

DONACION

Núm. Reg. FMT 4858

Catalogador HRMA

Fecha 11/08/2010



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ

FACULTAD DE INGENIERÍA

**“DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA LA
RECONSTRUCCIÓN TRIDIMENSIONAL DE
MODELOS ANATÓMICOS A PARTIR DE
IMÁGENES MÉDICAS”**

**TESIS QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRÍA EN INGENIERÍA DE LA
COMPUTACIÓN**

PRESENTA:

ING. MANUEL ANTONIO OCHOA ALFARO

ASESOR:

DR. HUGO IVÁN MEDELLÍN CASTILLO





UNIVERSIDAD AUTÓNOMA
DE SAN LUIS POTOSÍ

19 de noviembre de 2009

**ING. MANUEL ANTONIO OCHOA ALFARO
P R E S E N T E. –**

En atención a su solicitud de Temario, presentada por el **Dr. Hugo Iván Medellín Castillo** Asesor de la Tesis que desarrollará Usted, con el objeto de obtener el Grado de *Maestría en Ingeniería de la Computación*. Me es grato comunicarle que en la Sesión de Consejo Técnico Consultivo celebrada el día 19 del presente año, fue aprobado el Temario propuesto:

TEMARIO:

**“DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA LA RECONSTRUCCIÓN
TRIDIMENSIONAL DE MODELOS ANATÓMICOS A PARTIR DE
IMÁGENES MÉDICAS”**

RESUMEN.

1. ESTADO DEL ARTE DE LA RECONSTRUCCIÓN.
2. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA PROPUESTO.
3. ANÁLISIS DEL DESEMPEÑO DEL SISTEMA.

CONCLUSIONES.

BIBLIOGRAFÍA

“MODOS ET CUNCTARUM RERUM MENSURAS AUDEBO”

A T E N T A M E N T E


**ING. ARMANDO VIRAMONTES ALDANA
DIRECTOR**



**FACULTAD
DE INGENIERÍA**

Av. Manuel Nava R.
Zona Universitaria • CP 78290
San Luis Potosí, S.L.P.
tel. (444) 826 2330 al 39
fax (444) 826 2336
www.uaslp.mx

“2009. 150 Años del Instituto Científico y Literario... hoy Universidad Autónoma de San Luis Potosí”

Resumen

El presente proyecto de tesis forma parte de la línea de investigación en Ingeniería Biomecánica del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí. Parte fundamental de esta línea de investigación en Biomecánica es la reconstrucción de imágenes médicas de tomografías computarizadas, resonancias magnéticas, etc., para la obtención de modelos tridimensionales de partes anatómicas. Dichos modelos servirán para diseñar dispositivos médicos, prótesis e implantes, o para el desarrollo de cirugías asistidas por computadora. De esta manera, el presente proyecto de tesis de maestría consiste en el desarrollo de una plataforma computacional para la reconstrucción tridimensional de imágenes médicas.

En este proyecto se llevo a cabo el estudio de las bibliotecas de VTK asociadas con una interfaz gráfica en .NET, implementado estas herramientas se llevó a cabo el desarrollo de una plataforma que permite el control de datos en tres dimensiones. Esta plataforma es utilizada para la exportación y control de datos para ser manipulados en sistemas asistidos por computadora. Para el manejo de los datos tridimensionales se utilizaron tres tipos de renderizado cada uno con su aplicación equivalente, el primero de ellos es aplicado para la visualización de los datos en sus tres planos dimensionales, el segundo se aplica para reconstrucción tridimensional de superficie de los datos con el algoritmo de marching cubes y el tercero se utilizó para la visualización de volumen con el algoritmo de raycasting. Llevando a cabo distintos casos de estudio se observó que cada uno de los tipos de renderizado tiene un desempeño distinto e incluso distintas aplicaciones, de las cuales el renderizado de superficie es utilizado para exportación de datos a formatos que son utilizados en sistemas de diseño asistidos por computadora. El formato seleccionado en este proyecto fue el formato estándar de prototipado rápido denominado STL, el cual describe la superficie geométrica en tres dimensiones del objeto excluyendo color y textura. Para el análisis final de los resultados se definen las distintas aplicaciones que se pueden llevar a cabo con los distintos tipos de renderizado las cuales serán aplicadas a trabajos futuros.

Índice

| | |
|--|-----------|
| Resumen | 1 |
| Índice | 2 |
| Lista de Figuras | 4 |
| Lista de Tablas | 5 |
| Introducción | 6 |
| <i>Antecedentes</i> | 6 |
| <i>Justificación del proyecto de tesis</i> | 7 |
| <i>Planteamiento del proyecto de tesis</i> | 9 |
| <i>Objetivos del proyecto de tesis</i> | 9 |
| <i>Organización de la tesis</i> | 10 |
| Capítulo 1 Estado del Arte de la Reconstrucción | 11 |
| <i>1.1 Sistemas de Visión por Computadora</i> | 11 |
| 1.1.1 Definición | 11 |
| 1.1.2 Arquitectura básica | 11 |
| <i>1.2 Adquisición de Imágenes Médicas</i> | 13 |
| 1.2.1 Tomografía computarizada | 13 |
| 1.2.2 Resonancia Magnética | 15 |
| 1.2.3 Otras Técnicas | 16 |
| <i>1.3 Segmentación</i> | 17 |
| 1.3.1 Métodos basados en la Intensidad del Pixel | 18 |
| 1.3.2 Métodos basados en regiones | 19 |
| 1.3.3 Métodos basados en contornos | 19 |
| 1.3.4 Métodos basados en clasificación de regiones | 20 |
| <i>1.4 Métodos de reconstrucción</i> | 20 |
| 1.4.1 Datos volumétricos | 20 |
| 1.4.2 Marching cubes | 21 |
| 1.4.3 Ray Casting | 24 |
| <i>1.5 Estándar Dicom</i> | 25 |
| 1.5.1 Formato | 25 |
| 1.5.2 Servicios | 26 |
| <i>1.6 Trabajos Relacionados</i> | 28 |
| 1.6.1 DICOM Vista 4.5 | 28 |
| 1.6.2 Kradview | 29 |
| 1.6.3 IQ-View 3D | 30 |
| 1.6.4 Osirix | 31 |
| 1.6.5 3D doctor | 33 |
| 1.6.6 Mimics | 34 |

| | |
|--|-----------|
| Capítulo 2 Descripción del Sistema Propuesto | 36 |
| 2.1 <i>Requerimientos</i> | 36 |
| 2.2 <i>Arquitectura</i> | 38 |
| 2.2.1 Descripción de Funcionalidad | 38 |
| 2.2.2 Diagrama de Funcionalidad | 40 |
| 2.2.3 Descripción visual del sistema | 50 |
| Capítulo 3 Análisis del Desempeño del Sistema | 55 |
| 3.1 <i>Datos</i> | 55 |
| 3.2 <i>Métricas</i> | 55 |
| 3.3 <i>Configuración de hardware</i> | 56 |
| 3.4 <i>Caso 1</i> | 56 |
| 3.5 <i>Caso 2</i> | 59 |
| 3.6 <i>Caso 3</i> | 61 |
| 3.7 <i>Caso 4</i> | 64 |
| 3.8 <i>Discusión de Resultados</i> | 67 |
| Conclusiones | 70 |
| Bibliografía | 72 |

Lista de Figuras

| | |
|---|----|
| Figura 1.1 Procesos fundamentales para el Análisis de Imágenes..... | 11 |
| Figura 1.2 Instalación de CT. (1) Consola de Control, (2) Soporte de Grúa, (3) Mesa de Paciente, (4) Soporte para la Cabeza, (5) Impresora..... | 13 |
| Figura 1.3 Geometrías de haz en abanico..... | 15 |
| Figura 1.4 Efecto de campo magnético sobre los átomos, lado izquierdo desalineados y lado derecho alineados..... | 16 |
| Figura 1.5 Celda y voxels..... | 22 |
| Figura 1.6 Casos reducidos de intersección..... | 23 |
| Figura 1.7 Representación de trazado de un rayo..... | 24 |
| Figura 1.8 Estructura de un archivo Dicom..... | 26 |
| Figura 1.9 Interface Dicom Vista..... | 29 |
| Figura 1.10 Interface Kradview..... | 30 |
| Figura 1.11 Interface IQ-View 3D..... | 31 |
| Figura 1.122 Arquitectura de Osirix..... | 32 |
| Figura 2.1 Flujo de la entrada de datos..... | 40 |
| Figura 2.2 Diagrama de casos de uso..... | 43 |
| Figura 2.3 Diagrama de secuencia de entrada de datos..... | 44 |
| Figura 2.4 Diagrama de secuencia de renderizado de planos..... | 45 |
| Figura 2.5 Diagrama de secuencia de renderizado de superficie..... | 46 |
| Figura 2.6 Diagrama de secuencia de renderizado de volumen..... | 47 |
| Figura 2.7 Diagrama de secuencia de manipulación de planos..... | 48 |
| Figura 2.8 Diagrama de secuencia de manipulación de iso-valor..... | 48 |
| Figura 2.9 Diagrama de Clases..... | 49 |
| Figura 2.10 Diagrama de Clases..... | 49 |
| Figura 2.11 Interfaz gráfica de usuario del sistema desarrollado..... | 51 |
| Figura 2.12 Panel para control de coordenadas..... | 52 |
| Figura 2.13 Menú de archivos..... | 53 |
| Figura 2.14 Menú de herramientas..... | 53 |
| Figura 2.15 Control de iso-valor..... | 53 |
| Figura 2.16 Mensaje de advertencia..... | 53 |
| Figura 3.1 Caso 1: Reconstrucción de tejido blando..... | 57 |
| Figura 3.2 Caso 1: Reconstrucción de hueso..... | 57 |
| Figura 3.3 Caso 1: Reconstrucción de volumen..... | 58 |
| Figura 3.4 Caso 1 Visualización de planos..... | 59 |
| Figura 3.5 Caso 2: Reconstrucción de tejido blando..... | 59 |
| Figura 3.6 Caso 2: Reconstrucción de hueso..... | 60 |
| Figura 3.7 Caso 2: Reconstrucción de volumen..... | 61 |
| Figura 3.8 Caso 2: Visualización de planos..... | 61 |
| Figura 3.9 Caso 3: Reconstrucción de tejido blando..... | 62 |
| Figura 3.10 Caso 3: Reconstrucción de hueso..... | 63 |
| Figura 3.11 Caso 3: Reconstrucción de volumen..... | 63 |
| Figura 3.12 Caso 3: Visualización de planos..... | 64 |
| Figura 3.23 Caso 4: Reconstrucción de tejido blando..... | 65 |
| Figura 3.16 Caso 4: Visualización de planos..... | 66 |

Lista de Tablas

| | |
|---|----|
| Tabla 3.1 Detalles de la información utilizada..... | 55 |
| Tabla 3.2 Resumen de resultados..... | 66 |
| Tabla 1 Características de los tipos de visualización. | 70 |

Introducción

En esta sección se presenta una breve introducción a los antecedentes teóricos relacionados al desarrollo del proyecto de tesis de maestría. Se presenta también el planteamiento de la tesis así como los objetivos buscados con el desarrollo del proyecto.

Antecedentes

En el caso de la ingeniería, la reconstrucción tridimensional tiene aplicaciones en el campo de la ingeniería virtual para el desarrollo de sistemas interactivos en donde el usuario pueda tener una representación más real del campo de trabajo. Por ejemplo, la representación del flujo de un fluido gaseoso dentro de una tubería puede ser representada virtualmente a partir de un escaneo tridimensional de la pieza o zona de trabajo.

Otra de las aplicaciones en la ingeniería es en el área de ingeniería inversa, en donde a través de un escaneo tridimensional de una pieza real se logra obtener su modelo digital con el propósito de ser analizado para mejorar su diseño. Un ejemplo es la digitalización de alerones o carrocerías aerodinámicas de vehículos como se muestra en la figura 1.

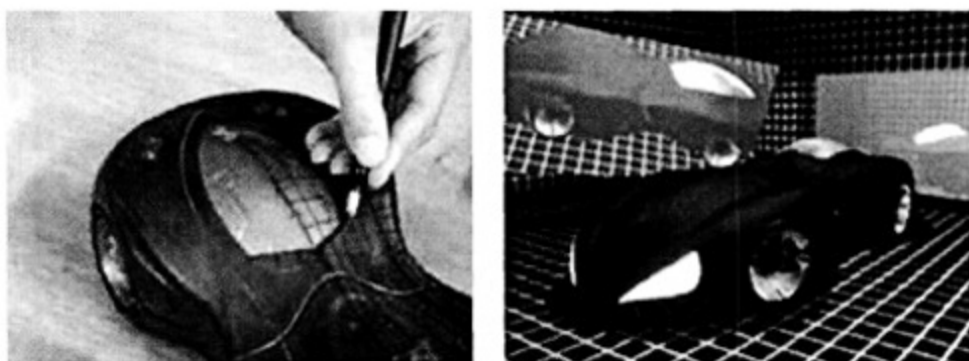


Figura 1 Digitalización de carrocerías de automóviles.

