal del maxilar.

Anterior: corresponde al ángulo anterior de la apófisis piramidal del maxilar.

Posterior: se articula con la apófisis



### **Maxilar superior.**

Se sitúa en la cara, por encima de la cavidad bucal, por debajo de la cavidad orbitaria y lateralmente a las cavidades nasales, formando parte de las tres cavidades. Se articula con el del lado contrario y presenta una gran cavidad en su interior: el seno maxilar. En él se deben diferenciar y reconocer los siguientes detalles:

Cara Externa o lateral: Eminencia canina. Fosa canina. Apófisis Piramidal o Cigomática:

Cara superior u orbitaria: Surco infraorbitario. Conducto infraorbitario. Conducto alveolar superior anterior (profundo).

Cara anterior o geniana: Agujero infraorbitario.

Cara posterior o cigomática: Tuberosidad del maxilar. Conductos alveolares superiores posteriores.

Base: Enclavada en esta cara externa del hueso.

Vértice: Truncado y triangular.

Cara Interna o medial: Apófisis Palatina:

Cara superior: suelo de las fosas nasales.

Cara inferior: techo de la cavidad bucal (paladar duro).

Borde medial: se une al del otro lado para formar: Arista nasal, cresta nasal o incisiva, espina nasal anterior, sutura palatina media, agujero incisivo: conducto palatino anterior.

Porción Bucal: entre apófisis palatina y borde alveolar.

Porción Nasal: por encima de la apófisis palatina. Orificio del seno maxilar (triangular).

Surco lagrimal – Concha lagrimal (borde posterior del surco). Conducto lacrimonasal (mitad interna). Conducto palatino posterior.

Bordes:

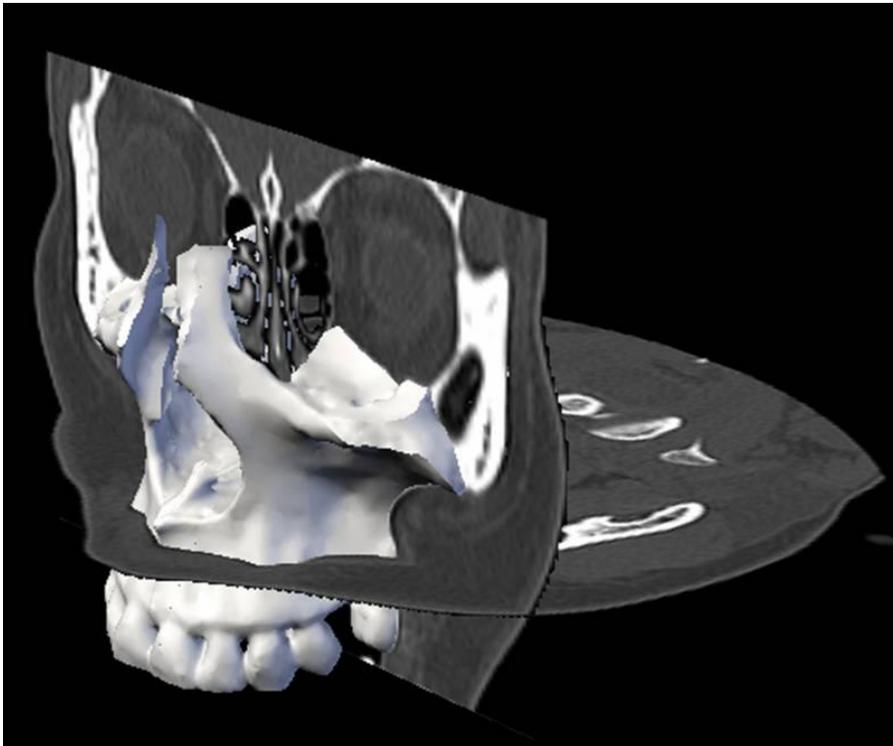
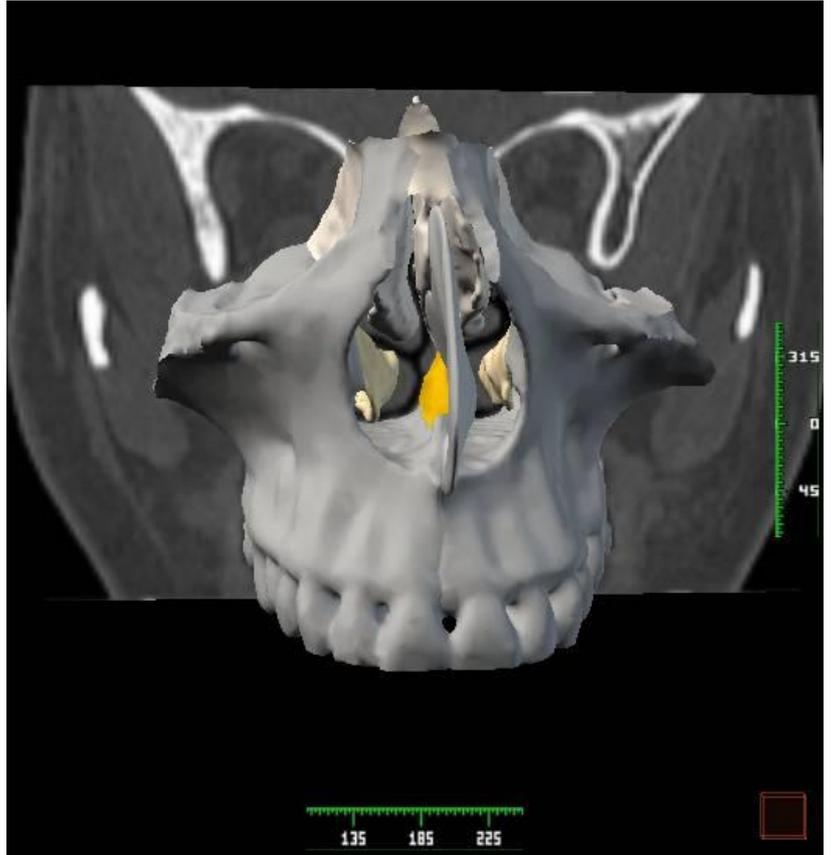
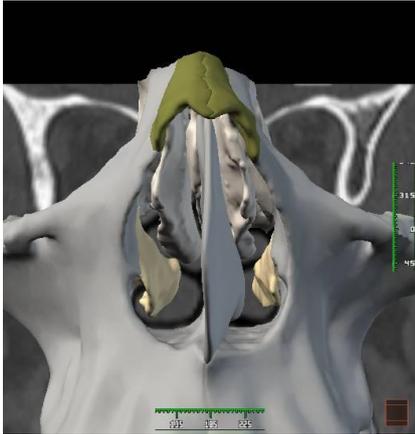
Borde superior: Semiceldillas aéreas (para el etmoides). Apófisis ascendente o frontal:

