



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO
HOSPITAL REGIONAL 1º DE OCTUBRE, ISSSTE

Comparación de programas de reconstrucción de Cráneo en 3D, por medio de imágenes usando técnicas de visión artificial en pacientes ingresados con traumatismo craneoencefálico al servicio de Radiología e Imagen del Hospital Regional 1º de Octubre en el periodo de marzo del 2012 a marzo del 2013.

264/2013

**TESIS PARA OBTENER EL TÍTULO DE LA ESPECIALIDAD EN:
IMAGENOLÓGÍA DIAGNÓSTICA Y TERAPÉUTICA.**

PRESENTA:

DRA. ELIZABETH VARELA BLANCO

DIRECTOR DE TESIS:

DR. ENRIQUE GRANADOS SANDOVAL.

ASESOR EXTERNO:

ING. JOSUÉ MARTÍNEZ ELIOSA.

MÉXICO D. F.

2014



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Dr. Ricardo Juárez Ocaña

Coordinador de Enseñanza e Investigación.

Dr. José Vicente Rosas Barrientos

Jefe del Departamento de Investigación.

Dr. Enrique Granados Sandoval

Profesor titular del curso de Imagenología, Diagnóstica y Terapéutica

Asesor de tesis.

Ing. Josué Martínez Eliosa.

Asesor asociado.

ÍNDICE.

	Página.
Resumen	3
Introducción	4
Antecedentes	5
Principios tomográficos	5
Reconstrucción 3D	9
Planteamiento del problema	23
Justificación	24
Objetivos	25
Hipótesis	25
Metodología	26
Criterios de inclusión	26
Criterios de exclusión	26
Criterios de eliminación	26
Variables	27
Instrumento	27
Plan de análisis	28
Recursos	28
Difusión	29
Consideraciones éticas	29
Resultados	30
Discusión y recomendaciones	32
Bibliografía	33

RESUMEN.

El presente trabajo realiza la comparación de softwares por medio de reconstrucciones de cráneo en 3D, mediante técnicas de visión artificial entre el tomógrafo PHILLIPS EXTENDED BRILLIANCE™ WORKSPACE / V3.5.0.2250 y el Software GUI-RIC 3D, utilizando 30 expedientes radiológicos, con antecedente de traumatismo craneoencefálico, ingresados al servicio de Radiología e Imagen del Hospital Regional 1º de Octubre, ISSSTE en el periodo de marzo del 2012 a marzo del 2013.

La selección de los expedientes se llevó a cabo por medio del formato de solicitud de tomografía axial computada de cráneo, estudio que se efectuó con intervalos de 1 mm y .8 mm, el procesamiento de la información se efectuó por los investigadores.

A continuación se presentan los resultados.

ABSTRACT.

This study makes a comparison of software through skull 3D reconstructions, using computer vision techniques between BRILLIANCE EXTENDED PHILLIPS™ tomograph WORKSPACE / V3.5.0.2250 and Software GUI-RIC 3D, using 30 radiological records with history of cranioencephalic trauma, entered the service of Radiology of the Regional Hospital 1th October, ISSSTE in the period of March 2012 to March 2013.

The selection of cases was carried out by means of the application form of cranial computed tomography, a study that was conducted at intervals of 1 mm and 0.8 mm, the value of the information was made by the researchers.

Below are the results.

INTRODUCCIÓN.

El trauma craneoencefálico (TCE) es un problema de salud pública, constituye la primer causa de muerte entre los jóvenes y el cuarto en la edad adulta, tomando en cuenta lo anterior, es notable el número de pacientes que ingresan a los servicios de urgencias por TCE, siendo de importancia el tiempo para un adecuado diagnóstico lo que resulta en una mejor atención al paciente, ayudando al médico clínico-quirúrgico a encaminar un tratamiento oportuno.

A la valoración clínica de los TCE se añaden los estudios de imagen, la gama circunscribe rayos X y estudios más complejos como la tomografía de cráneo, pudiendo obtener de esta última reconstrucciones en 3D para valorar estructuras específicas, en este caso, nos atañe las densidades óseas.

Permitiendo realizar reconstrucciones de cráneo en 3D, es posible identificar trazos de fractura, lo anterior concede al médico clínico-quirúrgico una visualización más familiar del problema a tratar.

Los diferentes softwares que permiten al médico y técnico radiólogo realizar reconstrucciones en 3D dependen de cada equipo tomográfico, permitiendo manejar una diversidad infinita de marcas, sin embargo, cada una de ellas requiere de un mínimo entrenamiento, principalmente se introducen los principios básicos, los cuales pueden ser aprendidos por cualquier persona relacionada con temas de salud.

Coadyuvando con los datos clínicos, las reconstrucciones de cráneo en 3D, son de gran ayuda al momento de emitir un diagnóstico.

Actualmente, el Hospital Regional 1° de Octubre, ISSSTE cuenta con dos tomógrafos, ambos, de empresas ensambladoras diferentes, para este estudio se utilizó el tomógrafo PHILLIPS EXTENDED BRILLIANCE™ WORKSPACE - V3.5.0.2250, se comparo el software de reconstrucción de cráneo en 3D de dicho tomógrafo con el software donado a la investigadora asociada 2, de nombre GUI-RIC 3D, éste último creado por el investigador asociado 1, exclusivamente para fines científicos.

El presente estudio valora la funcionabilidad del software GUI-RIC 3D, para ser utilizado como herramienta gratuita en los servicios de urgencias del Hospital Regional 1° de Octubre, ISSSTE de manera global, cediendo al médico tratante una manera posible de llegar al diagnóstico de traumatismo craneoencefálico de manera más rápida.

ANTECEDENTES

Principios Tomográficos:

La tomografía axial computada (TAC) o también conocida como tomografía computada (TC), es tal vez la técnica más sofisticada en la aplicación de los rayos X en el ámbito de la medicina. Los algoritmos matemáticos para la reconstrucción de imágenes tomográficas fueron desarrollados por el físico alemán J. Radon en 1917. Sin embargo, su aplicación en medicina no pudo ser posible sino hasta principios de los años 70, cuando el primer dispositivo de TAC fue puesto en operación clínica por el científico británico Dr. Godfrey Hounsfield en 1972, quien advirtió que los rayos X que pasaban a través del cuerpo humano contenían información de todos los constituyentes del mismo en el camino del haz de radiación.^[(1)(2)]

Su teoría se hallaba fundamentada en el coeficiente de atenuación que experimenta el haz al atravesar la materia:

Un haz de rayos X monoenergético con una intensidad inicial I_0 , que atraviesa un material de espesor X , obtiene una disminución en la intensidad del haz de salida reducido por un factor $e^{-\mu x}$, en donde μ es el coeficiente de atenuación lineal, que se define como una propiedad intrínseca del material irradiado.⁽³⁾

El significado de la sigla **TAC**, proveniente del griego:

T = Tomografía / Imagen de un corte

- Tomos = corte.
- Grafos = escritura, imagen, gráfico.

A = Axial / Relativo al eje.

Podría referirse al eje corporal humano, pero también al eje de rotación del aparato o al punto central donde coincide el rayo central durante la exposición, que a su vez coincide con el centro de la zona de estudio.

C = Computada / Mediante sistemas informáticos.

Para la comprensión sobre la adquisición de las imágenes, se deben conocer los componentes básicos de un equipo de tomografía, incluido el dispositivo denominado "*gantry*" donde se instalan enfrentados entre sí el tubo de rayos X y los detectores, los cuales constituyen elementos electrónicos que permiten la toma de los datos, además de un generador de rayos X y de un equipo informático que sintetiza las imágenes y se encuentra conectado con las diferentes consolas, tanto de manejo como de diagnóstico.

Estos componentes en su conjunto, permiten producir un mapa bidimensional de los coeficientes de atenuación lineal de un cuerpo tridimensional, a partir de un número muy grande de medidas de transmisión, denominadas proyecciones.

Dichas proyecciones son obtenidas a través de los detectores y el tubo de rayos que experimentan un movimiento circular alrededor del paciente mientras se produce la emisión de radiación en forma de abanico. El sistema de adquisición de datos (DAS) recibe la señal eléctrica que le envían los detectores obteniendo información sobre la posición y absorción de radiación de cada punto, medido desde distintos sectores de la circunferencia.^[(4),(5),(6)] Lo anterior se corrobora en la *figura 1*.

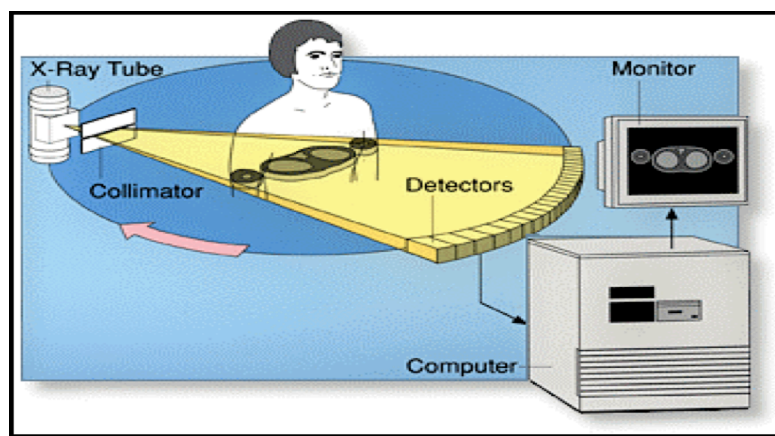


Fig. 1 Obtención y adquisición de datos (DAS).