La visualización tridimensional (3D) también es aplicada en imágenes biomédicas como una herramienta que ayuda al diagnóstico y terapia en el campo de la medicina. En este campo el procesamiento de imágenes se lleva a cabo con escáneres cuyo funcionamiento está basado en rayos X y los cuales generan una pila de imágenes en dos dimensiones. Con esta información, posteriormente se puede generar una aproximación 3D del cuerpo escaneado. En la medicina estas aproximaciones se utilizan para:

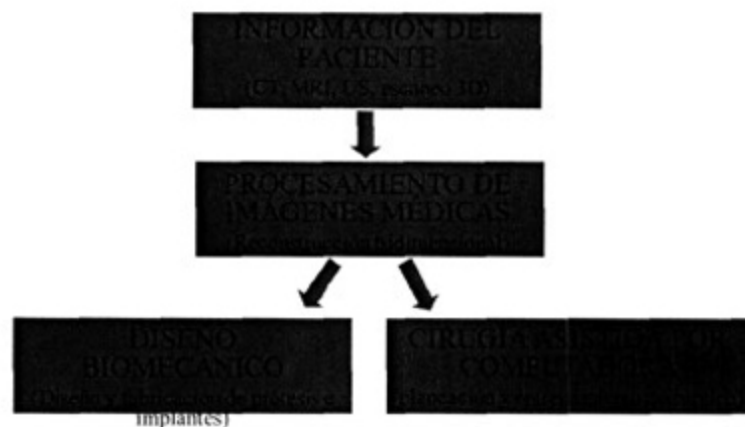
- Corrección de Diagnóstico.
- Planeación de la Intervención Quirúrgica.
- Preparación PRE-operativo de la deficiencia del órgano.
- Visualización y estudio del órgano cercano a la realidad.
- Modelado de prótesis e implantes.
- Entrenamiento Quirúrgico.
- Cirugía virtual y tele-cirugía

Basados en la importancia que tiene la manipulación de imágenes médicas a través de una computadora para mejorar el aspecto visual de ciertos elementos estructurales, al paso de los años los científicos han desarrollado nuevos algoritmos para el tratamiento de señales bidimensionales y tridimensionales. Estas técnicas van desde la detección de contornos, hasta los más complejos sistemas de reconocimiento de patrones y reconstrucciones tridimensionales. Este es el campo en donde se desarrolla el presente proyecto de tesis, en la implementación y análisis de algoritmos de reconstrucción 3D que permitan visualizar y obtener el modelo tridimensional del cuerpo o una parte del cuerpo humano a partir de imágenes generadas por equipos de rayos X, tomografías computarizadas (CT), resonancia magnéticas (MRI) y ultrasonido (US).

Justificación del proyecto de tesis

Actualmente en el Área Mecánica y Eléctrica de la Facultad de Ingeniería de la UASLP se está llevando a cabo investigación en el área de la Ingeniería Biomecánica e Ingeniería Virtual con el propósito de integrar la Ingeniería Mecánica y la Medicina mediante el desarrollo de herramientas tecnológicas modernas. Como parte de estas labores de investigación, surge la necesidad de desarrollar un sistema de reconstrucción tridimensional el cual sirva como plataforma para realizar tareas de ingeniería para el diseño de dispositivos médicos, tales como prótesis e implantes, así como para realizar tareas de planeación y entrenamiento quirúrgico a través de sistemas hápticos en un ambiente de realidad virtual. La figura 2 muestra algunas de las aplicaciones potenciales que se pretenden desarrollar. Una de las características que debe tener el sistema de reconstrucción 3D a desarrollar es que debe ser capaz de convertir imágenes médicas en

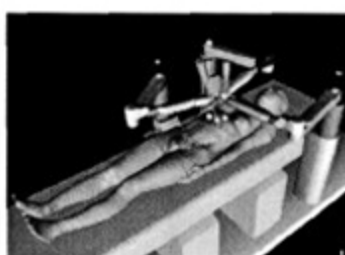
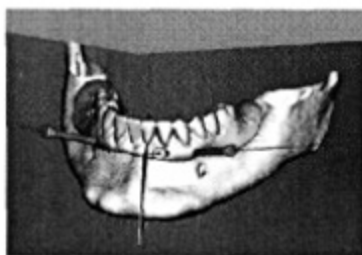
modelos 3D que puedan ser utilizados en sistemas CAD e Ingeniería Virtual, además de servir como base para el desarrollo de herramientas y algoritmos de diseño biomecánico.



a)



b)



c)

Figura 2 Aplicaciones de la reconstrucción 3D de imágenes biomédicas: a) esquema general, b) diseño y fabricación de prótesis e implantes, c) planeación y entrenamiento quirúrgico.

Cabe hacer mención que actualmente existen sistemas de reconstrucción de imágenes médicas comercialmente disponibles. Sin embargo, estos sistemas están limitados desde el punto de vista que no están abiertos al desarrollo e implementación de nuevos algoritmos y/o técnicas de análisis. Debido a que la plataforma de reconstrucción

tridimensional que se requiere servirá como base para el desarrollo e investigación en Ingeniería Biomecánica, los sistemas comerciales no son de utilidad para los propósitos buscados.

Planteamiento del proyecto de tesis

Por lo anterior, el proyecto de tesis de maestría se define como el desarrollo de una plataforma de programación para la reconstrucción tridimensional de modelos anatómicos a partir de imágenes médicas. Esta plataforma deberá ser lo más robusta posible ya que servirá como base para trabajos futuros los cuales involucran el desarrollo e implementación de tareas de diseño biomecánico, así como sistemas de realidad virtual para la planeación y entrenamiento quirúrgico. Cabe hacer mención que el alcance del proyecto se centra en la reconstrucción tridimensional de imágenes médicas y no en el desarrollo de tareas de diseño biomecánico y/o realidad virtual.

Objetivos del proyecto de tesis

Los objetivos principales a alcanzar con el desarrollo del presente proyecto de tesis son:

1. Estudio de los sistemas de visualización y reconstrucción por computadora.
2. Estudio y análisis del estándar DICOM utilizado en los sistemas de imagen médicos comerciales.
3. Manejo de datos volumétricos.
4. Estudio y análisis de algoritmos de reconstrucción tridimensional (3D).
5. Desarrollo de una plataforma de programación que permita la reconstrucción 3D de imágenes médicas, manejo de imágenes y exportación de datos en forma de un archivo STL (el cual es un formato CAD estándar).

Se considera que al alcanzar estos objetivos se logrará conseguir el objetivo principal, el desarrollo de un sistema para reconstrucción 3D de modelos anatómicos que formará parte de un sistema de diseño biomecánico y planeación quirúrgica.

Organización de la tesis

El presente trabajo de tesis está organizado de la siguiente manera. En el capítulo uno se presenta una revisión del estado del arte de los algoritmos y técnicas utilizadas para trabajar con imágenes médicas, así como también software que ha sido desarrollado para aplicaciones médicas. El segundo capítulo describe la construcción del software desarrollado utilizando lo expuesto en las secciones anteriores y describiendo algoritmos específicos desarrollados. El tercer capítulo muestra los resultados obtenidos de la reconstrucción tridimensional (3D) de imágenes médicas a partir de distintas partes anatómicas (varios archivos DICOM), distintos renderizados, y un análisis del desempeño del sistema. Finalmente se expresan las conclusiones así como también se exponen las principales aportaciones del proyecto, y la posibilidad de trabajos futuros para mejorar el sistema.

Capítulo 1 Estado del Arte de la Reconstrucción

En este capítulo se describirán los componentes de un sistema de visualización así como también algunos de los conceptos en el tratamiento de imágenes. También se presenta una breve reseña de los sistemas comerciales o en desarrollo que se utilizan para el tratamiento de imágenes médicas.

1.1 Sistemas de Visión por Computadora

1.1.1 Definición

Un sistema de visión es un entorno en el cual un número definido de componentes interactúa con el medio, el cual produce una percepción del mundo llevando a cabo acciones que ayudan a obtener una interpretación correspondiente a lo observado.

1.1.2 Arquitectura básica

La arquitectura básica de los sistemas de visualización por computadora utilizados en medicina es como se muestra en la Figura 1.1 [1].

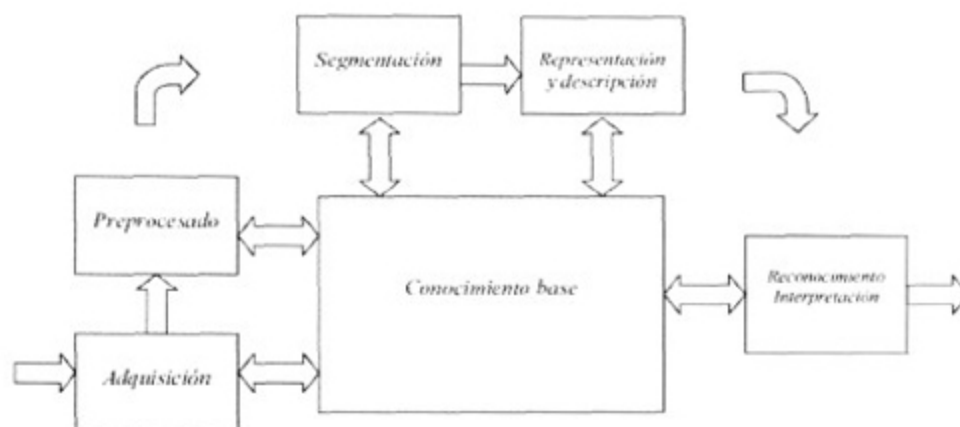


Figura 1.1 Procesos fundamentales para el Análisis de Imágenes.

- **Adquisición**
Existen herramientas que pueden desempeñar esta función tales como Cámaras Digitales (CCD), Tomografías computarizadas (CT), Resonancia Magnética (MRI), Microscopio Con focal (LSCM), y algunas otras. La función que se lleva a cabo es obtener la imagen de manera digital. Las herramientas utilizadas integran un sensor de imagen y un módulo que digitaliza la señal producida por los sensores. El digitalizador representa las señales emitidas como imágenes las cuales se pueden almacenar de tres formas: de manera temporal, comprimida o archivos permanentes [2] .

- **Preprocesado**
El objetivo principal de esta etapa es mejorar la calidad de la imagen, lo cual con lleva a aumentar la probabilidad de éxito en las siguiente etapas. Lo anterior se logra eliminando el ruido, mejora de contraste, etc. En algunos casos solo es necesario eliminar los meta-datos del archivo para extraer el conjunto de datos que forman la imagen visual [2].

- **Segmentación**
En esta etapa se busca dividir o particionar la imagen en un conjunto de sub – imágenes de píxeles buscando que cada sub – imagen aproxime en lo posible la región de cada uno de los objetos en la imagen [2].

- **Representación y descripción**
La salida de la etapa anterior está basada en datos de píxeles los cuales nos permiten identificar rasgos que ayudan a generar hipótesis en etapas posteriores. En esta etapa de representación y descripción se genera otra salida de datos que describe ciertos atributos de la imagen, esta salida se puede representar de manera visual, en forma de archivo o físicamente [2].

- **Reconocimiento e interpretación**
En esta etapa se lleva acabo el etiquetado de cada uno de los objetos de interés basando en ciertos parámetros que nos ayudan a interpretar el significado de cada uno de los objetos resultantes del análisis de las etapas anteriores [2].

1.2 Adquisición de Imágenes Médicas

Para la adquisición de imágenes médicas, existen varios sistemas o métodos que se utilizan en la actualidad.

1.2.1 Tomografía computarizada

La tomografía computarizada (CT) es una exploración corporal desde distintos ángulos que proporciona la posibilidad de visualizar estructuras internas tales como huesos, y con bajos niveles de radiación. Se crea un imagen agrupada en la cual todos los objetos entre la fuente de radiación X y la radiografía aparecen superpuestos uno encima del otro, esto ocurre debido a que los rayos X que pasan a través del objeto se absorben en distintas cantidades, dependiendo de la densidad de los objetos. Cabe mencionar que los tejidos blandos absorben menos cantidad de radiación, mientras que los huesos absorben más.

Un sistema CT básico generalmente consta de una grúa, mesa de paciente, consola de control y computadora. La grúa a su vez, consta de rayos X, detectores de rayos X, y el sistema de adquisición de datos, Figura 1.2 [3].

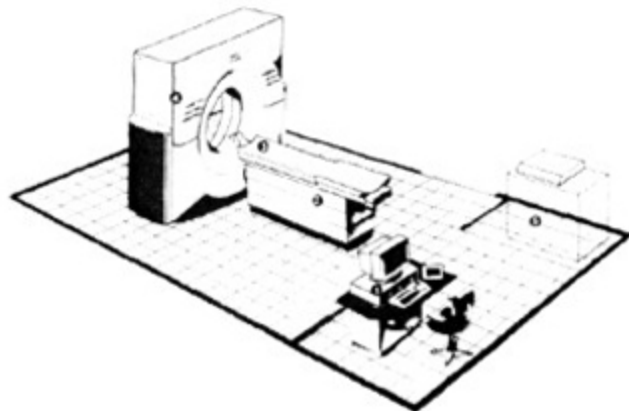


Figura 1.2 Instalación de CT. (1) Consola de Control, (2) Soporte de Grúa, (3) Mesa de Paciente, (4) Soporte para la Cabeza, (5) Impresora.

Los datos proyectados de una CT se adquieren mediante varias geometrías las cuales dependen de la configuración de exploración, movimientos de exploración y estructura

del detector. Entre distintas generaciones se describe la evolución de estos sistemas como se muestra en la Figura 1.3. A continuación se describe cada una de las generaciones actualmente utilizadas en escáner de tercera, cuarta y quinta generación.