Cara externa: Cresta lagrimal anterior. Surco del saco lagrimal. Cara interna: Crestas turbinales superior e inferior. Borde anterior articulado con el hueso nasal. Borde posterior articulado con el unguis. Borde superior articulado con el frontal.

Borde inferior o alveolar: Alveolos dentarios.

Borde anterior: Escotadura nasal. Semiespina nasal.

Borde posterior: Tuberosidad del maxilar. Trígono palatino.



## 6.- Conclusiones

La tecnología informática, aplicada a la formación en ciencias de la salud, ha sufrido muchos cambios a lo largo del tiempo, paralelos a la evolución tecnológica de nuestra sociedad. En el mismo sentido, los programas docentes informatizados han sufrido transformaciones notables en los últimos años.

Esta evolución ha venido dada tanto por elementos de soporte técnico, es decir el hardware empleado; así como por los contenidos transmitidos a través de programas informáticos, es decir, el software.

La evolución más evidente ha sido en el diseño de nuevos interfaces de usuario que faciliten el entorno de comunicación o interactividad entre los usuarios y los programas informáticos.

El diseño informático de esta herramienta para el estudio de los huesos del cráneo en 3D, está elaborado tecnológicamente para transmitir, de forma adecuada, la información necesaria para alcanzar unos niveles óptimos de eficacia y rentabilidad en el proceso formativo de los estudiantes en ciencias de la salud.

Todo ello facilita la comprensión y el aprendizaje autónomo de los diferentes huesos de la cabeza, constituyendo una excelente tecnología formativa en ciencias de la salud.

La incorporación de nuevos métodos tecnológicos en los sistemas de formación en ciencias de la salud es una realidad creciente en nuestros entornos educativos. Cada vez surgen más recursos, muy atractivos, que facilitan y mejoran la calidad de la docencia y el aprendizaje.