Cada vez que el tubo de radiación junto con el detector giran 360° y los rayos atraviesan el cuerpo del paciente, se obtiene la imagen de una delgada sección

El sistema de coordenadas XY está centrado y fijo en el objeto de estudio, mientras que X'Y' es un sistema que tiene el mismo origen y que rota en ángulo α a alrededor del objeto de estudio. (Figura 2)

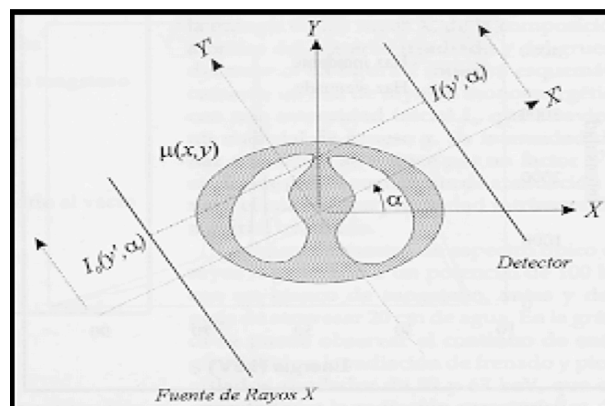


Fig. 2 Sistema de coordenandas.

Ya en la fase de reconstrucción y por medio de los datos obtenidos, el equipo

informático del aparato asigna a cada punto una posición en la imagen y una densidad, medida en unidades *Hounsfield (UH)*. Esos valores numéricos están relacionados con los coeficientes de atenuación que a su vez dependen de los coeficientes de atenuación lineales locales del objeto de estudio y se corresponden con un valor específico de cada sustancia o materia.

Finalmente, la imagen es presentada en pantalla y al estar conformada por datos digitalizados que se hallan almacenados en la memoria informática del aparato, puede ser modificada y postprocesada por el radiólogo para obtener la mejor calidad diagnóstica.

Píxel y vóxel.

Cada corte tomográfico está compuesto por un número determinado de elementos volumétricos con una absorción característica. Cada uno de dichos elementos se representa en el monitor como una imagen bidimensional a lo que se denomina *píxel*, el cual representa el brillo de una imagen original sobre un área de dos dimensiones.

Con la adición de la coordenada de profundidad, establecida por el espesor de corte, los píxeles con coordenadas (x, y, z) representan el brillo de un volumen tridimensional a lo que se lo denomina *vóxel*. ^[(6), (7)] Figura 3.

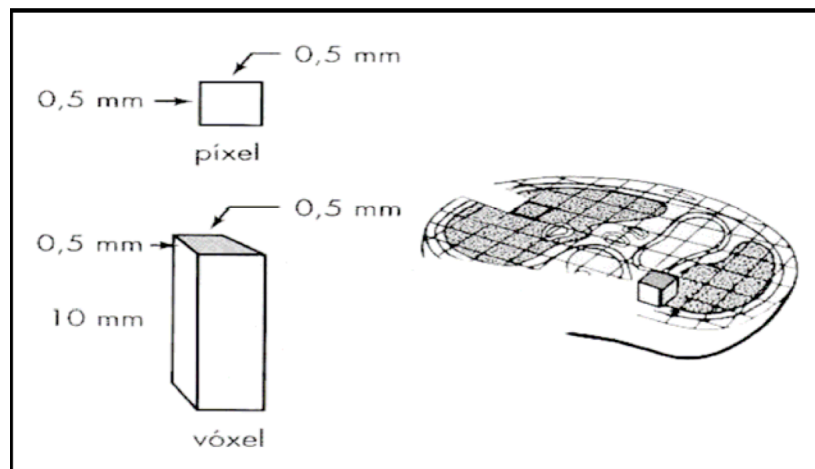


Fig. 3 Píxel y vóxel.

Ventaneo, centro y amplitud de ventana.

Una gran ventaja que ofrece la tomografía para la visualización de la imagen en pantalla, es la posibilidad de seleccionar un pequeño rango de números CT en la matriz de la imagen, para ser representados dentro de los 256 tonos de grises. ^(Figuras 5 y 6)

$$CT = (\mu_{material} - \mu_{agua} / \mu_{agua}) \times 1000 HU$$

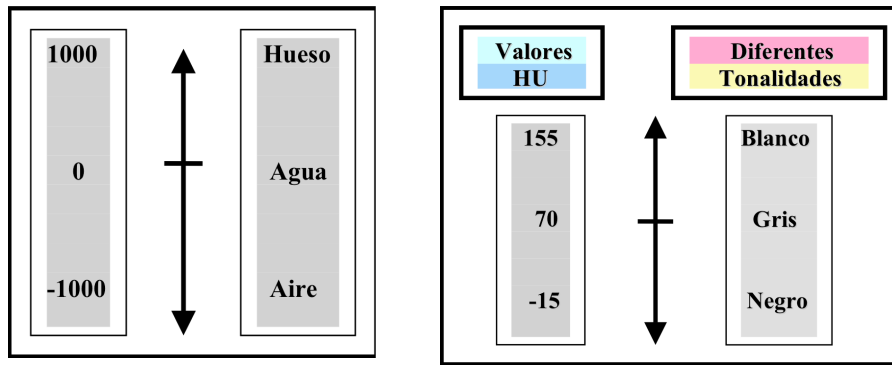


Fig. 5 y 6 Amplitud de ventana en Unidades Hounsfield.

Esta función denominada *ventaneo*, la cual permite diferenciar con gran claridad estructuras que poseen variaciones sutiles, ya que al asignar toda la escala de grises a un estrecho rango de números CT, se logra un gran contraste pudiendo discernir entre diferentes estructuras.

El *centro y amplitud de ventana* permite determinar la gama de densidades o contraste de la imagen donde los valores *Hounsfield* referidos a los tejidos del cuerpo humano, van desde el -1000 (negro) hasta el +1000 (blanco) pasando por el 0, que corresponde a la densidad del agua tomada como valor de referencia.^[(6), (7)]

Esto permite adoptar diferentes ventanas para evaluar una estructura en particular, ya sea para determinar partes óseas, partes blandas, líquido, grasa, sangre, etc.

Otros conceptos fundamentales.

- **Grosor de corte:** Determina el volumen del vóxel o lo que es lo mismo, la anchura del corte. Se mide en mm.
- **Intervalo:** Determina la distancia entre un corte y otro, el cual esta relacionado directamente con el movimiento de la mesa. Para la realización del estudio y dependiendo del mismo, se puede designar un intervalo amplio, dejando de esta manera extensas zonas sin estudiar, o se pueden realizar cortes solapados o continuos, siendo en este caso el espesor mayor que el intervalo, lo cual daría como resultado un estudio con imágenes solapadas de un corte sobre otro, *obteniendo posteriormente una buena calidad en la reconstrucción 3D*. La parte negativa es que se irradian algunas zonas por duplicado.
- **Campo de visión (FOV = Field of view)** Determina el diámetro del corte y depende de la zona de estudio. Cuanto más amplio sea el FOV más pequeña se verá la imagen en la pantalla, que al ampliarla perderá resolución.
- **Kv y mA:** Corresponden a las características del disparo, como cualquier aparato convencional, con la salvedad de que prácticamente el aparato ya tiene establecidas dichas características de forma protocolizada para cada tipo de exploración, aunque se pueden variar manualmente.

- **Tiempo:** El tiempo del disparo corresponde al tiempo de barrido. Entre disparo y disparo existe un tiempo de espera que corresponde al tiempo de enfriamiento del tubo que esta relacionado con la capacidad de enfriamiento del mismo y con la técnica utilizada.
- **Matriz de reconstrucción:** Es el conjunto de píxeles usados en la reconstrucción de la imagen ordenados en filas y columnas. La mayoría de los sistemas de imagen digital de rayos X ofrecen tamaños de matrices de 512 x 512 o bien de 1.024 x 1.024. A mayor tamaño mayor es la resolución espacial. ^[(1)(6)]

Reconstrucción 3D.

La reconstrucción 3D es el proceso mediante el cual, objetos reales, son reproducidos en la memoria de una computadora, manteniendo sus características físicas (dimensión, volumen y forma).

Existen dentro de la visión artificial, multitud de técnicas de reconstrucción y métodos de mallado 3D, cuyo objetivo principal es obtener un algoritmo que sea capaz de realizar la conexión del conjunto de puntos representativos del objeto en forma de elementos de superficie, ya sean triángulos, cuadrados o cualquier otra forma geométrica. ^[8]

El empleo de imágenes 3D es en la actualidad una herramienta novedosa y muy utilizada en el campo de la medicina, tanto en tomografía como en resonancia magnética. Existen muchas formas de trabajar con las imágenes tridimensionales.