- **Tercera Generación: Abanico, Detectores Rotatorios**

Un haz de rayos-X en abanico se rota 360° alrededor del isocentro. No hay movimiento de traslación, por lo que el haz debe ser lo suficientemente ancho para contener completamente al paciente. Se usa un arreglo de detectores curvado, formado por cientos de detectores independientes acoplados mecánicamente a la fuente, por lo que rotan en conjunto. Como consecuencia, se adquieren los datos de una imagen en 1s. Rechazan mejor la radiación dispersa, ya que tienen capas finas de tungsteno entre cada dos detectores y se enfocan a la fuente de rayos-X [3].

- **Cuarta Generación: Abanico, Detectores Fijos**

La fuente con el haz en abanico rota alrededor del isocentro, mientras que el arreglo de detectores permanece fijo y rodea completamente al paciente. Los tiempos de escaneado son similares a los de la tercera generación. Los detectores no están acoplados a la fuente [3].

- **Quinta Generación: Exploración por Haz de Electrones**

El arreglo de detectores permanece estacionario, mientras un haz de electrones barre electrónicamente un ánodo de tungsteno con forma semicircular. Se producen rayos-X en el punto en el que el haz de electrones incide sobre el ánodo. Como resultado, se produce una fuente de rayos-X que gira sobre el paciente sin partes móviles. Los datos proyectados se pueden adquirir en 50 ms, lo cual es su principal característica para obtener, por ejemplo, una imagen del corazón sin artefactos de movimiento [3].

- **Escaneo Espiral / Helicoidal**

Mediante este tipo de escaneado se obtienen tiempos de exploración menores, en especial si lo que se requiere son escaneados múltiples para

obtener imágenes en tres dimensiones. Los espirales proporcionan alimentación al sistema y permiten una rotación continua y un movimiento suave de la fuente de rayos-X. Se adquieren múltiples imágenes mientras el paciente se mueve a través de la grúa. Esto permite un movimiento continuo, en lugar de parar en la adquisición de cada imagen [3].

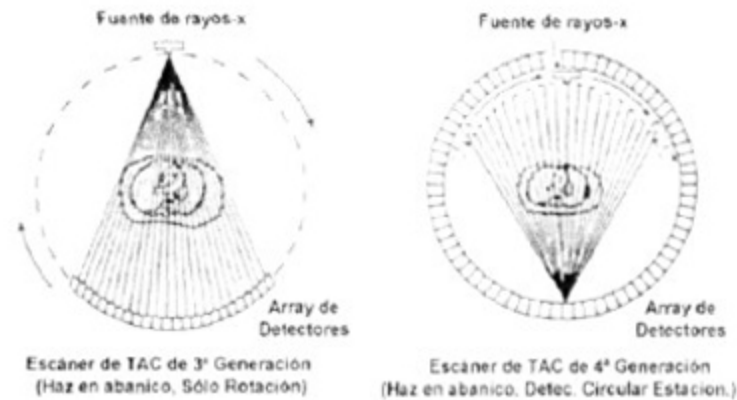


Figura 1.3 Geometrías de haz en abanico.

1.2.2 Resonancia Magnética

La resonancia Magnética (MRI) mide principalmente tres propiedades físicas. Una de las propiedades es la distribución de los núcleos móviles del hidrogeno, y las otras dos los tiempos de relajación del núcleo. Las imágenes que se generan mediante MRI se muestran con excelente contraste entre distintos tejidos blandos. El estudio no invasor mediante MRI sustituye a muchos procedimientos convencionales invasivos.

La resonancia magnética explota la existencia de un magnetismo nuclear inducido en el paciente. Los materiales con un número impar de protones o neutrones tienen un momento magnético nuclear, que aunque es pequeño, es observable. Las imágenes normalmente se obtienen de los protones, aunque también tienen interés el carbono, fósforo, sodio y flúor. Los momentos nucleares están normalmente distribuidos de forma aleatoria, pero cuando se sitúan bajo un campo magnético intenso, se alinean como se muestra en la Figura 1.4. El momento magnético nuclear es demasiado débil

para poder ser medido cuando está alineado con el campo magnético estático. Mediante técnicas de resonancia, este momento débil puede ser medido. La idea es medir el momento mientras oscila en un plano perpendicular al campo estático. Cuando el momento es perpendicular a este campo, sufre un par de torsión proporcional a la intensidad del campo estático. El par es siempre perpendicular a la magnetización, y provoca que los espín (spin) oscilen en un plano perpendicular al campo estático [3].



Figura 1.4 Efecto de campo magnético sobre los átomos, lado izquierdo desalineados y lado derecho alineados.

1.2.3 Otras Técnicas

En la actualidad existe una gran cantidad de métodos de adquisición de imágenes médicas como resultado de la investigación de muchos años. Normalmente, cada uno de ellos se emplea para determinar una lesión diferente, pero su combinación puede aportar grandes beneficios para la reconstrucción 3D. De hecho, muchos de los trabajos que se están desarrollando en la actualidad, emplean datos que combinan varios de estos métodos. Entre otras técnicas se encuentran:

- **La tomografía de emisión por positrones (PET)**

El PET es un sistema que emplea pequeñas cantidades de radioactividad para ayudar al diagnóstico de la enfermedad. Utiliza una técnica invasora para medir en vivo la distribución de las moléculas farmacológicas insertadas dentro del organismo, además de los substratos biológicos tales como glucosa y aminoácidos que participan en el metabolismo humano [3].

- **La tomografía de emisión por positrones individuales (SPECT)**

El SPECT proporciona una visión cualitativa y cuantitativa del volumen de un cuerpo adquiriendo la información necesaria del seguidor de radio o sustancias

radiactivas inyectadas en el cuerpo. Se trata de un proceso que implica la rotación de tres cámaras fotográficas sensibles a la radiación gamma alrededor del paciente. La imagen obtenida depende de la radiación detectada por la cámara y que emite el seguidor de radio. Apilando dichas imágenes, se puede conseguir una percepción volumétrica del órgano a estudiar [3].

- **Microscopio Confocal (LSCM)**

Es una de las herramientas más valiosas para obtener imágenes de alta resolución y reconstrucciones tridimensionales de gran variedad de especies biológicas. Se emplea un haz de luz láser para optimizar la óptica en el objetivo. A través de un mecanismo de desviación X-Y, se enfoca el objetivo a un pequeño punto fluorescente. La mezcla de la luz fluorescente y la reflejada son capturadas por el objetivo y se envían posteriormente sobre un foto detector mediante un espejo. La luz reflejada es desviada por el espejo, mientras que la fluorescente pasa a través del foto detector. Delante de éste se coloca una abertura confocal de modo que sólo pasará la información iluminada por el haz láser. De esta forma se desechan los datos innecesarios [3].

Son varias las técnicas empleadas para la obtención de imágenes médicas. Todas estas técnicas se utilizan para extraer información, incluso su combinación, valiéndose también de potentes herramientas informáticas para la correcta reconstrucción y visualización. En este trabajo se tomaran solo ejemplos de imágenes obtenidas de CT y MRI.

1.3 Segmentación

La segmentación es un método que consiste en el procesado digital de una imagen, y cuyo objetivo es reconocer de manera automática o semi - automática los objetos de una escena sin que la intervención del usuario sea indispensable. La segmentación de una imagen se puede definir como una partición de la misma en regiones, tal que:

- La unión de las partes es igual a la parte completa.
- Las partes son disjuntas.
- Para cada parte se satisface un predicado, es decir todos los puntos de una partición tienen una propiedad en común.

- El predicado es falso para la unión de cualquier número de partes adyacentes.

Entre los métodos para la segmentación de imágenes se pueden distinguir tres tipos básicos: clasificación estadística, detección de contornos y crecimientos de regiones. Estos métodos son complementarios, en una imagen ideal bastaría con aplicar solo un método, pero regularmente las imágenes tendrán señales de ruido, atributos faltantes, etc. Utilizando estos métodos combinados se puede obtener robustez en el sistema de reconstrucción, logrando resultados con un porcentaje mayor de calidad.

Las aplicaciones más relevantes de la segmentación se mencionan a continuación:

- Medicina: detección de tejidos; localización de fracturas o tumores, análisis de ecografías, CT, MRI e imágenes de rayos X en traumatología.
- Industria: supervisión automática de procesos industriales, como control de calidad, vigilancia o detección de fallos.
- Análisis de fotografía en Satélites: clasificación de distintos tipos de vegetación

1.3.1 Métodos basados en la Intensidad del Pixel

Este método de segmentación toma en cuenta solo el valor en escala de gris de un pixel, para decidir si el mismo pertenece o no al objeto de interés. Para ello, se debe encontrar el rango de valores de gris que caracterizan dicho objeto, lo que requiere entonces la búsqueda y el análisis del histograma de la imagen. El objetivo de este análisis es el de encontrar, de una manera óptima, los valores característicos de la imagen que establecen la separación del objeto de interés, con respecto a las regiones que no pertenecen al mismo. Si los valores de gris del objeto y del resto de la imagen difieren claramente, entonces el histograma mostrará una distribución bimodal, con dos máximos distintos, lo que debiera generar la existencia de una zona del histograma ubicada entre los dos máximos, que no presente los valores característicos, y que idealmente fuera igual a cero, con lo cual se logrará una separación perfecta entre el objeto y la región de la imagen que lo circunda, al establecer un valor umbral ubicado en esta región del histograma. Por lo tanto, cada pixel de la imagen es asignado a una de dos categorías, dependiendo si el valor umbral es excedido o no. Si el valor del histograma ubicado

entre los dos máximos es distinto de cero, las funciones de probabilidad de los valores de gris del objeto y de la región restante se solapan, de tal manera que algunos píxeles del objeto deberán ser tomados como pertenecientes a la región circundante y viceversa. Conocida la distribución de la función de probabilidad de los píxeles del objeto y de la región circundante, es posible aplicar análisis estadístico en el proceso de buscar un umbral óptimo con el número mínimo de correspondencias erróneas [4].

1.3.2 Métodos basados en regiones

En el método de segmentación basado en píxeles, la idea fundamental es clasificar un punto como del objeto, solamente tomando en cuenta el valor de gris que el mismo tiene asociado, lo que conlleva a que puntos aislados o pequeñas áreas puedan ser clasificadas como pertenecientes a la región de interés, es decir, allí no se toma en cuenta la conectividad como característica importante del objeto. Los métodos de segmentación basados en regiones, toman en cuenta un conjunto de puntos de la imagen, a los cuales se les analiza características como, la posición en el espacio de intensidades, las relaciones topológicas (conectividad) y la característica de las fronteras entre dos conjuntos. Dependiendo de cómo sea analizada la posición en el espacio y las relaciones espaciales existentes entre los píxeles, se pueden encontrar métodos de Clasificación y métodos por Crecimiento de Regiones. Los métodos de Clasificación determinan primero una partición del espacio de intensidades y utilizan luego las relaciones de conectividad, para determinar una región. Los métodos de Crecimiento de Regiones utilizan de manera simultánea los dos tipos de información [4].

1.3.3 Métodos basados en contornos

En el método basado en píxeles, el tamaño del objeto de interés depende del nivel de umbral escogido. La variación del tamaño es una característica dada por el hecho de que los valores de gris en el contorno de un objeto cambian gradualmente desde la región circundante hacia el mismo. El método basado en contornos puede ser usado para evitar la variación del tamaño del objeto. Este método se basa en realizar la búsqueda del valor máximo del gradiente, sobre cada línea que forma la imagen. Cuando un máximo es encontrado, un algoritmo de trazado trata de seguir el máximo del gradiente alrededor del objeto, hasta encontrar de nuevo el punto inicial, para luego buscar el próximo máximo en el gradiente [4].

1.3.4 Métodos basados en clasificación de regiones

Inicialmente se utilizan los niveles de gris presentes en la imagen para obtener una partición del espacio. Se asocia a cada pixel la clase de nivel de gris a la cual pertenece. Las regiones son definidas por los conjuntos de pixeles conexos pertenecientes a una misma clase. Este método utiliza el cálculo del histograma para realizar la clasificación de las intensidades de la imagen, realizando la búsqueda de los distintos modos del histograma y sus valles correspondientes; las clases son determinadas por los valores entre los valles, de esta forma los puntos de la imagen son etiquetados con la clase correspondiente. Este método de segmentación es eficaz, si la clasificación de las intensidades permite definir, las diferentes regiones homogéneas de la imagen. Estos métodos son los más básicos y se basan solo en características locales de la imagen. En las secciones siguientes se presentan técnicas más complejas, que realizan la segmentación teniendo en cuenta más características de la imagen [4].

1.4 Métodos de reconstrucción

1.4.1 Datos volumétricos

Los datos volumétricos generalmente son definidos en forma de rejilla tridimensional, donde cada elemento de la rejilla está asociado con algún tipo de información volumétrica. Dicha información es un dato escalar que representa algo significativo como densidad, temperatura, o simplemente presencia o ausencia de un punto de una primitiva. Las fuentes de este tipo de información pueden ser: Tomografía computarizada (CT), Resonancia magnética (MRI), Tomografía por emisión de positrones (PET), computación numérica y simulación, y puntos de muestras de primitivas y funciones.

La representación de los datos volumétricos se puede definir de la siguiente manera:

- Voxels

Es una unidad cuántica de volumen la cual contiene un valor numérico, ya que éste representa algunas propiedades medibles o variables independientes de un objeto real o un fenómeno. Un voxel es la equivalencia a un pixel pero en tres dimensiones. La manera de visualizarlo es como un cubo donde el centro del

FLIT 4858

cubo es el centro de nuestro voxel (X, Y, Z, i) e i es algún tipo de propiedad que se encuentra alrededor del centro del voxel la cual permanece constante.