No cabe duda que estos métodos docentes de formación, optimizan los resultados de aprendizaje al facilitar al usuario un buen entorno de visualización del contenido a transmitir, proporcionándoles así un alto grado de asimilación de conceptos.

La aplicación de estos procedimientos informáticos didácticos en la enseñanza supone un apoyo adicional a la docencia presencial, adquiriendo unas ventajas de flexibilidad horaria y de aprendizaje a un ritmo personalizado.

## 7.- Bibliografía

Archip, N., P.J. Erard, M. Egmont-Petersen, J.M. Haefliger and J.F. Germond. (2002). "A knowledge-based approach to automatic detection of the spinal cord in CT images". *Medical Imaging, IEEE Transactions on* 21:1504-1516.

Arques, P., P. Compañ, R. Molina, M. Pujol and R. Rizo. (2003). Minimization of an energy function with robust features for image segmentation. *Kybernetes* 32:1481-1491.

Betke, M., H. Hong, D. Thomas, C. Prince and J.P. Ko. (2003). Landmark detection in the chest and registration of lung surfaces with an application to nodule registration. *Med. Image Anal.* 7:265-281.

Bowtell, R. (2008). Medical imaging: Colourful future for MRI. *Nature* 453:993-994.

Brown, J. and A. Hoger. (1996). A morphological point thinning algorithm". *Pattern Recogn. Lett* 17:197-207.

Calhoun PS, Kuszyk BS, Heath DG, Carley JC, Fishman EK. Three-dimensional volume rendering of spiral CT data: theory and method. *Radiographics* 1999; 19:745-764.

Campbell, R. and P. Flynn. (2001). "A survey of free-form object representation and recognition techniques". *Computer Vision and Image Understanding* 81:166-210.

Chen T, Metaxas D. (2005). A hybrid frame work for 3D medical image segmentation. *Medical Image Analysis*;9:547-65.

Chen, M., T. Kanade, D. Pomerleau and J. Schneider. (1999). *3-D Deformable Registration of Medical Images Using a Statistical Atlas*. pp. 621-630.

Chin-Feng, Lin, Don-Lin, Yang and Yeh-Ching, Chung. (2001). *A marching voxels method for surface rendering of volume data, Computer Graphics International 2001*. Proceedings, 2001. pp. 306-313.

Cohen MS. Echo Planar Imaging and Functional MRI. En: *Functional MRI*. Editores: Moonen CTW y Bandenetti PA. 137-148 Springer 1999.

Fischl B, Salat DH, Busa E. (2002). Whole Brain Segmentation: Automated labeling of neuroanatomical structures in the human brain. *Neuron* 2002;33:341-55.

Haas, B., T. Coradi, M. Scholz, P. Kunz, M. Huber, U. Oppitz, Andre, L., V. Lengkeek, D. Huyskens, A.v.Esch and R.Reddick. (2008). Automatic segmentation of thoracic and pelvic CT images for radiotherapy planning using implicit anatomic knowledge and organ-specific segmentation strategies. *Physics in Medicine and Biology* 53:1751-1771.

Hohne, K.H., B. Pflesser, A. Pommert, M. Riemer, T. Schiemann, R. Schubert and U. Tiede. (1996). A 'virtual body' model for surgical education and rehearsal. *Computer* 29:25-31.

John M. Sullivan, Jr., Geoffrey Charron and Keith D. Paulsen. (1997). "A three-dimensional mesh generator for arbitrary multiple material domains". *Finite Elem. Anal. Des.* 25.

Juanes J.A., A Prats., ML Lagándara and JM. Riesco. (2003). Application of the "Visible Human Project" in the field of anatomy: a review. *European Journal of Anatomy*, (2003). 7: 147-159.

Juanes J.A., MJ Velasco, Prats A., JM. Riesco, E. Blanco, M de la Fuente, J. Carretero, J Delgado, M Rubio and R. Vázquez. Morphological and morphometric assessment of the encephalic ventricles using different neuroimaging techniques. *European Journal of Anatomy*, (2003). 7: 35-57.

Juanes J.A., Prats A., J.M. Riesco, E. Blanco, M.J. Velasco, F.J. Cabrero and R. Vázquez. (2001). Computerized model for the integration of data associated with the human brain. *European Journal of Anatomy*, (2001). 5: 133-138.