Etapas en la reconstrucción 3D.

El empleo de imágenes 3D es un recurso con el que cuenta el médico para evaluar mas sutilmente diversas patologías. Para su reconstrucción existe una metodología con un razonable grado de automatización en este proceso, presentando diferentes etapas:

1. Obtención y procesamiento de la imagen.

En general las imágenes no se encuentran bien definidas, presentan ruidos y fantasmas así como otros cuerpos que no son de interés para la simulación. Es en esta etapa en donde se deben eliminar tanto las imperfecciones como los demás componentes. Para la eliminación de los ruidos como para enfatizar las fronteras entre el cuerpo de interés y los demás, se tiene en cuenta lo siguiente:

- En primer paso, para cualquier tipo de reconstrucción 3D, se efectúa la obtención habitual de imágenes tomográficas. Se utilizan

diferentes filtros respecto al tipo de estudio y a la estructura anatómica que se desea observar.

Para el caso de la reconstrucción 3D las imágenes deben adquirirse con filtro de partes blandas, en cualquier tipo de estudio, por lo que por ejemplo en el caso que se realice una reconstrucción de partes óseas, inicialmente se adquiere el estudio con su filtro correspondiente y luego se efectúa una nueva reconstrucción de esas imágenes con filtro de partes blandas, las cuales van a ser utilizadas para realizar la 3D. ^[(2), (8) (10)]

La función de este tipo de filtrado consiste en poder eliminar artefactos causados principalmente por los rayos duros en estudios de partes óseas.

Otro punto importante en la adquisición es tener en cuenta el valor del intervalo. Por ejemplo, si se adquiere un estudio determinado con un espesor e intervalo de 5 mm, ese mismo estudio para ser convertido en una imagen 3D se debe adquirir manteniendo el espesor, pero disminuyendo a la mitad el intervalo, es decir, con 5 mm de espesor y 2.5 mm de intervalo. ^[(8) (10)] Esto, permite eliminar la anisotropía que puede contener cada uno de los vóxeles y de esta manera obtener una buena calidad en la imagen reconstruida.

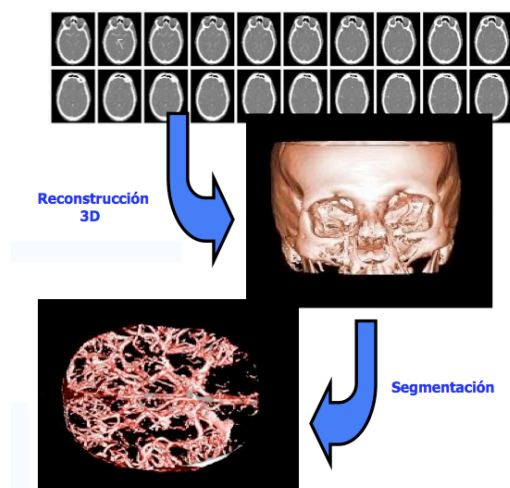
2. Extracción de la superficie del cuerpo.

Técnica de segmentación de la imagen Una vez obtenido y transferido el estudio a la Work Station, comienza a modelarse la tridimensionalidad.

Se trata quizás de la etapa más delicada, en donde obtener un algoritmo robusto y automático es lo principal. La técnica de segmentación se define como el proceso de selección de datos que serán incluidos o excluidos de una imagen volumétrica 3D.

Los métodos para llevarla a cabo varían ampliamente dependiendo de la aplicación específica, tipo de la imagen, entre otros factores como el ruido, volúmenes parciales y movimientos en la imagen, que también pueden tener consecuencias significativas en el desempeño de los algoritmos de segmentación.

En la mayoría de los casos, la segmentación se utiliza para separar diversas estructuras que posean similar densidad mediante un procedimiento manual o automático, obteniendo así la región anatómica a evaluar. ^{(11) Figura 7.}



Entre los distintos tipos de segmentación encontramos: la segmentación manual, semiautomática y la automática. Entre ellas existe una relación, que puede ir desde la delineación manual completa de una estructura anatómica, hasta la selección de uno o más puntos iniciales para un algoritmo.

- Segmentación automática: Definida por el programa, que de acuerdo al software del mismo, contiene diversas herramientas para su utilización. Si bien estos rangos se encuentran establecidos por el programa utilizado, el operador puede modificarlos según su criterio estableciendo diferentes rangos de ventaneo.

Existen dos maneras de determinar el umbral deseado:

- 2.1 Una posibilidad es seleccionando la región de interés (ROI) mediante un clic sobre la misma, generando que esa zona adquiera una tonalidad determinada. Figura 8

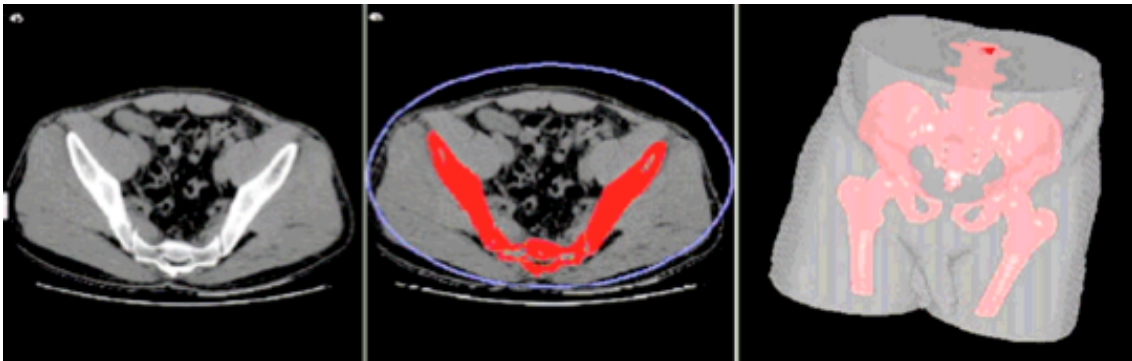


Fig. 8

- 2.2 bien se puede realizar la segmentación mediante la herramienta anteriormente mencionada, en donde se puede seleccionar: parénquima pulmonar, regiones vasculares, entre otras.

Figura 9

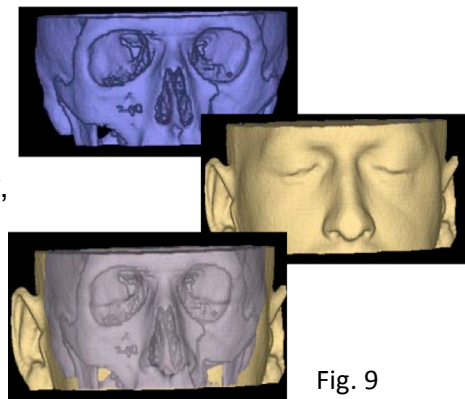


Fig. 9

Teniendo ambas reconstrucciones realizadas, se pueden superponer las imágenes, logrando aumentar el nivel de información. Esta técnica de superposición se utiliza solo en la reconstrucción volumétrica generalmente para el caso de patologías y su futura intervención, permitiendo a los médicos clínico-quirúrgicos tener una perspectiva más amplia y precisa acerca de la ubicación de la lesión.

- Segmentación manual: Permite delimitar la imagen manualmente ya sea para considerarla como la ROI o para quitar estructuras indeseadas.
- Segmentación semi-automática: Comprende los mismos parámetros que las anteriores técnicas con la diferencia que se realiza un ventaneo manual, es decir que a través del movimiento del Mouse (arriba- abajo) se ventanea la imagen provocando la elección de las partes anatómicas a evaluar, permitiendo tener más de un objeto de interés en la reconstrucción.

Realizada la segmentación, el equipo informático es el encargado de efectuar las siguientes etapas de conformación de las imágenes 3D, las cuales comprenden la interpolación y generación de las mallas:

Generación de la malla.

Tras la obtención de la superficie implícita interpolada viene la etapa del modelado geométrico que nos permitirá una representación compacta de la estructura y su posterior visualización tridimensional mediante algoritmos convencionales.