- Celdas

Una celda es un conjunto de ocho voxels acomodados de manera adyacente. Para encontrar un valor de un punto dentro de la celda utilizamos la interpolación trilineal, ya que cada valor de cada punto dentro de la celda varía de un punto a otro.

- Rejillas

Estas son formadas por un conjunto de celdas, cuyo número *ancho* (n) *por alto* (m) *por profundidad* (p) de celdas forman el espacio de voxels, en el cual se puede decir que existen $(n+1) * (m+1) * (p+1)$ número de elementos de volumen.

Comúnmente se denomina *voxel* a toda la rejilla aun cuando estrictamente un voxel es solamente uno de sus elementos.

1.4.2 Marching cubes

El renderizado de superficies es un método indirecto para desplegar la aproximación de la superficie asociada con los datos volumétricos. La superficie es producida al reconstruir los datos con primitivas geométricas, a esto se le conoce con el nombre de isosuperficie. Posteriormente la isosuperficie puede ser proyectada usando técnicas de computación gráfica. Una de las maneras de como que se lleva a cabo lo anterior es aplicando el algoritmo de Marching Cubes.

La idea general del algoritmo de Marching Cubes que usualmente aplican algunas de la librería de reconstrucción tridimensional, fue desarrollada por Lorensen, W.E. y Cline, H.E [5], [6], [7]. Este algoritmo comienza realizando una descomposición del espacio afectado por la superficie en cubos, estos cubos son lo equivalente a lo que se conoce como celdas, las cuales están formadas por voxels.

Dada la descomposición en celdas, cada una de estas puede encontrarse en una de las siguientes situaciones [8]:

- Completamente fuera de la superficie

- Completamente dentro de la superficie
- Parcialmente intersectada por la superficie.

El algoritmo después de realizar esta clasificación genera parches triangulares para representar una aproximación de la superficie asociada con los datos volumétricos. En la sección 1.4.1 se menciona que una celda está conformada por ocho voxels, los cuales son contiguos y forman un cubo, cada espacio de la celda contendrá distintos valores cuyo rango se encuentra en un intervalo $[0,1]$ el cual representa una propiedad, ya sea densidad, temperatura, etc. Se utilizarán los términos cubo y vértice ya que esto es equivalente a utilizar los términos celda y voxel, respectivamente. La manera de representar el cubo con sus respectivas aristas y sus respectivos vértices se muestra en la Figura 1.5.

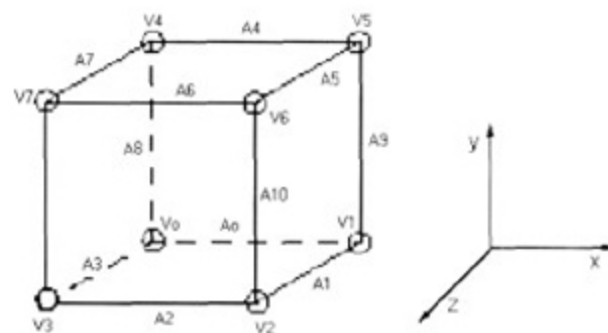


Figura 1.5 Celda y voxels.

En la parte de la intersección con la superficie, se tiene un cubo, en caso que la superficie pase a través del cubo, podría suceder que algunos vértices se encuentren fuera de la superficie y otros dentro de la superficie. Como en un principio no se sabe que vértices se encuentran fuera de la superficie y cuales dentro de la superficie se analiza las siguientes vertientes:

- Se dice que cada uno de los ocho vértices se encuentra por debajo del valor que genera un cambio abrupto en las densidades de un vértice a otro (iso-valor).
- O se dice que cada uno de los ocho vértices se encuentra por encima del valor que genera un cambio abrupto en las densidades de un vértice a otro (iso-valor).

Esto no genera un total de todos los casos 2^8 que es igual a 256 configuraciones posibles para determinar que vértices se encuentran fuera o dentro de la superficie. Estas posibilidades pueden ser reducidas a 128 excluyendo casos de reflexión y posteriormente reducido a 15 posibilidades como se muestra en la figura 1.6 por excluir casos de simetría.

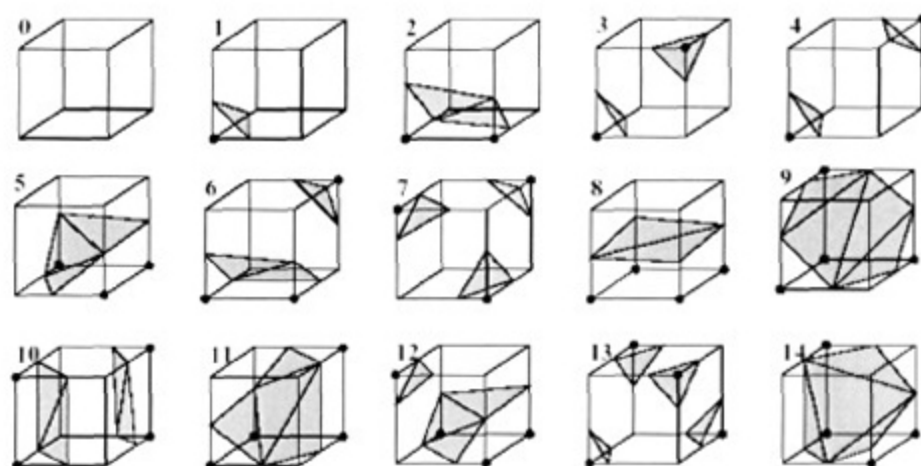


Figura 1.6 Casos reducidos de intersección.

En el *caso 0* de la figura anterior, se puede ver que es un caso trivial, ya que este se presenta cuando todos los vértices del cubo están fuera o dentro de la superficie. En el siguiente caso, sólo un vértice del cubo se encuentra fuera de la superficie, por lo tanto, se formaría sólo un triángulo que intersecta con tres aristas de la celda. En los *casos 2, 3 y 4*, se tienen dos vértices fuera de la superficie, estos casos se forman dependiendo si los vértices corresponden a la misma arista, a la misma cara del cubo, o si son opuestas en diagonal una a la otra. Para los siguientes con tres esquinas fuera, depende si existen 0, 1, o 2 vértices fuera por cada arista. Cuando existen cuatro vértices fuera de la superficie se generarían los siete últimos casos. Descritos los casos anteriores, se define el *caso 0* como el caso trivial, pero para todos los demás casos se debe determinar los puntos donde la superficie intersecta con las aristas, ya que estos puntos representan los vértices de los triángulos que se van a generar para cada celda. Cabe hacer mención que el máximo de triángulos que se generan por celda es de cinco. Para encontrar los puntos de intersección con las aristas, se utiliza la interpolación lineal.

1.4.3 Ray Casting

En este método los datos volumétricos se visualizan de manera semi transparente. La manera como se lleva a cabo este tipo de renderizado es utilizando los principios de trazado de rayos. Existen muchos otros métodos de renderizado de volumen que utilizan los principios de ray casting, pero para el caso en particular, el algoritmo se varió en la parte de darle intensidad al color del pixel [9], [10]. La idea general de este algoritmo, se basa en lanzar rayos desde el observador, de manera que pase a través de un pixel de la pantalla hasta encontrar la rejilla de voxels, de ahí se sigue el rayo desde su punto de entrada \vec{P}_o hasta su punto de salida \vec{P}_r , a largo de éste se calcula el valor de la intensidad del pixel por el que atravesó el rayo. En la Figura 1.7 se representa lo descrito anteriormente.

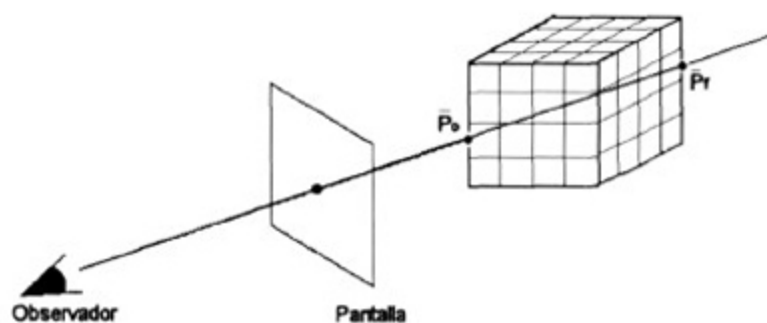


Figura 1.7 Representación de trazado de un rayo.

Para encontrar los puntos de intersección del rayo con el plano, se debe sustituir la ecuación del rayo $\vec{P} = R_o + R_d \cdot t$ en la ecuación del plano $Ax + By + Cz + d = 0$ y se obtendría la siguiente ecuación de manera vectorial:

$$t = \frac{-(P_n \cdot R_o + d)}{P_n \cdot R_d} \quad (1.1)$$

Donde $P_n = (A, B, C)$ que es la normal al plano, d es la distancia del plano al origen, R_o es el origen de rayo y R_d es la dirección del rayo.

Una vez obtenidos $\langle t_o, t_f \rangle$ se calcula la intensidad del pixel por donde pasa el rayo como:

$$I = \int_{P_o}^{P_f} f(\vec{P}) d\vec{P} \quad (1.2)$$

Dónde $f(\vec{P})$ es la densidad del volumen en \vec{P} . Siguiendo la idea anterior se sustituye en $\vec{P} = R_o + R_d \cdot t$, para llegar a lo siguiente:

$$I = \int_{t_o}^{t_f} f(R_o + R_d \cdot t) dt \quad (1.3)$$

Definidas las ecuaciones que se utilizan en el algoritmo, se resume el algoritmo de manera de pseudo código como:

1. Dado un rayo \vec{R}_o, \vec{R}_d .
2. Encontrar los puntos de intersección $\langle t_o, t_f \rangle$.
3. Si existe intersección con la rejilla.
4. Calcular Intensidad del pixel.
5. De lo contrario
6. El color del pixel es igual al color de fondo.

1.5 Estándar Dicom

El primer estándar DICOM (**D**igital **I**maging and **C**ommunication in **M**edicine) importante es la versión 3.0, que fue desarrollado en 1993. Este formato es reconocido mundialmente para el intercambio de imágenes médicas en relación al manejo, impresión, almacenamiento y transmisión de las imágenes. El formato Dicom está definido por: a) formato de archivo y b) servicios. Con esta información el formato Dicom permite la integración de escáneres, servidores, estaciones de trabajo, impresoras y hardware de red de múltiples proveedores dentro de un sistema PAC (Archivos de Imágenes y Sistemas de Comunicación).

1.5.1 Formato

Las partes en las que consiste el formato genérico del archivo Dicom son [14]:

- o Encabezado

El encabezado está construido por un preámbulo de 128 bytes, que los sigue el prefijo de 4 bytes Dicom. El preámbulo es utilizado para obtener compatibilidad con otros formatos de ficheros, si este preámbulo no es utilizado los 128 bytes serán puesto en 00H. El archivo tiene un alcance de tipo multimedia utilizando

el preámbulo y otro alcance de tipo Dicom evitando el preámbulo. Pasando a la parte del prefijo, tenemos que éste está compuesto por los caracteres D I C M codificado con caracteres mayúsculos los cuales representan una etiqueta y longitud.

- Conjunto de datos

Están compuestos por un conjunto de elementos de datos, los cuales representan información relevante y están formados por:

- Etiqueta (Tag). Etiqueta de identificación.
- Valor de Representación (VR). Valor de representación que indica el tipo de dato almacenado.
- Valor de Longitud. Indica la longitud del dato.
- Valor de Campo. Proporciona información del paciente, análisis realizado, o de la imagen obtenida, basando en un valor de etiqueta.

La Figura 1.8 muestra de manera general la estructura de un archivo Dicom, lo cual es una representación de lo descrito anteriormente.



Figura 1.8 Estructura de un archivo Dicom.

1.5.2 Servicios

Se dice que Dicom es un procedimiento estándar de distribución que incorpora la comunicación entre dos procesos, para lograr esto el estándar ofrece los siguientes servicios [15]:

- Almacenaje Dicom.

Es usado para imágenes u otros objetos persistentes a PACS o a una estación de trabajo.

- Almacenamiento Definitivo.

Es usado para confirmar que una imagen ha sido almacenada permanentemente por un dispositivo. El usuario de la clase de servicio (modalidad, estación de trabajo, etc.) utiliza la confirmación de la clase de servicio proveedor (estación de almacenamiento) para asegurarse de que puede borrar la imagen localmente.

- Consultar /Obtener.

Permite a una estación de trabajo hacer búsquedas de imágenes en un PACS y recuperarlas.

- Lista de trabajo Dicom.

Permite a un equipo de imagen que incluya esta funcionalidad o Servicio Dicom leer la lista de Pacientes citados, obtener detalles de los pacientes y exámenes médicos solicitados electrónicamente, evitando la necesidad de introducir esa información varias veces y sus consiguientes errores.

- Impresión Dicom

Este servicio es usado para mandar imágenes a una impresora Dicom, normalmente para imprimir una placa de rayos-x. Hay una calibración estándar para ayudar a asegurar la consistencia entre distintos dispositivos de pantalla.

- Fichero

Describe como almacenar información de imágenes médicas en un medio extraíble. Generalmente es obligatorio incluir también los metadatos de la imagen.

Como se puede observar en el panorama general de la descripción del estándar Dicom hecha en los apartados anteriores, el proyecto de esta tesis solo se enfocará principalmente en la definición del formato Dicom y no en los servicios que este ofrece.