Juanes J.A.; H Rubio; I Pérez y A Azpeitia (1999). Brain geographic information systems. (1999). *Mapping* (1999), 51: 27

Juanes J.A.; J.L. Espinel; M.J. Velasco; J.L. Zoreda; J.M. Riesco; J.J. Carmena; E. Blanco; J. Marcos and R. Vázquez (1996). A Three-dimensional virtual model of the head generated from digitalized CT and MR images for anatomical-radiological and neurosurgical evaluations. *J. of Neuroradiology* (1996), 23:211-216.

Juanes J.A.; J.L. Espinel; M.J. Velasco; J.M. Riesco; J.J. Carmena; R. Vázquez y J. Marcos (1995). Diseño informático para la reconstrucción tridimensional de la cabeza a partir de imágenes anatomo-radiológicas. *Radiología* (1995), 37(6):393-397

Juanes JA, Espinel JL, Carmena JJ, Zoreda JL, Riesco JM, Velasco MJ y Vázquez R. (1993). Development of a procedure using computerized geometric modelling for the morphological evaluation, localization of lesions and surgical intervention of the lumbar spine. *Neurocirugía* (1993). Vol. 4. Nº 4: 306-312.

Juanes Méndez, J.A., Prats Galindo, A y Gómez Borrallo, J. (2010): Avances en el desarrollo de interfaces de usuario de programas docentes: importancia de su diseño para la eficacia y optimización del aprendizaje, en Juanes Méndez, J. A. (Coord.) *Avances tecnológicos digitales en metodologías de innovación docente en el campo de las Ciencias de la Salud en España*. Revista Teoría de la Educación: Educación y Cultura en la Sociedad de la Información. Vol. 11, nº 2. Universidad de Salamanca, pp. 101-116.

Kaus, M.R., J.v. Berg, J. Weese, W. Niessen. and V.Pekar. (2004). "Automated segmentation of the left ventricle in cardiac MRI". *Medical Image Analysis* 8:245-254

Kirkpatrick, S., C. Gelatt and M. Vecchi. (1983). Optimization by Simulated Annealing. *Science* 220:671-680.

Lorensen, W.E. (1995). *Marching through the Visible Man*. Visualization, 1995. Visualization '95. Proceedings., IEEE Conference on, 1995. pp. 368-373, 476.

Lorensen, W.E. and H.E. Cline. (1987). Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm". *SIGGRAPH. Comput. Graph.* 21:163-169.

Mallouhi A, Felber S, Chemelli A, Dessl A, Auer A, Schocke M, Jaschke WR, Waldenberger P. Detection and characterization of intracranial aneurysms with MR angiography: comparison of volume-rendering and maximum-intensity-projection algorithms. *Am J Roentgenol* 2003; 180:55-64.

Manjón JV, Egea I, de la Iglesia M, Martí-Bonmatí L, Robles M. Segmentación automática del cerebro: un nuevo enfoque en imágenes de RM potenciadas en T1. XXVI Congreso Nacional de la Sociedad Española de Radiología. Radiología 2002; 44:240.

Martí-Bonmatí L. MR image acquisition: from single slice to multislice. En: 3D image processing: techniques and clinical applications. Editores: Caramella D y Bartolozzi C. Springer-Verlag. Berlin, 2002.

Martinez-Bisbal MC, Celda B, Martí-Bonmatí L. Demonstration of brain stem 1H MR single voxel and 2D spectroscopic imaging ratios correlation. 19<sup>th</sup> Annual Meeting European Society of Magnetic Resonance in Medicine and Biology. Magma 2002; 15:173.

Meyer, F. (1992). *Color image segmentation, Image Processing and its Applications*. International Conference on, 1992. pp. 303-306.

Thieme. Kato, Z. and T.C. Pong. (2006). "A Markov random field image segmentation model for color textured images". *Image and Vision Computing* 24:1103-1114.

Museth, K., Breen, D.E., Zhukov, L. and Whitaker, R.T. (2002). *Level set segmentation from multiple nonuniform volume datasets*. Visualization, 2002. VIS 2002. IEEE, 2002. pp. 179-186.