De esta manera, la superficie definida en el paso anterior es transformada en una malla de superficie, de tamaño y calidad adecuados, utilizando elementos tipo tetraedros. Uno de los métodos más utilizados para la generación de la malla es el algoritmo de Watson que permite obtener la “*triangulación Delaunay*” a través de un conjunto de puntos para cualquier dimensión del espacio. ⁽¹⁶⁾ Figura 10

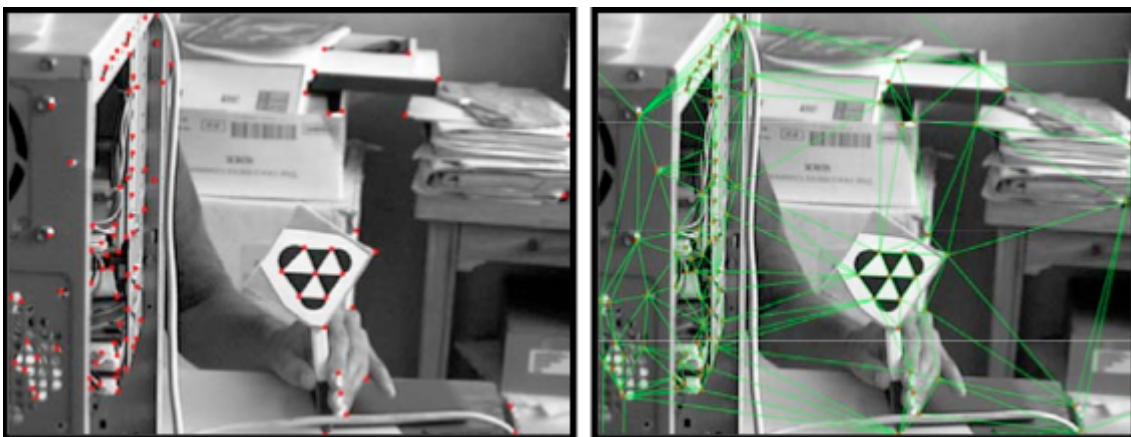


Fig. 10 Triangulación Delaunay.

Esta triangulación se usa como forma de estructurar los puntos o vértices detectados, quedando cada uno de ellos conectado a sus vecinos más próximos.

Para el caso de los vóxeles, el procedimiento es el mismo, quedando conformada la siguiente malla tridimensional.

Se sabe que el método Delaunay genera siempre algunos elementos de muy mala calidad, producto en general del proceso de recuperación de la superficie. ^{Figura 11} Para eliminar las irregularidades existentes en el área obtenida (causadas fundamentalmente por la poca precisión de la tomografía), se somete a la malla a un proceso de suavizado que conduce a una malla final.

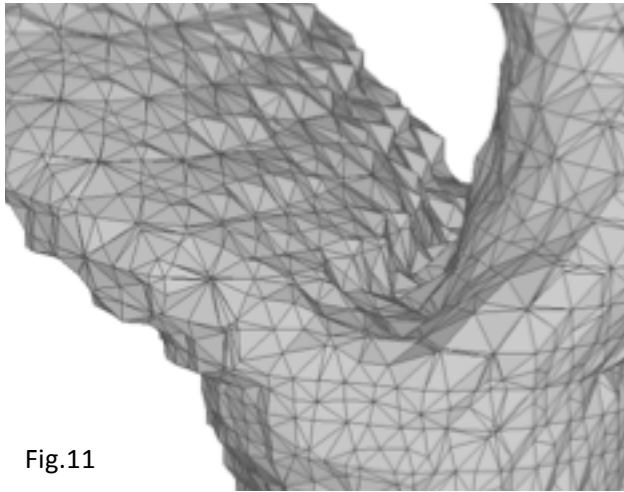


Fig.11

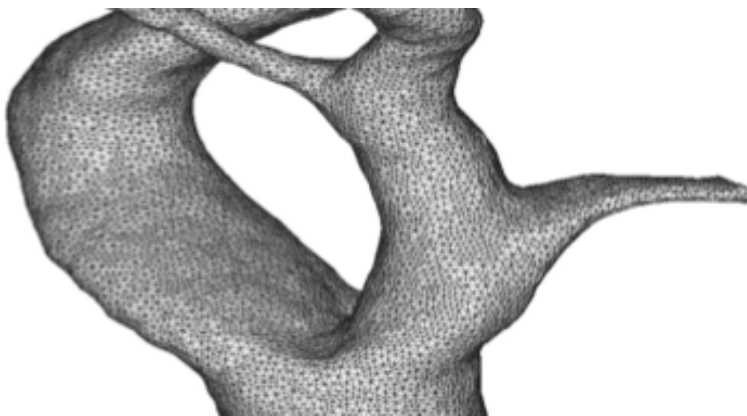


Fig. 12

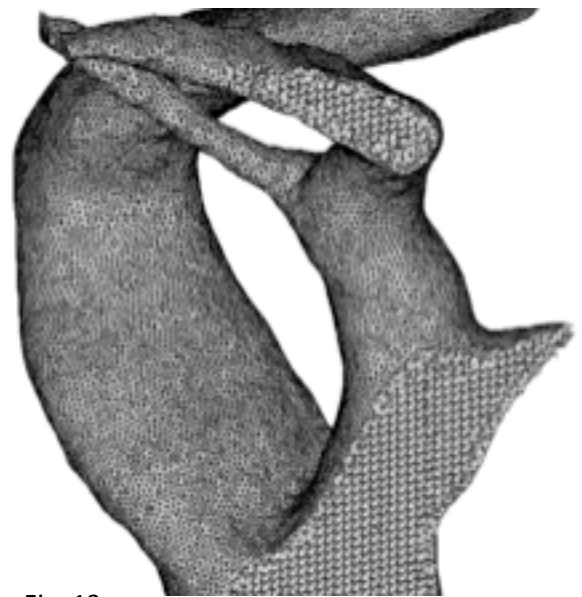


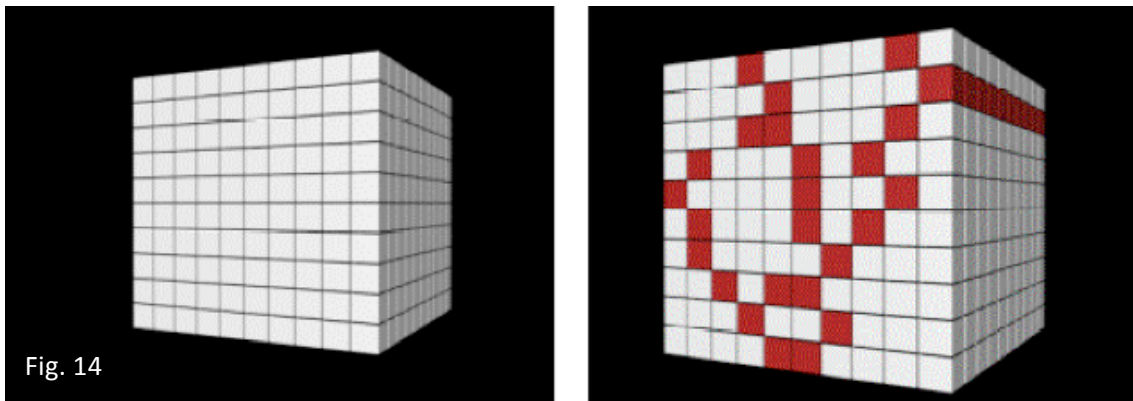
Fig. 13

Finalmente, se obtiene una malla de volumen, en donde se discretiza el volumen interior de una superficie cerrada. ^{Figuras 12 y 13.}

3. Modos de reconstrucción de imagen 3D.

Uno de los problemas que surge en obtener imágenes tridimensionales es el de intentar ver una imagen en tres dimensiones sobre una superficie bidimensional (pantalla del ordenador, placa, etc.) Como solución a este problema el equipo informático traza unas líneas o “rayos” ^(Figura 14) que atraviesan el volumen a estudiar, permitiendo analizar los valores de cada uno de los vóxeles atravesados obteniendo un único valor y logrando así generar la imagen. Según la técnica de representación tridimensional utilizada, estos

rayos analizarán unas u otras características de los vóxeles que influirán en la imagen final (su intensidad, su máximo valor, etc.). [(1), (3), (7), (18)]



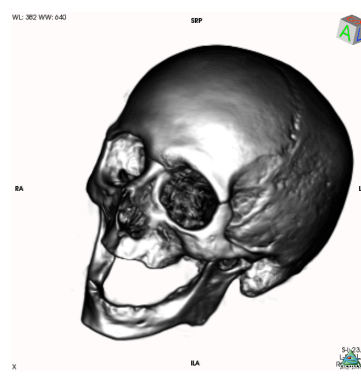
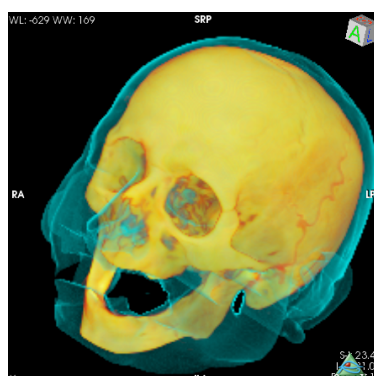
En la actualidad existen cuatro grandes sistemas de formación de imágenes tridimensionales:

- 3.1 La representación de superficie en la que únicamente se representan los elementos de la superficie del volumen a estudio mediante técnicas de sombreado.
- 3.2 La representación de puntos de máxima intensidad (MIP) en la que se selecciona únicamente el valor de máxima intensidad a lo largo del “rayo”.
- 3.3 La representación volumétrica, en la que se integran todos los valores de los vóxeles para formar la imagen.
- 3.4 La representación Multi-Planar (MPR), que en muchos casos es también determinada como una representación bidimensional.