1.6 Trabajos Relacionados

En este apartado haremos una pequeña reseña a las herramientas existentes para visualización y reconstrucción de imágenes medicas.

1.6.1 DICOM Vista 4.5

El DICOM Vista 4.5 es un sistema de visualización y manipulación de imágenes para Tomografía Computarizada y Resonancia Magnética. Funciona bajo entorno Windows, requiere un procesador Pentium con al menos 64 MBytes de RAM, tarjeta de video de color real y lector de CD-ROM. La figura 1.9 muestra la interfaz gráfica para el usuario del sistema DICOM Vista 4.5. Las características de este sistema son:

- Presentación de imágenes con todos sus datos demográficos.
- Muestra los iconos de las imágenes disponibles, permitiendo seleccionar una mediante el mouse.
- Ajuste de Ancho y Nivel de Ventana, 4 ventanas pre-programadas.
- Zoom variable,
- Filtros de imagen: filtro de refinado y suavizado de imágenes.
- Consultar /Obtener DICOM .
- Exportación de imágenes a formato JPEG y BMP.
- Copiar imágenes al portapapeles de Windows para utilizarlas en otras aplicaciones.
- Medidas de ROI para áreas y densidad, medidas de distancia.
- Envío de imágenes por e-mail.
- Creación de páginas WEB con las imágenes del estudio
- Anotación de comentarios con flechas indicadoras.
- Visualización de 1 o 4 imágenes en pantalla.
- Visualización dinámica de las imágenes.
- Impresión multiformato (impresoras de Windows o DICOM Print).

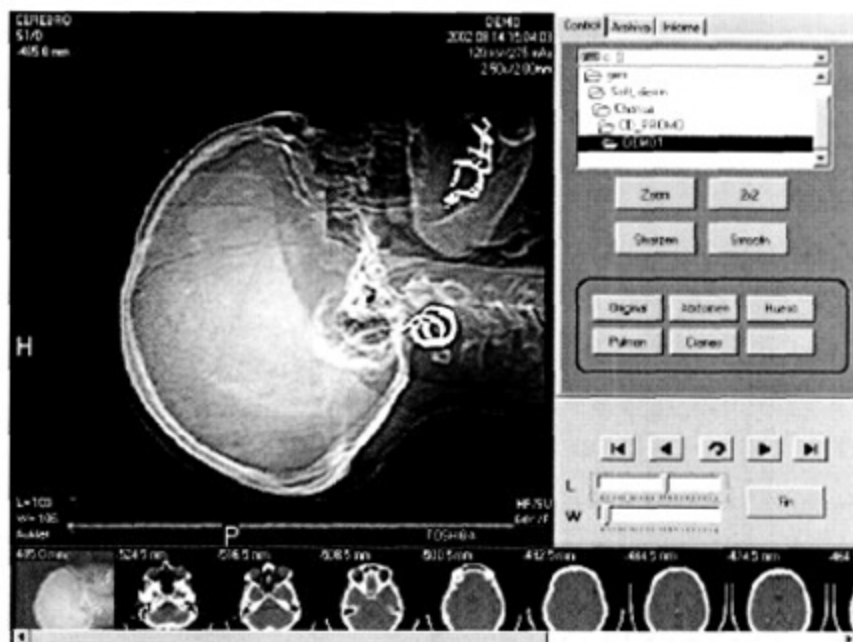


Figura 1.9 Interface Dicom Vista.

1.6.2 Kradview

El Kradview es un sistema de visualización que funciona para el entorno Linux, permite ver imágenes obtenidas de distintas fuentes como Rayos X, NMR y otros dispositivos compatibles con el formato Dicom. Kradview ha sido desarrollado en C y en C++ empleando KDE. El análisis, renderizado y post procesamiento de la imagen ha sido desarrollado en C, para permitir altos niveles de eficiencia; por otro lado, el resto del interfaz gráfico ha sido desarrollado en C++. Como se muestra en la figura 1.10.

Kradview ha sido probado y está siendo usado en varias distribuciones de Linux; aunque debería funcionar en cualquier sabor de Unix que sea capaz de ejecutar KDE.

Las características del sistema Kradview son:

- Manejo de formatos Dicom, Raw y JPEG.
- Acercamiento variable.
- Visualización de una por pantalla.
- Salida de datos Dicom.
- Manejo de metadatos de la imagen.
- Reducción de imagen.

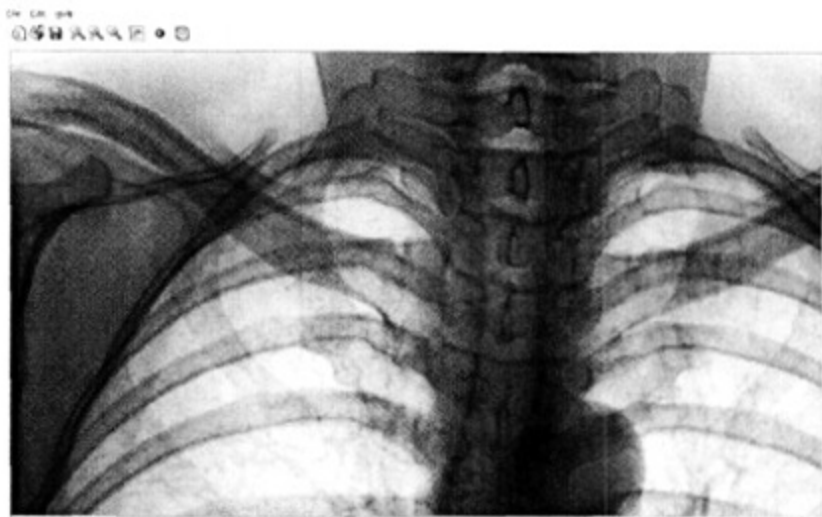


Figura 1.10 Interface Kradview.

1.6.3 IQ-View 3D

El IQ-view es un estación de trabajo 3D idónea para casi todo tipo de procesamiento de imágenes 3D, por ejemplo, imágenes vasculares, neuroradiológicas, traumatológicas, ortopédicas y cardíacas. El IQ-View3D es un módulo de un sistema llamado IQ-View PRO en una estación de trabajo completa. Como se muestra en la figura 1.11. El modulo que contiene las siguientes especificaciones:

- Reconstrucciones multiplanares ortogonales y oblicuas (MPR).
- Proyecciones de intensidad máxima y mínima (MIP y MinIP).
- Visualización de superficie sombreada. (SSD).
- Renderizado de volúmenes (VRT).
- Filtros de imágenes (ruido, suavizar, invertir).
- Funciones para cortar.
- Selección de Volumen de interés (VOI)
- Acercamiento 3D .

Los requerimientos recomendados para que el sistema tenga un buen funcionamiento son: sistema operativo Windows vista profesional, procesador Core 2 Qua 2,6 GHZ, memoria RAM 2GB y tarjeta de video nVidia 8800 o ATI Radeon 3870 – Serie.



Figura 1.11 Interface IQ-View 3D.

1.6.4 Osirix

Osirix es un visualizador exclusivo para MAC, con capacidad de reconstrucción volumétrica de imágenes médicas. El software es Open Source, pero hay varias empresas que dan soporte al programa, una de ellas es Kanteron Systems. Fue específicamente diseñado para navegación y visualización de multimodalidad y multidimensionalidad de imágenes. Osirix es al mismo tiempo una estación de trabajo Dicom PACS para investigación médica. Algunas de las especificaciones del sistema son:

Soporte de Archivos Dicom

- Leer y desplegar archivos Dicom (Mono-frame, Multi-frame).
- Leer archivos JPEG.
- Monocromático, RGB, Planar,...
- Exportar dato a TIFF, JPEG, QuickTime, RAW.

Soporte de Red Dicom.

- Enviar estudios clínicos.
- Recibir estudios clínicos.

- Soporte dinámico de transferencia ip.

Visualizador 2D

- Interpolación bicúbica..
- ROI; polígonos, círculos, rectángulos, etc.
- Filtros de convolución.

Pos procesamiento 3D

- Reconstrucción multiplanar.
- Renderizado de volumen.
- Renderizado de superficie.
- Visión stereo.
- Exportar 3D imágenes a TIFF, JPEG y QuickTime.

La arquitectura del sistema Osirix se muestra en la figura 1.12, mientras que la interfaz gráfica se muestra en la figura 1.13.

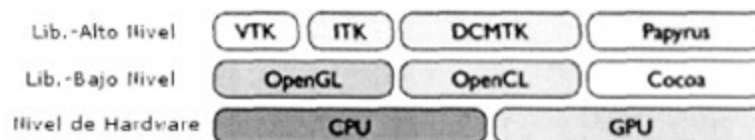


Figura 1.122 Arquitectura de Osirix.



Figura 1.13 Reconstrucción de Superficie Osirix.

1.6.5 3D doctor

El 3D doctor es un software de modelado tridimensional para imágenes TC, MRI, PET, microscópicas y aplicaciones industriales. Sus características generales son las siguientes:

- Soporte de imágenes en escala de grises y de color.
- Formatos de imágenes DICOM, TIFF, GIF, JPEG, PNG, BMP, PGM, MRC y RAW
- Exporta mallas poligonales a formato STL, DFX, IGES, 3DS, VRML, PLY, XYZ
- Cálculo de volumen 3D y análisis de medidas para datos cuantitativos.
- Registro y fusión de imágenes.
- Herramientas de segmentación.
- Procesamiento avanzado de imágenes tridimensionales.

Los requerimientos mínimos recomendados para que el sistema tenga un buen funcionamiento son: Windows 2000, XP o Vista, procesador Pentium, 50 MB en disco duro y tarjeta de video que controle 16 bits.

La interface gráfica se muestra en la figura 1.14 mostrando un ejemplo de las características que puede aportar el 3D doctor.

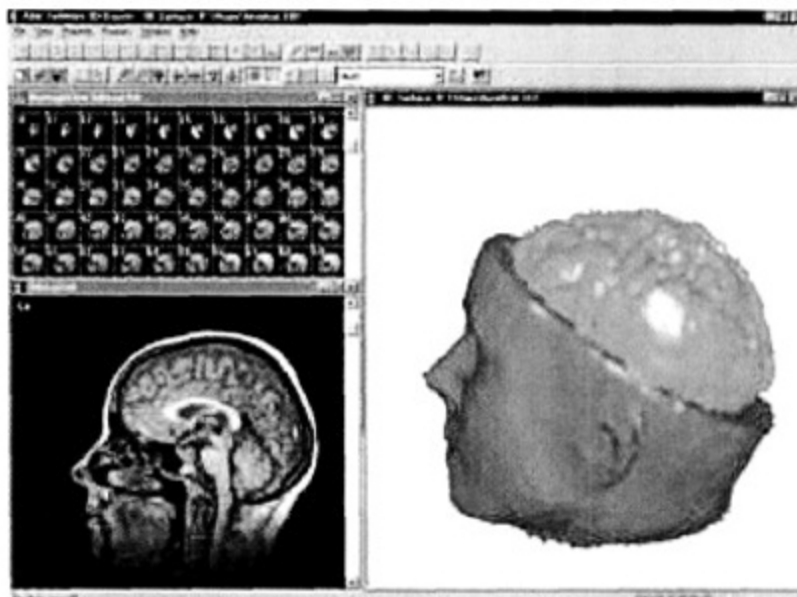


Figura 1.14 Reconstrucción de Superficie 3Ddoctor.

1.6.6 Mimics

El software Mimics permite procesar y editar imágenes de 2D obtenidas de TC o MRI. A partir de estos datos en dos dimensiones se pueden obtener modelos tridimensionales en un ambiente de interface amigable para el usuario. Contiene herramientas de segmentación para editar los datos obtenidos de las imágenes visualizadas, estas herramienta pueden ser utilizadas tanto en los modelos de 2D y 3D. Puede importar a formatos de imágenes tales como IGES, STL, VRML, PLY, INP, OUT, NAS y MSH. La plataforma de Mimics ofrece la siguiente variedad de aplicaciones tanto médicas como de ingeniería:

- Dinámica de fluidos por computadora.
- Análisis de elemento finito.
- Simulación quirúrgica.
- Construcción de objetos físicos utilizando tecnología de mano facturación.
- Diseño asistido por computadora.

El la figura 1.15 se muestra la interfaze grafica del software Mimics, en esta figura se puede observar que las imágenes son visualizadas en tres vistas, la imagen en la parte inferior derecha muestra la imágenes que son exportadas por el escáner, en la parte

superior izquierda es una rebanada de este conjunto de imágenes en la dirección xz la parte inferior izquierda es un rebanada en la dirección yz.