Nanayakkara, N. D., Chiu, B., Samani, A., Spence, J. D., Samarabandu, J. and Fenster, A. (2006). *A Non-Rigid Image Registration Technique for 3D Ultrasound Carotid Images using a "Twisting and Bending" Model*. Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE, 2006, pp. 2738-2741.

Numminen, K., O. Sipila, and H. Makisalo. (2005). Preoperative hepatic 3D models: Virtual liver resection using three-dimensional imaging technique. *European Journal of Radiology* 56:179-184.

Paredes R, Martí-Bonmatí L, Masiá L, Robles M. Segmentación de imágenes aisladas de RM: desarrollo y comparación de redes neuronales. Radiología 1998; 40:505-510.

Pekar, V., T.R. McNutt and M.R. Kaus. (2004). "Automated model-based organ delineation for radiotherapy planning in prostatic region". *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics* 60:973-980.

Pillay SS, Renshaw PF, Bonello CM, Lafer BC, Fava M, Yurgelun-Todd D. (1998). A quantitative magnetic resonance imaging study of caudate and lenticular nucleus gray matter volume in primary unipolar major depression: relationship to treatment response and clinical severity. *Psychiatry Res*; 84(2-3):61-74.

Pommert, A., K.H. Hohne, B. Pflesser, E. Richter, M. Riemer, T. Schiemann, R. Schubert, U. Schumacher and U. Tiede. (2001). "Creating a high-resolution spatial/symbolic model of the inner organs based on the Visible Human". *Medical Image Analysis* 5:221-228.

Prats Galino, A.; Puigdellivol Sánchez, A.; Juanes Méndez, J.A.; Carrera Burgaya, A. y Reina, M.A. (2010). Navegación 3D en el espacio epidural y subaracnoideo en reconstrucciones a partir de imágenes de RM. En: Puesta al día en anestesia regional y tratamiento del dolor. Vol. XIII. (2010). pp: 411-420. Editorial MRS ediciones. ESAR-España.

Qatarneh, S.M., M.E. Noz, S. Hyodynmaa, G.Q. Maguire, E.L. Kramer and J. Crafoord. (2003). Evaluation of a segmentation procedure to delineate organs for use in construction of a radiation therapy planning atlas. *International Journal of Medical Informatics* 69:39-55.

Raz N, Rodrigue KM, Kennedy KM, Head D, Gunning-Dixon F, Acker JD. (2003). Differential aging of the human striatum: Longitudinal Evidence. *Am J Neuroradiol*; 24:1849-56.

Robert M., Haralick. (1994). *Document image understanding: Geometric and logical layout, Computer Vision and Pattern Recognition*. pp. 385-390.

Rohr, K., H.S. Stiehl, R. Sprengel, W. Beil, T.M. Buzug, J. Weese and M.H. Kuhn. (1996). "Point-based elastic registration of medical image data using approximating thin-plate splines". In: *Visualization in Biomedical Computing*. pp. 297-306

Schroeder, W., K.W. Martin and B. Lorensen. (1996). *The visualization toolkit: an object-oriented approach to 3D graphics*. Upper Saddle River, N.J.: Prentice Hall PTR.

Soler, L., H. Delingette, G. Malandain, J. Montagnat, N. Ayache, C. Koehl, O. Dourthe, B. Malassagne, M. Smith, D. Mutter and J. Marescaux. (2001). Fully automatic anatomical, pathological, and functional segmentation from CT scans for hepatic surgery. *Comput. Aided Surg.* 6:131-142.

Thirion, JP. (1995). *Fast Non-Rigid Matching of 3D Medical Images*. Medical Robotics and Computer Aided Surgery. Baltimore. pp. 47-54.

Thirion,JP. (1998). "Image matching as a diffusion process: an analogy with Maxwell's demons". *Medical Image Analysis* 2:243-260.

Yushkevich PA, Piven J, Hazlett HC. (2006). User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved-efficiency and reliability. *Neuroimage*;31:1116-8.

Zhang, J.Q., J. Sullivan, H. Ghadyani and D.M. Meyer. (2005). MRI Guided 3D Mesh Generation and Registration for Biological Modeling. *Journal of Computing and Information Science in Engineering* 5:283-290.

Zou KH, Warfield SK, Bharatha A, (2004). Statistical validation of image segmentation quality based on a spatial overlap index. *Acad Radiol*;11(2):178-89.