3.1.1 Representación de sombreado de superficie 3D (SSD):

La representación de superficie o superficies sombreadas fue la primera técnica de representación tridimensional aplicada al diagnóstico médico.

Consiste en asignar a cada vóxel un nivel de opacidad y un nivel de color proporcional a la intensidad detectada en el perímetro de cada vóxel durante la exploración a través de los arrays que envía el sistema, causa por la cual la estructura interior de cada elemento no es visible, como se ejemplifica en las imágenes siguientes.



Los modelos múltiples se pueden construir a través de varios umbrales, permitiendo que distintas tonalidades representen cada componente anatómico tal como hueso, músculo, y cartílago. Se obtiene como resultado final, una imagen similar a la obtenida mediante Rayos-X convencionales.

Como consecuencia, la imagen 3D vista con la reconstrucción de superficie muestra sólo la parte externa, no pudiéndose analizar las estructuras internas del objeto estudiado. Por lo tanto, si representamos una estructura ósea, podremos examinar su superficie, pero no el hueso trabecular si realizamos un “corte” sobre la misma.

3.2.1 Proyección de Máxima Intensidad (MIP)

La MIP es un método matemático de representación tridimensional que evalúa cada vóxel a lo largo de la “línea” que recorre todo el volumen de datos y selecciona la máxima proyección de intensidad.

Estos vóxels son seleccionados desde distintos ángulos a través del bloque de datos y son proyectados como una imagen 2D. (Figuras 15 y 16)



Fig. 15 y 16 Reconstrucciones MIP.

El efecto 3D se obtiene variando en pequeños valores el ángulo de proyección de las imágenes y viendo entonces estas imágenes reconstruidas en sucesión rápida (por ejemplo, en modo cine). Esta técnica, como la anterior, también está ampliamente extendida en los paquetes de software de diversas marcas comerciales de equipos y su utilidad clínica ha sido extensamente evaluada.

Existe una variación de esta técnica denominada MIN-IP la cual selecciona únicamente los valores de menor intensidad, siendo utilizada para reconstrucciones de parénquima pulmonar y mama entre otros.

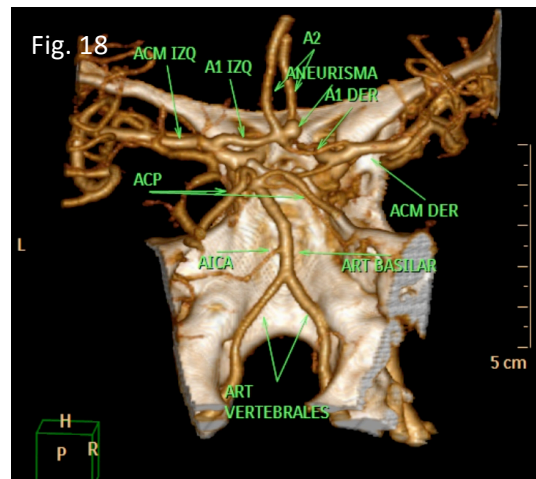
3.3.1 Representación volumétrica (Volume rendering).

Esta técnica permite una visualización tridimensional del objeto partiendo de imágenes de cortes transversales. Cada imagen de corte transversal está

compuesta por una determinada cantidad de píxeles, cada uno con una posición (x, y). Si se colocan las imágenes una encima de la otra los píxeles de cada imagen están alineados con sus correspondientes píxeles de la misma posición (x, y) arriba y abajo. Así pues, los píxeles presentaran coordenadas tridimensionales.

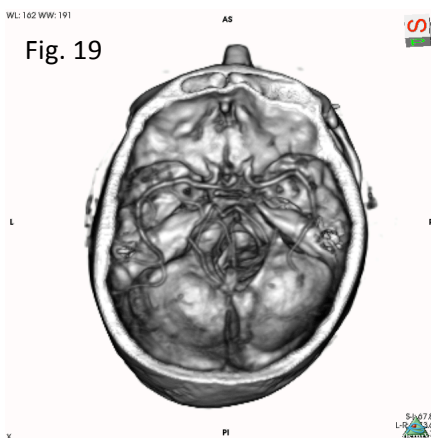
Estos mantienen sus coordenadas originales (x, y) y toman una nueva, z, como la coordenada de profundidad, apareciendo los elementos de volumen o vóxels.

Distintos valores de opacidad se asignan a los diferentes valores del vóxel, asignando un color y opacidad a cada uno; permitiendo destacar así determinadas estructuras anatómicas y dejando transparentes otras. Se define la opacidad en este caso como el grado en el cual la luz no puede penetrar en un objeto. (Figuras 17 y 18)



La opacidad cero (0) se asigna a los vóxels transparentes, por lo que no se verán en la imagen. La opacidad 1 se asigna a los vóxels completamente opacos que no transmiten luz pero la reflejan en forma total y obtienen así una apariencia sólida. Los vóxels con opacidad intermedia se muestran de forma semitransparente.

La representación volumétrica se puede obtener en tres formas:



Sombreado en blanco y negro: El valor de sombreado de un vóxel se define por su opacidad. Este tipo de sombreado es útil para estudios vasculares u óseos. (Figura 19)



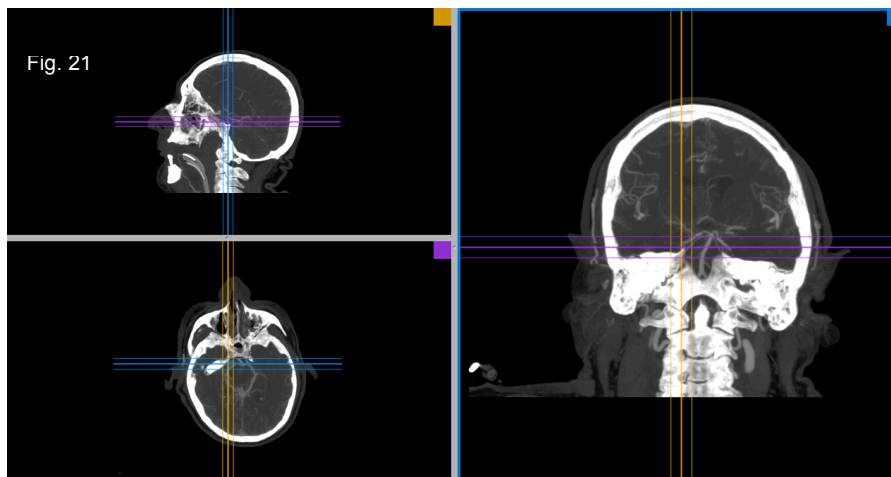
(Figura 20)

Sombreado a color: El valor de sombreado de un vóxel se define por su opacidad y por la localización del vóxel. Su tonalidad o color se basa en el valor del mismo.

Sombreado a color de múltiples objetos: Al igual que el sombreado a color el valor del sombreado para el vóxel se define por su opacidad y por la localización del vóxel. La tonalidad se basa en el color asignado a cada objeto u objetos en caso de selección múltiple.

3.4.1 Reconstrucción Multi-Planar (MPR).

Éste es el método más simple de reconstrucción que permite obtener imágenes en los tres planos (axial, coronal y sagital) Este volumen, obtenido a través de la suma de todas las imágenes axiales apiladas una encima de la otra, es manejado por el software el cual va a producir imágenes en un plano diverso al original (transversal) como puede ser sagital o coronal. (Figura 21)



Aquí se dispone de la visualización de la pantalla típica para un determinado software, en el que primeramente se observa una reconstrucción 3D, mientras que las otras imágenes corresponden a los planos axial, sagital y coronal respectivamente en MPR.

4. Ventajas y desventajas comparativas respecto a cada tipo de reconstrucción 3D.

El MPR es la única técnica que aparece en algunas bibliografías como una reconstrucción bidimensional y en otras como algo tridimensional, de acuerdo al punto de vista desde donde se lo describa. En este caso, como se utiliza la

misma como complemento de las diversas técnicas de 3D, se la incorpora como una reconstrucción tridimensional.

Un parámetro importante para las reconstrucciones, ya sean en la representación de superficie o de volumen, es la selección del umbral apropiado por encima del cual una superficie debe presentarse como opaca para representar diversos tejidos como por ejemplo, la mucosa.

En el caso de la representación de superficie, se utiliza un coeficiente de atenuación específico para definir la interfase aire-luz. En función de ese coeficiente de atenuación seleccionado, esta técnica asigna todas las estructuras al aire o a la pared; no existiendo una zona de transición.

Con la técnica de representación volumétrica se reconstruyen estructuras diferentes (aire, pared y zona de transición). Con la existencia de esta zona de transición como estructura separada, la técnica de volumen mejora el detalle de la mucosa y aumenta la profundidad y el relieve tridimensional de las imágenes.

El resultado es la posibilidad de ver diferentes tipos de tejidos, en vez de ver solo el primer tejido como sucede en la representación de sombreado de superficie 3D; ya que este método permite ver simultáneamente objetos con diferentes propiedades.