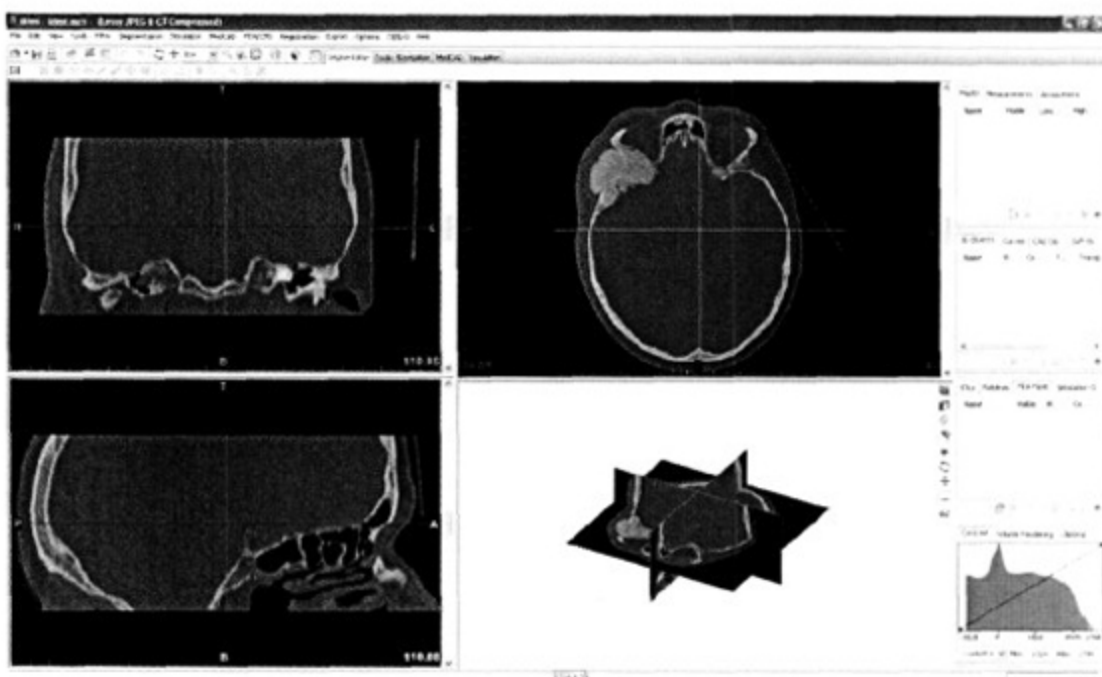


Figura 1.15 Interface gráfica del software Mimics.

Capítulo 2 Descripción del Sistema Propuesto

En este capítulo se presenta la descripción del sistema propuesto para la reconstrucción tridimensional de partes anatómicas a partir de imágenes médicas basadas en el estándar DICOM. Se explicaran las fases y control del flujo de datos requeridos para llevar a cabo dicha reconstrucción.

2.1 Requerimientos

Con base en el uso y aplicaciones que tendrá el sistema de reconstrucción tridimensional se definieron los siguientes requerimientos que el sistema debe cumplir:

- Proveer un sistema de visualización 3D interactivo, el cual proporcione una manera sencilla de interactuar con la información obtenida de los datos de entrada (imágenes médicas en formato DICOM).
- Diseñar una interfaz de usuario amigable, la cual ayude a la usabilidad de los datos generados.
- Funcional en plataforma Windows. Permite desarrollos de sistemas en tiempos menores ya que proporciona un marco de trabajo (framework) con mayor flexibilidad.
- Funcionalidad. Poder obtener modelos 3D de partes anatómicas a partir de imágenes médicas 2D.
- Compatibilidad. Poder exportar los modelos 3D obtenidos de la reconstrucción en formatos compatibles (STL, IGS, 3DS, DXF, VRML u otros) con sistemas CAD/CAM/CAE, de prototipado rápido y de planeación quirúrgica.

Para lograr el desarrollo del sistema cumpliendo estos requerimientos, se hizo un análisis para determinar la solución óptima para cada uno de los requerimientos. A continuación se discute la solución seleccionada para cada uno de estos requisitos, con excepción de los requisitos funcionales los cuales se explican en las secciones posteriores.

- **Visualización 3D interactivo**

Para cumplir este requerimiento se debe mantener un entorno visual 3D y a su vez permitir una interacción con el mismo. Una de las soluciones más comunes es utilizar lenguaje gráfico OpenGL, el cual es un estándar que adoptan los fabricantes de tarjetas aceleradoras de video. Algunos de los inconvenientes que se afronta al utilizar esta biblioteca para la programación, es la dificultad de interactuar con las funciones que esta nos aporta, es por esto que se debe considerar una biblioteca que permita interactuar con los escenarios tridimensionales generados por OpenGL. Analizando lo anterior se considera que esta biblioteca pone en riesgo la integridad del requerimiento de interface amigable con el usuario, ya que los controles de interfaz que provee son bastante limitados y obliga a programar en un lenguaje estructurado, y se pierde toda la noción de objetos. Después de una búsqueda y análisis de los marcos de trabajo para el desarrollo de aplicaciones visuales en 3D, se optó por utilizar la biblioteca abierta VTK debido a que provee las características deseadas.

- **Interfaze Amigable**

En el análisis de este requerimiento se consideraron algunos marcos de trabajo para el desarrollo de interfaces gráficas de usuario (GUI). Para realizar este análisis se aplicaron ciertos criterios, como el obtener un marco de trabajo (framework) desarrollado en C++ que tuviera una adaptación en .NET, lo cual daría un sistema basado en una plataforma Windows y con una vinculación directa con VTK.

- **Funcionalidad**

Este requisito del sistema está pensado para explotar las características disponibles del sistema Windows. Los componentes utilizados fueron VTK.NET y framework .NET proporcionan las herramientas necesarias para lograr este requisito bajo un ambiente Windows. Esta biblioteca aporta nuevas técnicas y modelados formales enfocados al de desarrollo de aplicaciones gráficas basadas en ambientes médicos, físicos y procesamiento de imágenes. Otra característica principal que aporta es que tiene un licenciamiento de código libre lo cual lo hace accesible a cualquier desarrollador.

2.2 Arquitectura

2.2.1 Descripción de Funcionalidad

Con base en los requerimientos visuales para controlar un entorno de reconstrucción 3D enfocado en imágenes médicas, se propusieron y diseñaron las siguientes etapas:

- Carga de imágenes generadas por tomografías con un estándar DICOM.
- Extraer datos de la imagen, densidades de pixel con sus coordenadas correspondientes.
- Visualización de los planos XY, YZ, XZ del la pila de imágenes seleccionada.
Esta característica aporta una visualización de los datos en tiempo relativamente corto, con esto se acelera el proceso de cargado e interacción de datos, evitando la visualización de la superficie inicialmente. Es por esto que la visualización de los planos es una de las fases iniciales del sistema.
- Interacción con los planos
El usuario tendrá la opción de seleccionar una rebanada (slice) del conjunto de datos en alguno de los planos axiales, con lo cual podrá desplazarse entre ellas y visualizar cada una en un plano 2D y se visualizara la posición que esta ocupa en la representación 3D de los planos.
- Reconstrucción y visualización de la superficie 3D.
En general el sistema genera la extracción y visualización de la iso-superficie del conjunto de datos, esto se lleva a cabo utilizando el algoritmo de marching cubes especializado en la reconstrucción de superficies.
- Manejo manual y/o automático del intervalo del Iso-Valor para la reconstrucción.
El usuario está interesado en visualizar la Iso-superficie en diversos límites del Iso-Valor. El Iso-Valor representa el intervalo de los distintos límites de

densidades para representación de las partes anatómicas que se desean reconstruir (hueso, fluidos, piel, etc.).

- Visualización de volumen

Como tarea opcional del sistema, el usuario tiene la opción de visualizar el conjunto de datos, esto se logra utilizando el algoritmo de raycasting el cual proporciona mejores medios para la visualización del conjunto de datos en su totalidad, permitiendo así una interfaz para interactuar en dos modos de visualización.

- Salida de datos generados de la reconstrucción en formatos STL, VRML u otro, compatibles con los sistemas CAD/CAM/CAE, prototipado rápido y planeación quirúrgica.

El flujo llevado a cabo por el sistema es estático ya que no permite alterar datos o conexiones entre cada fase ni agregar ni eliminar fases. En la figura 2.1 se ilustra la secuencia que siguen los datos de entrada y las posibles operaciones que se pueden realizar para obtener datos de salida conforme a la opción seleccionada en el proceso de reconstrucción. En la sección siguiente se describe en detalle cada una de las fases descritas en el manejo de los datos que se muestran en la figura 2.1.

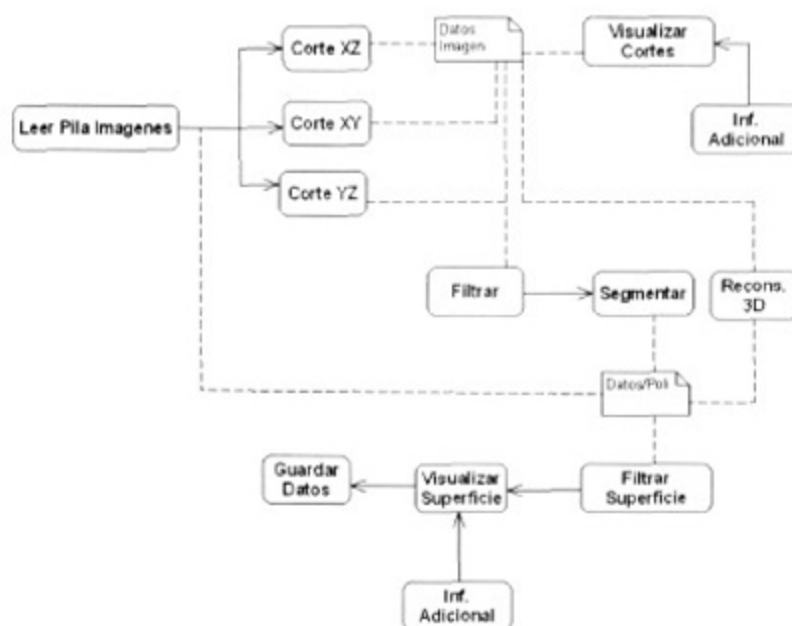


Figura 2.1 Flujo de la entrada de datos.

2.2.2 Diagrama de Funcionalidad

Mediante el uso de diagramas se explicarán los alcances que logra el sistema desarrollado, esto proporciona una visión del conjunto de objetos relacionados entre sí, así como la interacción entre estos. Los diagramas son implementados mediante el modelado UML (Lenguaje Unificado de Modelado) del cual solo se utilizan tres tipos de diagramas:

1. Diagramas de casos de uso, con los cuales se puede enfatizar lo que puede suceder con el sistema modelado;
2. Diagramas de secuencia, se utilizan para explicar el control de flujo de los datos entre los elementos que conforman cada alcance que se lleva a cabo al interactuar con el sistema;
3. Diagramas de clases que representan los elementos que deben de existir en el sistema.

El diagrama de casos de uso que se muestra en la figura 2.2, describe de manera general las actividades que puede llevar a cabo el usuario al interactuar con el sistema de reconstrucción 3D. Entre las actividades descritas en este diagrama se encuentra el

ingreso de datos de las imágenes en rebanadas de dos dimensiones; reconstrucción de planos en 3D, en esta actividad se deriva la opción de manipulación de los planos en sus tres ejes (x,y,z) ; en la siguiente actividad se cuenta con la reconstrucción de la superficie en 3D, en esta actividad se tienen las opciones de modificar el parámetro del iso-valor; la siguiente actividad considera la reconstrucción de volumen; y en la actividad final se tiene el manejo de la cámara para interactuar con cada una de las representaciones posibles. A continuación se presentan algunos casos de uso.

Caso de Uso: Cargar Conjunto de Imágenes

Precondición: Formato DICOM.

Flujo de Eventos:

1. El usuario le pide al sistema que cargue el conjunto de imágenes DICOM
2. El sistema le abre una ventana para que busque el subdirectorio donde se encuentra las imágenes DICOM.
3. El usuario selecciona el directorio.
4. El sistema carga las imágenes y las procesa.
5. El sistema realiza una representación de reconstrucción de planos 3D.

Caso de Uso: Cambia Representación

Precondición: Cargar conjuntos de Imágenes DICOM.

Flujo de Eventos:

1. El usuario le pide cambio de representación al sistema
2. El sistema despliega y muestra las opciones que puede elegir.
3. El usuario selecciona la opción.
4. El sistema lleva acabo los cambios.

Caso de Uso: Manipulación de Planos 3D

Precondición: Selección de Reconstrucción de 3D planos.

Flujo de Eventos:

1. El usuario selecciona el eje a desplazar.
2. El usuario selecciona el número de coordenadas a desplazar.
3. El sistema desplaza las coordenadas en la imagen 2D.
4. El sistema desplaza las coordenadas en la imagen 3D.
5. El sistema renderiza la imagen.

Caso de Uso: Manipulación Iso-Valor

Precondición: Selección de Reconstrucción 3D superficie.

Flujo de Eventos:

1. El usuario fija el valor del Iso-valor.
2. El sistema procesa la imagen.
3. El sistema renderiza la imagen.

Caso de Uso: Movimiento de cámara

Precondición: Selección de Reconstrucción 3D superficie.

Flujo de Eventos: Representación de imagen.

1. El usuario le indica al sistema que desea mover la cámara.
2. El sistema captura los movimientos del ratón sobre la imagen 3D.
3. El sistema cambia el modo de visualización.
4. El usuario deja de mover la cámara.
5. El sistema dibuja la imagen tridimensional según el movimiento fijado por el usuario.

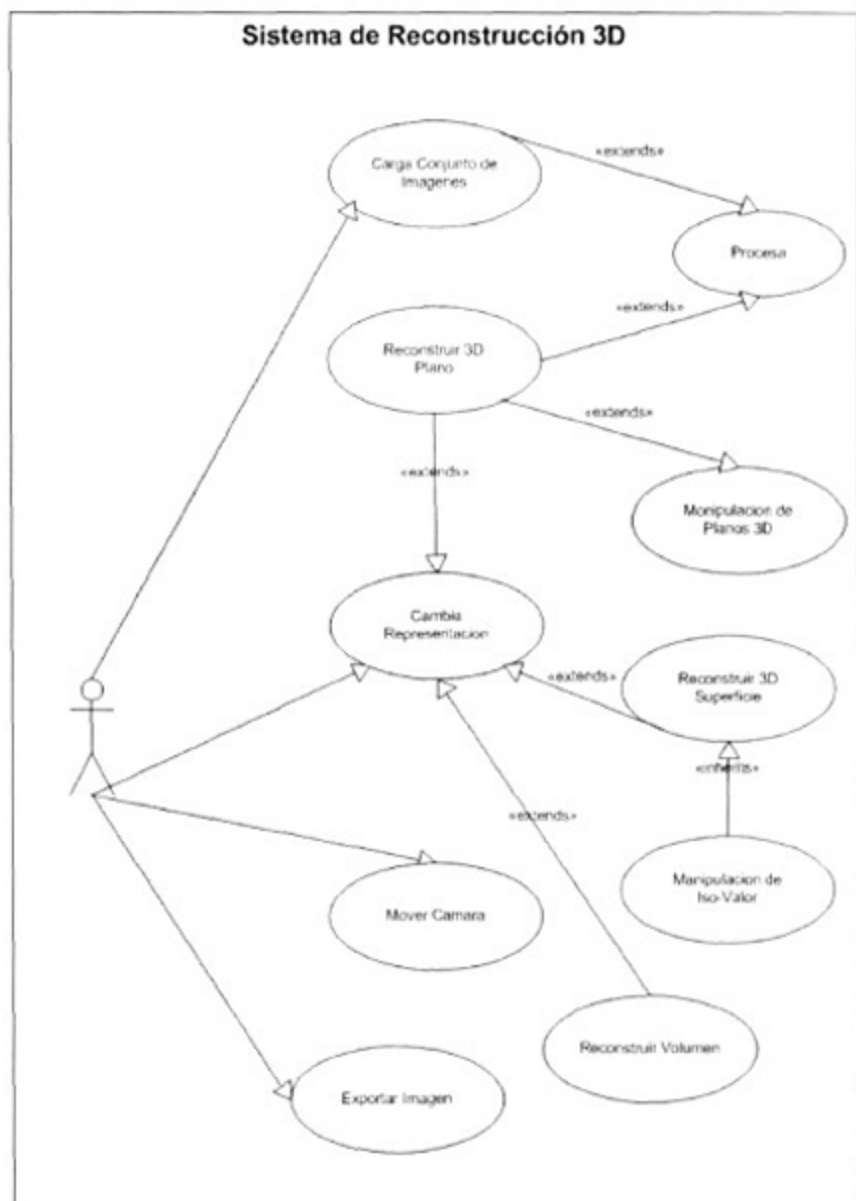


Figura 2.2 Diagrama de casos de uso.

La secuencia de entrada de datos, representada por el diagrama que se muestra en la figura 2.3, contiene tres objetos, inicialmente se tiene el objeto *FormularioPrincipal* que en su estancia deshabilita las opciones de reconstrucción como medida de seguridad para la secuencia; posteriormente se instancia el objeto *OpenDicomSeries*, el cual permite cargar la ruta de donde se obtendrán los datos de la imágenes; en seguida el objeto *FormularioPrincipal* llama al método *limpiaVentana()* para asegurarse que el área de visualización no contenga ningún dato; en la siguiente interacción se obtendrá la ruta de los datos, en este momento el objeto *OpenDicomSeries* abandona su instancia y se instancia el objeto *voxels*, el cual contiene todo el conjunto de datos almacenados en

una malla de voxels, el cual manda la repuesta de datos cargados. Al final de todo este proceso se manda llamar al método *planoXYZ()* con el cual se visualizan los datos y es considerada como funcionalidad de caso inicial.

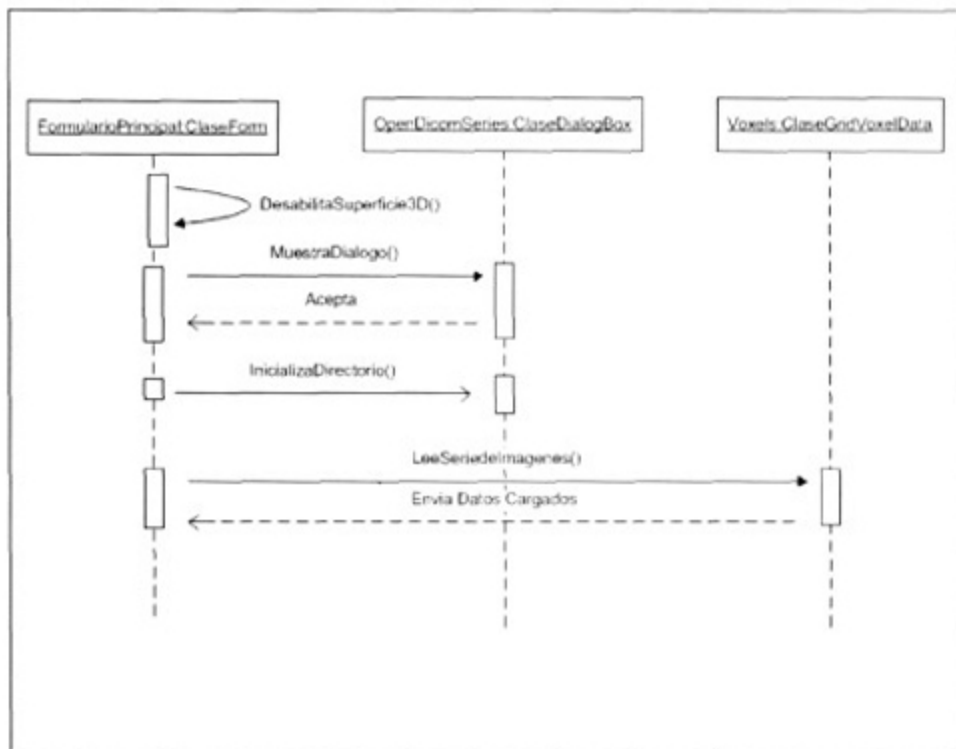


Figura 2.3 Diagrama de secuencia de entrada de datos.

Para llevar a cabo la secuencia de visualización de planos se tiene el objeto *FormularioPrincipal*, *Visualización* y *VtkwndMain* como se muestra en el diagrama de la figura 2.4. Los métodos principales de estos tres objetos son: *RenderPlanos3D()*, el cual se encarga de la visualización de los planos (x,y,z) e interactúa con el método *GetRenderWnd()*, este método le proporciona la dirección a donde se deben mandar los datos para que sean visualizados una vez que ya hayan sido procesados. Otro de los métodos principales llamado *RenderPlano2D()* se encarga de generar una visión de los planos proyectada en dos dimensiones para cada uno de los ejes proyectados, a su vez cada eje contiene una instancia de un objeto donde se proyectaran, estas instancias son del tipo *VtkFrmWnd*, las cuales posteriormente se explicará su funcionalidad al tener iteración con los planos.

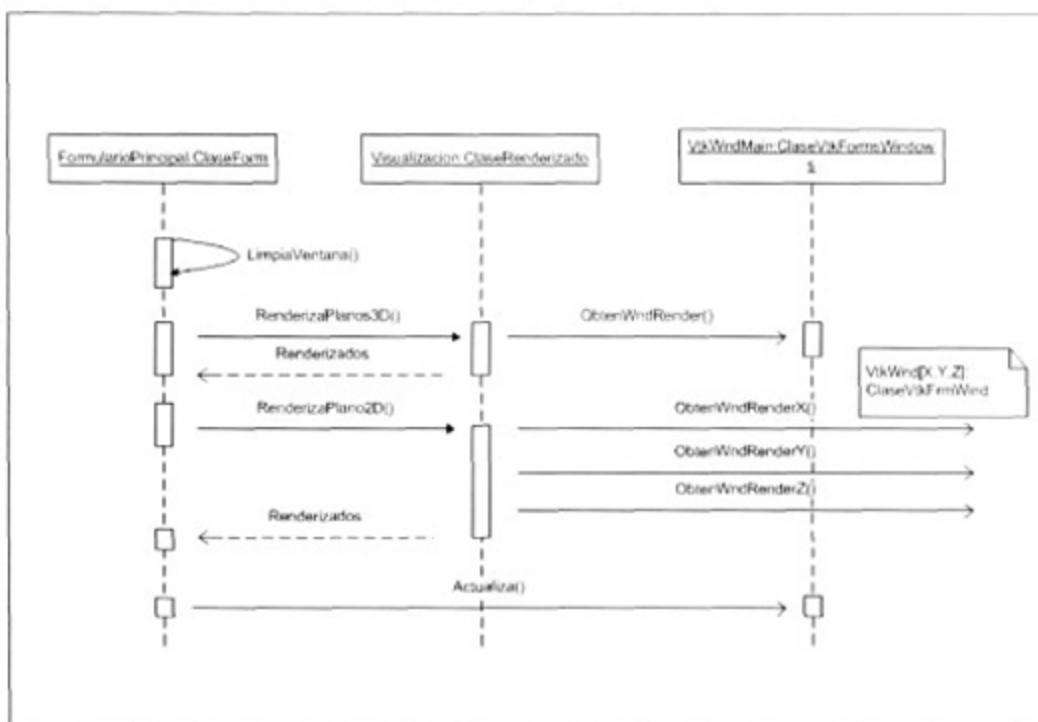


Figura 2.4 Diagrama de secuencia de renderizado de planos.

El diagrama renderizado de superficie, figura 2.5, contienen solo dos métodos principales, uno de los cuales utiliza el objeto *Voxels* comentado en el diagrama de secuencia de entrada de datos. El método que lleva a cabo la triangulación de los datos pertenece a la clase *vtkAlgorithm* que contiene el método *GetData()*, el cual regresa los datos procesados. El método *Update()* se encarga de actualizar los datos directamente en la ventana de visualización principal.

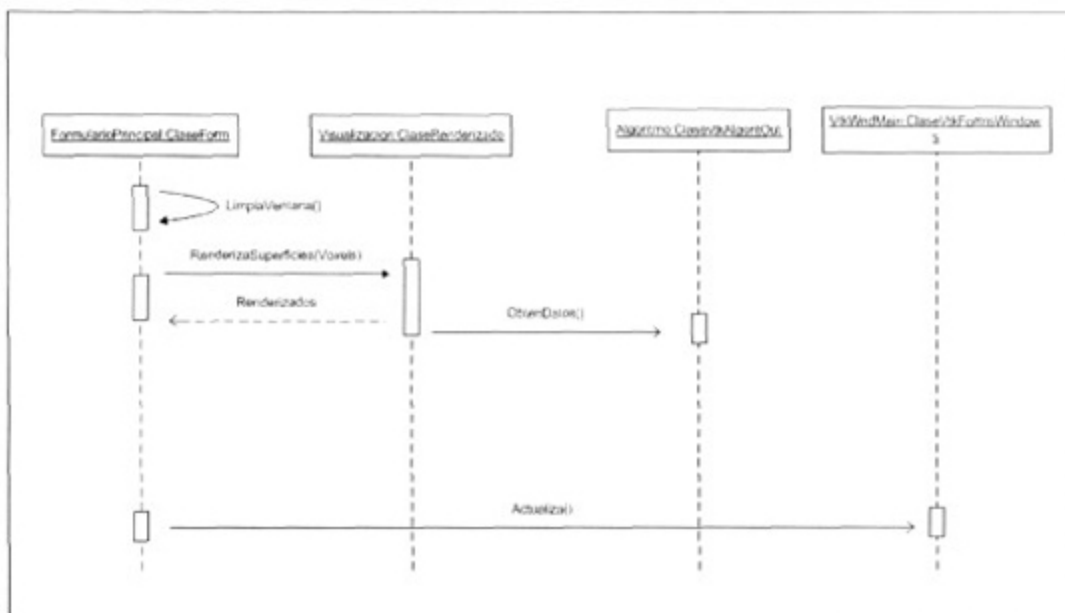


Figura 2.5 Diagrama de secuencia de renderizado de superficie.

En la parte de visualización de volumen, representado en el diagrama de secuencia de renderizado de volumen de la figura 2.6, intervienen los métodos *RenderVolumen()*, el cual es el encargado de llevar a cabo el proceso de representar de los datos que contiene el objeto voxel de manera semitransparente. Estos datos son proyectados por el objeto *VtkWndMain*. La secuencia es muy similar a la secuencia de renderizado de superficie. Cabe señalar que la secuencia de renderizado de volumen tiene como finalidad tener una visibilidad a través del objeto, mientras que la secuencia de renderizado de superficie su función principal es reconstruir el objeto de datos con primitivas geométricas.