En el caso de la representación de sombreado de superficie, al representar únicamente los datos de la superficie del objeto, se “desperdicia” una gran cantidad de datos del volumen de los cuales se dispone como son aquellos que representan las estructuras internas del objeto. De hecho, en ésta técnica se utiliza menos del 10% de los datos disponibles y es sensible a los ruidos y artefactos.

Pero presenta la ventaja de manejar pocos datos, obteniendo así una velocidad superior a otras técnicas en la representación 3D y permitiendo hacer más rápido el manejo de la imagen.

En el caso del MIP, posee un principio inherente a ésta técnica que constituye la causa de sus principales limitaciones: Se representa el material con mayor densidad a lo largo del “rayo”, lo que significa que un fragmento de calcio que posee 700 UH siendo más denso que el contraste cuyo valor ronda en los 200 UH; oscurecerá información de la luz vascular.

En el caso de la representación volumétrica se supone una mayor fidelidad de imagen debido a la incorporación de información de todo el volumen de datos; sin embargo, para manejar estos volúmenes de información son necesarios equipos muy potentes. Este es el motivo por el que esta técnica ha sido la última en incorporarse al resto de técnicas 3D rutinarias.

Ella es la única técnica que permite incluir dentro de la misma otros tipos de reconstrucción, ya sea MPR, MIP O SSD y trabajar con ellas simultáneamente.

5. Tratamiento de las imágenes.

Las operaciones con imágenes 3D se pueden clasificar según tres puntos básicos:

- 1) Preprocesado
- 2) Procesado
- 3) Post-procesado

Tanto el preprocesado como el procesado se realizan en la consola del operador de lo que se encarga el técnico radiólogo, mientras que el post-procesado se realiza por medio de un sistema informático aparte, el cual es manejado por el médico radiólogo a cargo.

1.1) Las operaciones de preprocesado van dirigidas a la obtención del volumen a estudio. El preprocesado de datos comprende dos pasos como son el posicionamiento del paciente y la adquisición de los datos.

- Colocación del paciente.

Es el primer paso en toda exploración. El fundamento de todo buen estudio se basa en la correcta colocación del paciente sobre la mesa de tal forma que la zona a explorar esté totalmente inmóvil. Para ello debemos considerar la comodidad del paciente ya que de esta depende la colaboración del mismo.

Será importante el entrenamiento del paciente, en cualquier exploración que necesite una especial colaboración, como por ejemplo a la hora de realizar apneas o cualquier otro tipo de acción requerida para la correcta adquisición de la imagen (inyección de contraste intravenoso, fonación, deglución de contraste oral, etc.)

- Adquisición de la imagen.

Una vez colocado correctamente el paciente, el segundo paso es realizar una buena adquisición de los datos que se basa en la obtención de las imágenes en 2D. Las características de la adquisición de la imagen varían según el tipo de estudio, sin embargo, hay unos puntos comunes que se dan en todos ellos:

- Obtención de cortes finos de alta calidad: mejora cuantitativa y cualitativa del área de estudio favoreciendo una mayor resolución de la imagen en 3D.
- Alta velocidad: evitamos el movimiento voluntario (deglución, apnea) o involuntario (transito intestinal, movimiento cardíaco) del

paciente al mismo tiempo que conseguimos aunar la adquisición de los datos junto con la entrada de contraste intravenoso y obtener la mayor concentración de contraste en el punto deseado

- Filtro de reconstrucción: debe ser adecuado para cada tipo de estudio. Los filtros van en orden de menor a mayor dureza.

2.1.) El procesado de datos comprende dos parámetros que son la visualización y la reconstrucción de los datos.

El primero contiene los procesos de asimilación y comprensión de las imágenes 2D y el segundo permite transformar un volumen de datos en otro.

Las características que se le den a la imagen, determinaran la calidad de las imágenes 3D. Actualmente no es un paso estrictamente necesario ya que se puede adquirir directamente con la calidad necesaria para poder realizar un 3D, sin embargo en TAC helicoidales de primera y segunda generación será necesaria una reconstrucción para poder obtener resultados óptimos.

3.1) Comprende las acciones dirigidas al montaje y análisis de la imagen tridimensional.

- Montaje 3D: de acuerdo al tipo de reconstrucción seleccionado, el equipo informático será el encargado de realizar este proceso de manera automática.
- Manipulación y análisis del 3D: se compone de las operaciones dirigidas a la transformación de la imagen 3D. El primer paso ha de ser seleccionar un protocolo de reconstrucción adecuado para el tipo de estructuras que deseemos estudiar.

En nuestro caso, el Hospital Regional 1º de Octubre, ISSSTE cuenta con un tomógrafo PHILLIPS EXTENDED BRILLIANCE™ WORKSPACE / V3.5.0.2250, número de serie Phillips Medical Systems 4535 674 25061.

El área de trabajo PHILLIPS EXTENDED BRILLIANCE es una estación diagnóstica por imagen con procesador independiente. Usando una computadora Dell, ejecutando Windows XP, versión del software 3.5.

Descripción

- Tecnología avanzada de multicortes.
- Fácil de instalar y servicio de reparación a través del diseño modular.
- Bajos costos del ciclo de vida a partir de un diseño confiable y con un consumo mínimo de energía.
- Productividad mejorada a través de una interfaz del operador simple y fácil de utilizar.
- Tubo de rayos x Philips de 2,5 MHU.
- Tiempo de exploración de 1,0 s (360 grados).
- Generador de 28 kw.

- El diseño compacto permite la instalación en la mayoría de las salas preexistentes.
- Máxima exploración helicoidal única de 80 seg.

Ahora bien, conociendo la base de principios físicos en la obtención de imágenes por Tomografía, debemos considerar que éstos nos serán útiles para valorar a paciente con traumatismo craneoencefálico.

En México el traumatismo craneoencefálico (TCE) constituye la tercera causa de muerte (después de los problemas cardiovasculares y el cáncer) que corresponde a muertes violentas y accidentes, con 35 567 defunciones, con mortalidad de 38.8 por 100 mil habitantes. En relación con hombres y mujeres, es mayor la del varón en 3:1, afecta principalmente a la población de 15 a 45 años. Entre las causas más comunes que se observan en este problema están los accidentes de tráfico con un 75% aproximadamente afectando más a los jóvenes menores de 25 años, motociclistas y personas que manejan en estado de ebriedad. Las caídas son la segunda causa más frecuente de traumatismo. Las lesiones por arma de fuego constituyen una causa mayor de lesión penetrante.

Tomando en cuenta lo anterior, el tiempo que transcurre entre el evento traumático y el contacto con el personal médico calificado para la realización de la reconstrucción del cráneo es de vital importancia para los pacientes, en especial para aquellos que muestran una escala de Glasgow menor a 9.

Desde hace tres décadas, diversas Asociaciones Médicas como el American College of Surgeons Committee on Trauma, han enfatizado en la utilización de una metodología en la atención inicial de los pacientes traumatizados mediante los cursos de Advanced Trauma Life Support (ATLS) y de la existencia de un sistema organizado en trauma; el curso está basado en las acciones prioritarias a realizar, de acuerdo a la nemotecnia ABCDE (Airway and Cervical Spine Protection, Breathing, Circulation, Disability, Exposure); la primera hora es crítica, está enfocada a una valoración inicial, realizar intervenciones que salven la vida, reevaluar, estabilizar y cuando sea necesario, transferir a un centro de trauma; lo anterior está justificado debido a que 30% de las muertes ocurren en la etapa prehospitalaria y 3 de cada 4 muertes hospitalarias en las primeras 48 horas. Por otra parte, se ha demostrado que cuando en los países donde no hay o los sistemas de organización en trauma son inmaduros, la mortalidad no disminuye; los errores más comunes en la atención de pacientes con trauma incluyen: falla para la intubación o protección de la vía aérea, retardo quirúrgico, mal control angiográfico de lesiones abdominales o pélvicas sangrantes y cirugías iniciales prolongadas sin aplicar el control de daños, entre otros.

Dentro del trauma, la lesión primaria más frecuente es la craneoencefálica, los factores de daño secundario que deben de evitarse en las primeras horas son la hipoxia, la hipotensión y la hipotermia.

En México no hay estadísticas confiables respecto al TCE, se calcula que la mortalidad está alrededor del 60%; en los países en los cuales hay sistemas organizados en trauma, estas cifras disminuyen al 30% aproximadamente. La mortalidad en el TCE está influenciada por el tiempo de llegada al sitio del accidente, la tardanza en llegar al hospital, retardo en la atención del paciente intrahospitalariamente, error en el diagnóstico, falta de monitorización con catéter de presión intracraneal, falta de terapia intensiva, etc. Ante lo anterior, la Sociedad Mexicana de Cirugía Neurológica, en su sección de Neurotruma, propuso intervenir en la evolución natural del TCE severo en varios puntos que están relacionados al tiempo de realización de los procedimientos: a) la fase prehospitalaria debe tener como objetivo llegar dentro de los 7 minutos después del accidente, evitando hipoxia e hipotensión con traslado dentro de 20 minutos a un hospital acreditado en atención de pacientes traumatizados, b) fase intrahospitalaria: tiene como objetivo continuar las medidas de estabilización, realizar un diagnóstico correcto de la lesión intracraneal por medio de la Tomografía Computarizada (TAC), con la presencia de un neurocirujano (lo anterior debe de llevar 20 minutos), c) fase de monitoreo de presión intracraneal (PIC) en Terapia Intensiva, con el objeto de evitar lesiones secundarias al intervenir de forma rápida ante la hipertensión intracraneal.

Es importante evaluar el tiempo aguja de los pacientes con TCE, sin embargo no existen estudios que evalúen esto, el transporte del sitio del accidente a la sala de urgencias depende del área geográfica; se estiman tiempos desde 12 a 25 minutos en una ciudad y hasta de 2-3 horas desde un medio rural; en el estudio realizado por Harrington y col en Rhode Island, el tiempo promedio de traslado de los pacientes con escala de coma de Glasgow de 3 fue de 110 ± 11.45 minutos y a los pacientes con Glasgow de 15 fue de 176 ± 9.2 minutos. El tiempo en que se realiza la tomografía axial computada (TAC) no ha sido investigado, sin embargo, se sabe que es de importancia para la valoración integral del paciente.

Con base en estadísticas clínicas internas del Hospital Regional 1º de Octubre del ISSSTE, en el año 2010, 272 casos presentaron traumatismo craneal relacionado con el abuso del alcohol, el 93 % fueron hombres y 7% mujeres; caídas alrededor del 20% con mayor incidencia en niños (por la falta de prevención y descuido de los padres) y en adultos mayores de 65 años; lesiones deportivas y en agresiones 5%. Establecen que este porcentaje se debe a los accidentes de tráfico que son la causa más frecuente de TCE.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

El trauma es una enfermedad de proporciones crecientes y un problema de salud pública. Las estadísticas en México, colocan al traumatismo craneoencefálico en el 4to lugar de mortalidad por abajo de las enfermedades cardiovasculares, la diabetes mellitus y el cáncer, pero si se considera sólo a la población en edad productiva (15-64 años) ocupa el primer lugar; de igual manera a nivel intrahospitalario, ocupa el primer lugar de internamientos.

Tomando en cuenta lo anterior, la primer hora es crítica, evaluando al paciente de manera integral para encaminar un tratamiento oportuno y adecuado, los estudios por imagen, principalmente la Tomografía Axial Computada (TAC) juega un papel importante en la valoración del trauma, siendo herramienta útil para evaluar hueso y realizar reconstrucciones volumétricas que ayuden a descartar fracturas.

Es necesario de un reconstructor de imagen de cráneo en tres dimensiones de carácter portátil, que nos permita reducir tiempos en cuestión a la planeación del tratamiento, siendo guía visual para el médico tratante o de primer contacto.

Se requiere de un software portátil que permita tener mayor accesibilidad a la obtención de imágenes de similar calidad a las de la TAC, ¿Este software brindará imágenes de la misma calidad que la presente en la TAC?.

JUSTIFICACIÓN.

Se debe probar un software, el cual permita un acercamiento más directo con el personal médico de primera mano que tenga contacto con pacientes con traumatismo craneoencefálico.

Cabe mencionar que ya existen recursos físicos y humanos dentro del hospital, que realizan la adquisición y reconstrucción de imágenes, mencionado particularmente que para el TCE se necesita de personal capacitado y especializado para el manejo del equipo necesario para dicho fin, lo que implica pérdida de tiempo decisivo para el diagnóstico médico, así como para la planeación del tratamiento y la atención del paciente.

Médicos del Hospital Regional 1º de Octubre establecen que el TCE constituye la tercera causa de muerte, después de los accidentes de tipo vascular y tumorales. Frecuentemente ocurren como ya se mencionó, a consecuencia de accidentes de tránsito, lo que hace necesario que no sólo el especialista sino el médico general esté capacitado para tratar a este tipo de pacientes.

Si se toma en cuenta la adecuada requisición del estudio, el impacto social será brindar un mejor servicio al paciente disminuyendo tiempos en la obtención diagnóstica y planeación terapéutica de TCE, proporcionando una herramienta rápida, práctica y de bajo costo, utilizando la reconstrucción de imágenes del cráneo, mediante algoritmos matemáticos de computación portátil.

OBJETIVOS.

General.

- Comparar y describir la calidad de reconstrucción de imágenes entre el tomógrafo Phillips del Hospital Regional 1° de Octubre y el software GUI-RIC 3D.

Específicos.

- Análisis de dos sistemas de modelado tridimensional del cráneo (3D), capaces de rotar y manipular las vistas de la imagen obtenida.
- Optimizar procesos y reducir tiempos de ejecución en la obtención de datos necesarios para el diagnóstico de TCE
- Brindar al médico una herramienta de apoyo para el diagnóstico de Traumatismo Craneoencefálico (TCE).

HIPÓTESIS.

Las imágenes por reconstrucción deben ser iguales entre el tomógrafo PHILLIPS EXTENDED BRILLIANCE™ WORKSPACE - V3.5.0.2250 del Hospital Regional 1° de Octubre y el software GUI-RIC 3D.

METODOLOGÍA.

Se realizó un estudio de tipo retrospectivo, transversal analítico, observacional y de archivo radiológico, donde se obtuvieron 30 expedientes radiológicos con antecedente de traumatismo craneoencefálico, los cuales ingresaron al servicio de Radiología e Imagen del Hospital Regional 1° de Octubre, ISSSTE en el periodo de marzo del 2012 a marzo del 2013, a los cuales se les ejecutó una tomografía axial computada de cráneo con cortes finos y se compararon las reconstrucciones 3D entre el tomógrafo PHILLIPS EXTENDED BRILLIANCE TM WORKSPACE / V3.5.0.2250 y el Software GUI-RIC 3D.

Criterios de inclusión.

- Imágenes de expedientes radiológicos, con diagnóstico de traumatismo craneoencefálico ingresados al servicio de Radiología e Imagen del Hospital Regional 1° de Octubre en el periodo de marzo del 2012 a marzo del 2013.
- Imágenes obtenidas con el equipo de PHILLIPS EXTENDED BRILLIANCE TM WORKSPACE / V3.5.0.2250.
- Imágenes obtenidas con el software GUI-RIC 3D.
- Imágenes de cráneo en cortes finos, con grosor de imagen de .8 mm y 1 mm.
- Archivos radiológicos de pacientes con edades entre los 15 y los 64 años.

Criterios de exclusión.

- Fracturas de cráneo de origen no traumático.
- Imágenes de cráneo con grosor por arriba de 1 mm.
- Archivos radiológicos de pacientes con edad menor a 15 años y mayor a 64 años.

Criterios de eliminación.

- Pacientes con ingreso al servicio de Radiología e Imagen con diagnóstico de traumatismo craneoencefálico sin archivo radiológico.

Variables.

VARIABLES	DEFINICIÓN OPERACIONAL	INDICADORES	INSTRUMENTO DE MEDICIÓN
Traumatismo craneoencefálico.	Lesión física o deterioro funcional del contenido craneal, secundario a un intercambio brusco de energía mecánica, producido por accidentes de tráfico, laborales, caídas o agresiones.	Trazo de fractura.	Reconstrucción 3D por software PHILLIPS EXTENDED BRILLIANCE™ WORKSPACE - V3.5.0.2250 / GUI-RIC 3D.
Grosor de corte.	Determina el volumen del vóxel o, lo que es lo mismo, la anchura del corte.	Se mide en mm.	Tomografía axial computada (TAC)
Edad.	Tiempo vivido por la persona, desde su nacimiento hasta el momento de la entrevista.	Años cumplidos.	Solicitud de rayos x.
Modelo tridimensional de cráneo.	Prototipo tridimensional de la estructura a analizar, en éste caso, con densidad ósea y a nivel de cráneo.	Matriz de reconstrucción de los softwares PHILLIPS EXTENDED BRILLIANCE™ WORKSPACE - V3.5.0.2250 / GUI-RIC 3D.	Investigador responsable, asociado 1 y asociado 2.

Instrumento.

Expendiente radiológico.

Se evaluaron 30 archivos radiológicos con ingreso al servicio de Radiología e Imagen del Hospital Regional 1º de Octubre, ISSSTE, que presentaron diagnóstico de traumatismo craneoencefálico.

Plan de análisis.

Se compararon los softwares de reconstrucción en 3D del tomógrafo PHILLIPS EXTENDED BRILLIANCE™ WORKSPACE / V3.5.0.2250 y el Software GUI-RIC 3D, mediante la medición del investigador responsable, así como de los asociados 1 y 2.

La recolección de la información se llevó a cabo por la investigadora asociada 2, en dos etapas:

Fase 1: Se valoró la requisición de Rayos X para realización de Tomografía Axial Computada de cráneo con cortes finos.

Fase 2: Se recopiló y procesó la información después de transcurrido el tiempo estimado para llevar a cabo el estudio.

Manejo de la información.

Para la redacción del documento se utilizó Microsoft-Word para Mac versión 12.3.6, softwares de reconstrucción en 3D del tomógrafo PHILLIPS EXTENDED BRILLIANCE™ WORKSPACE / V3.5.0.2250 y el Software GUI-RIC 3D, lo anterior a razón de medidas descriptivas.

Recursos.

Humanos.

Dr. Enrique Granados Sandoval; Médico adscrito y profesor titular de la especialidad de Imagenología, Diagnóstica y Terapéutica al Servicio de Radiología e Imagen del Hospital Regional 1º de Octubre. Asesoramiento, evaluación y revisión del desarrollo del estudio.

Ing. Josué Adrián Martínez Eliosa ; Ingeniero en biónica. Asesoramiento y desarrollo del software GUI-RIC 3D.

Dra. Elizabeth Varela Blanco; Residente de cuarto año de la especialidad en Imagenología, Diagnóstica y Terapéutica. Recolección, organización y presentación de los datos.

Físicos.

- a. Material de oficina.
- b. Tomógrafo PHILLIPS EXTENDED BRILLIANCE™ WORKSPACE / V3.5.0.2250.
- c. Software GUI-RIC 3D.
- d. Una computadora.
- e. Internet.
- f. Apoyo bibliográfico.

Financieros.

A cargo de los investigadores.

Difusión.

Para presentación en congresos nacionales e internacionales, para publicaciones dentro de revistas nacionales indexadas así como programas de actualización, además parte de la base será utilizada para la obtención de Tesis de uno de los miembros (EVB) para optar el grado de especialista en Imagenología , Diagnóstica y Terapéutica.

Consideraciones éticas.

De acuerdo con los artículos 96, 100 y 102 de la Ley General de Salud a los que se rige el ISSSTE, este estudio no presentará riesgo para el paciente, ya que no involucra procedimientos que pongan en peligro su salud ni su integridad física, debido a que la unidad de investigación son los expedientes radiológicos.

Se solicitó el respectivo consentimiento al jefe del servicio de Radiología e Imagen del Hospital 1º de Octubre para la observación de los archivos radiológicos, se le hizo saber que la actitud de los investigadores sería respetar la individualidad y confidencialidad de los datos obtenidos, a su vez éstos se presentan sólo con fines académicos y a nivel estadístico, identificando a los expedientes radiológicos de estudio con una numeración asignada del 1 al 30.

RESULTADOS.

Se puede crear una imagen bidimensional con un punto de vista tridimensional arbitrario utilizando múltiples imágenes de cortes transversales. Primero, se deben crear las imágenes de los cortes transversales.

De los resultados observacionales realizados en imágenes reales podemos visualizar que el Software GUI-RIC 3D es capaz de realizar la reconstrucción de objetos en 3D con calidad similar a las obtenidas por el tomógrafo PHILLIPS EXTENDED BRILLIANCE™ WORKSPACE / V3.5.0.2250.

Las imágenes obtenidas por el PHILLIPS EXTENDED BRILLIANCE™ WORKSPACE / V3.5.0.2250 que se obtuvieron, presentaron las siguientes características:

- Imagen de 16 bits.
- Imagen tipo Dicom (**D**igital **I**maging and **C**ommunication in **M**edicine).
- Extensión de 512 kb.
- Imagen de tres capas (RGB).
- 512 x 512 pixeles.

El sistema desarrollado se puede considerar como un reconstructor genérico, gracias a ello también puede ser usado en diversas áreas, no solamente en el caso de reconstrucción de imagen de cráneo.

Características del GUI-RIC 3D (Figuras 22, 23 y 24).

- Es portable.
- Capaz de reconstruir imágenes de cráneo en 3D.
- Soporta más de 400 imágenes.
- Promedio de proceso de 8-12 minutos.
- Es de uso sencillo y fácil interfaz.

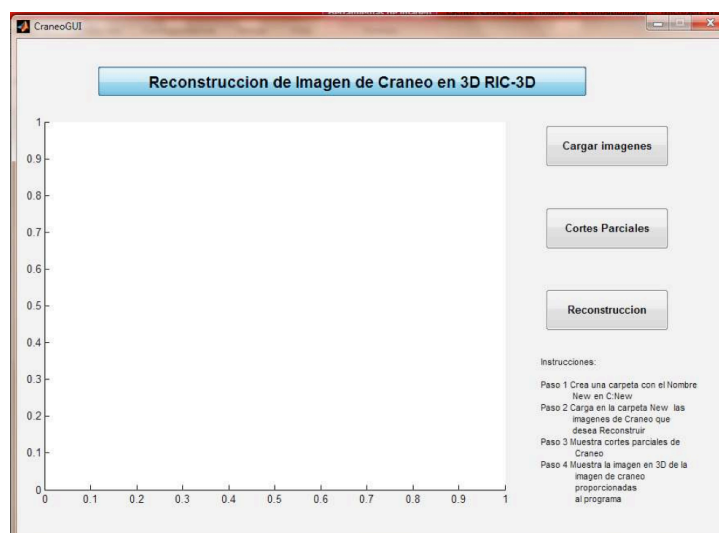


Fig. 22



Fig. 23 Ventana del RIC-3D.



Fig. 24 Imagen muestra del proceso del GUI RIC-3D.

La hipótesis propuesta se cumple, al poder efectuar reconstrucciones con el GUI-RIC 3D con calidad afín a las producidas por el tomógrafo PHILLIPS EXTENDED BRILLIANCE™ WORKSPACE / V3.5.0.2250, haciéndolo una herramienta útil para el diagnóstico de traumatismo craneoencefálico.

DISCUSIÓN

Si se toma en cuenta la adecuada requisición del estudio, el impacto social será brindar un mejor servicio al paciente disminuyendo tiempos en la obtención diagnóstica y planeación terapéutica de TCE, proporcionando una herramienta rápida, práctica y de bajo costo, utilizando la reconstrucción de imágenes del cráneo mediante algoritmos matemáticos de computación portátil.

Por los resultados experimentales obtenidos de las imágenes del cráneo a través del tomógrafo PHILLIPS EXTENDED BRILLIANCE™ WORKSPACE / V3.5.0.2250, podemos observar que el método propuesto es capaz de realizar la reconstrucción de objetos en 3D. Para considerar una buena reconstrucción de imagen de cráneo, el número de muestras usadas es crítico, ya que mientras se procesen más muestras se obtendrá una mejor resolución y veracidad en la reconstrucción de la imagen.

RECOMENDACIONES.

Para realizar una reconstrucción 3D, es imprescindible contar con gran número de cortes realizados por el tomógrafo, dichos cortes del menor de los tamaños posible, el resultado será una reconstrucción óptima, por lo anterior, se sugiere que todos los pacientes que cuenten con antecedente de traumatismo craneoencefálico deberán ser requisitados para realización de tomografía de cráneo con cortes finos.

La adecuada requisición, ahorrará tiempo, tiempo beneficioso principalmente para el paciente.

BIBLIOGRAFÍA.

1. **Hofer, Matthias:** Introducción a la tomografía computada. *Manual practico de Tomografía 2008*; 9(4b): 30-67.
2. **Bushberg Jt, Seibert JA, Leiboldt EMJ, Boone JM.** The esential physics of medical Imaging. 2en ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
3. **Major N:** Practical Approach to Radiology. Philadelphia: Elsevier, 2005.
4. **Mahesh M:** Search for isotropic resolution in CT from convencional through multiples row detector: *RadioGraphics 2002*; 22:949-962.
5. **Cody DD:** Image processing in CT. *RadioGraphics 2002*; 22:1255-1268.
6. **Rydberg J, Buckwalter KA, Caldemeyers KS, et al:** Multisection CT: scanning techniques and clinical applications. *RadioGraphics 2000*; 20:1787 – 1806.
7. **McNitt-Graw MF:** Radiation dose in CT. *RadioGraphics 2006*; 22:1541 – 1553.
8. **Frush DP, Applegate K.** Computed tomography and radiation: understanding the issues. *J AM Coll Radiol 2004*; 1:113 – 119.
9. **Barret JF, Keat N:** Artifacts in CT: recognition and avoidance. *RadioGraphics 2004*; 24:1679 – 1691.
10. **Max K. Agoston:** Computers Graphics and Geometric Modeling, Implementation and Algorithms. *Springer 2005*: 36: 1312 – 1367.

Páginas en Internet.

11. Ing. Rafael Sanguinetti: Tomografía axial computada. 2004. www.nib.fmed.edu.uy/Corbo.pdf (Consulta: Diciembre 2012, Mayo 2013).
12. Dr. Garcia: La realidad virtual a diario: un instrumento más que operativo y de uso muy común. 2010. www.uoc.edu/mosaic/articulos/ogarcia0106.html (Consulta: Diciembre 2012, Mayo 2013).
13. Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Investigación: Traumatismo craneoencefálico: Censo 2011.