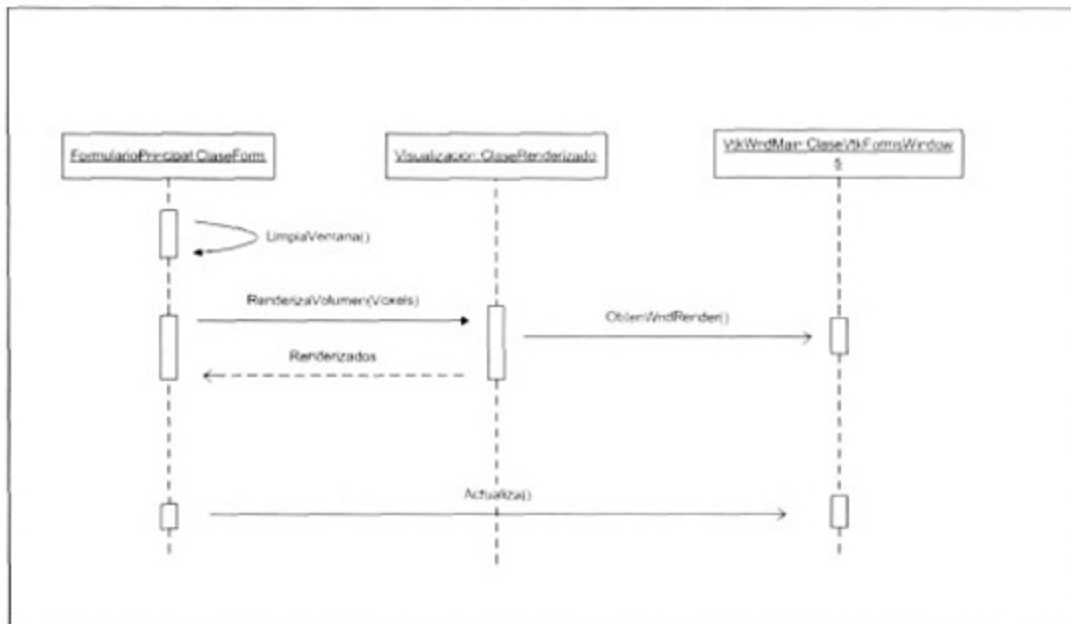


Figura 2.6 Diagrama de secuencia de renderizado de volumen.

El diagrama de secuencia de manipulación de planos, figura 2.7, es una extensión del diagrama de secuencia de renderizado, figura 2.4, en cual se puede interactuar con los planos y posicionarse en cualquier punto de sus tres ejes, los métodos principales son:

- *GetDimensiones()*: Este método pertenece a la clase *GridVoxelData*, y su función se base en obtener la dimensión de la estructura del conjuntos de datos.
- *SetSliceIndex(Plano2D)*: Este método recibe como parámetro el valor de posición en el plano que se desea visualizar en dos dimensiones, ya sea *x*, *y* o *z*.
- *SetSliceIndex(Plano3D)*: Posiciona los planos en tres dimensiones de acuerdo a la posición y eje adquirido en la función anterior.

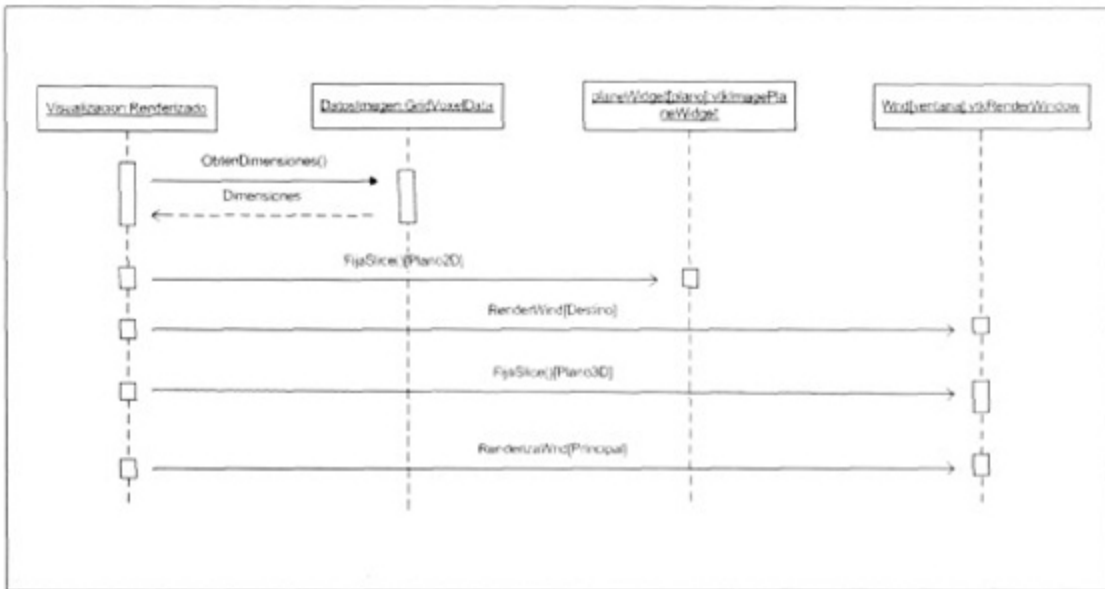


Figura 2.7 Diagrama de secuencia de manipulación de planos.

La secuencia de manipulación del iso-valor, figura 2.8, se lleva a cabo utilizando el método *setvalue()*, el cual recibe como parámetro un valor decimal. Este valor decimal es calculado con el rango escalar del conjunto de datos obtenidos de los algoritmos para reconstrucción de superficies, y los límites seleccionados por el usuario. Se utiliza el método *render()* para actualizar los resultados obtenidos y al finalizar la secuencia tiene como salida el resultados de los datos seleccionados por el usuario.

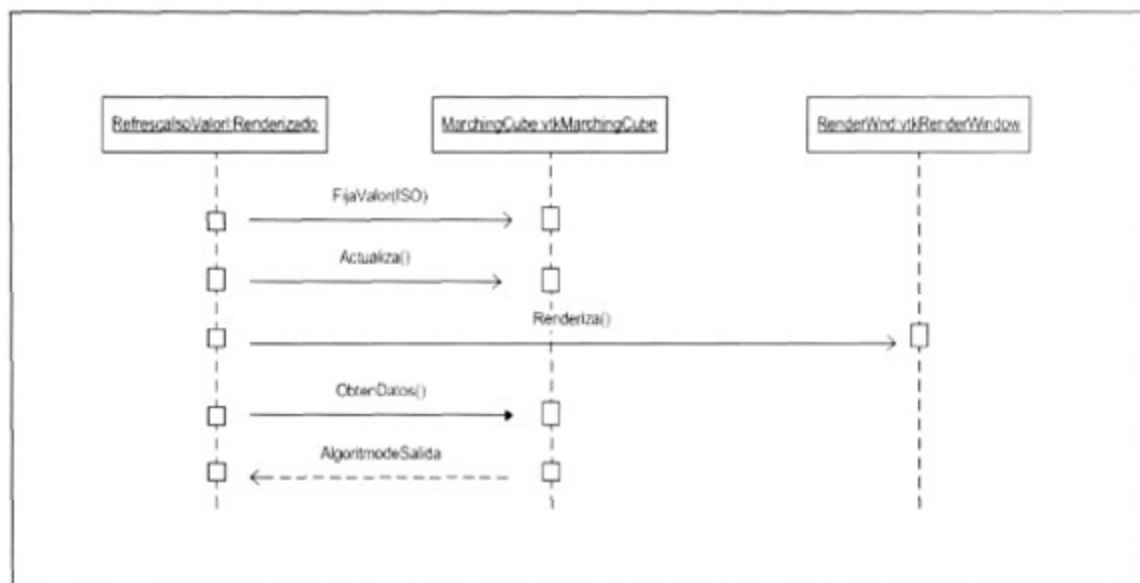


Figura 2.8 Diagrama de secuencia de manipulación de iso-valor.

El diagrama de clases que se muestra en la figura 2.9, describe las clases principales y los usos de cada una de ellas. La estructura de este diagrama tiene como clase principal la clase vtk (the visualization toolkit), posteriormente en la figura 2.10, describe las tres clase principales con sus respectivos atributos y métodos.

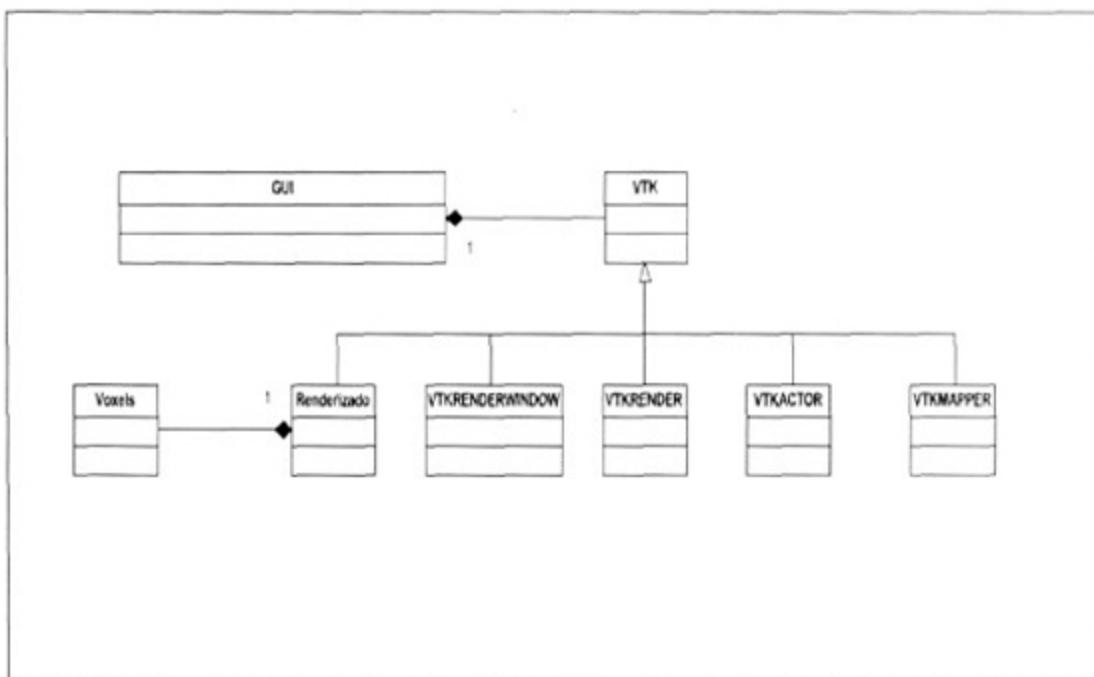


Figura 2.9 Diagrama de Clases.

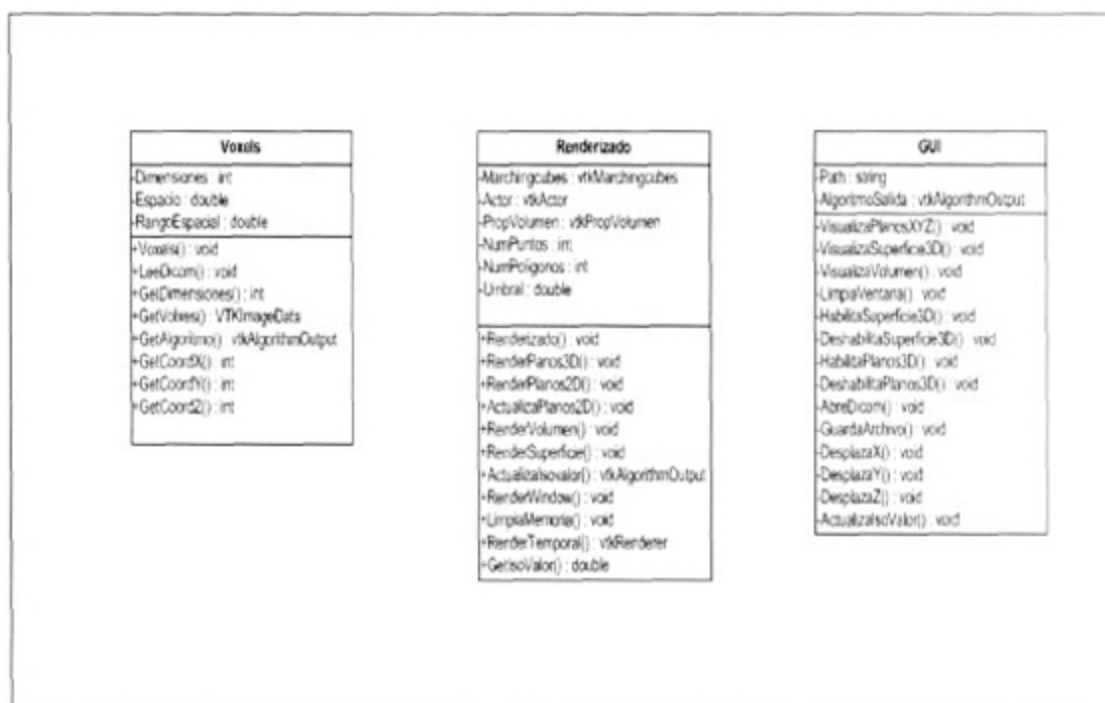


Figura 2.10 Diagrama de Clases.

2.2.3 Descripción visual del sistema

El sistema fue programado en los lenguajes C++ y C#, utilizando la biblioteca VTK.NET para el manejo de la parte visual. Para la interfaz gráfica del usuario (GUI), se utilizó Visual Studio C#, el cual soporta un marco de trabajo tanto del lenguaje de programación C# en conjunto con C++, y contiene algunas otras características para el desarrollo de interfaces gráficas para el usuario.

Para iniciar la descripción visual del sistema, en la figura 2.11 se muestra la ventana gráfica principal del sistema desarrollado. Esta ventana contiene las siguientes secciones:

1. Ventana principal.
2. Área de extracción de los planos.
3. Barra de Menú:
 - a. Archivo (Files) funciones de cargar archivo y exportar archivos.
 - b. Herramientas (Tools) funciones como 3D de superficie, 3D volumen y Plano XZ, XY y YZ.
4. Control del Iso - Valor (Disponible en 3D de Superficie).

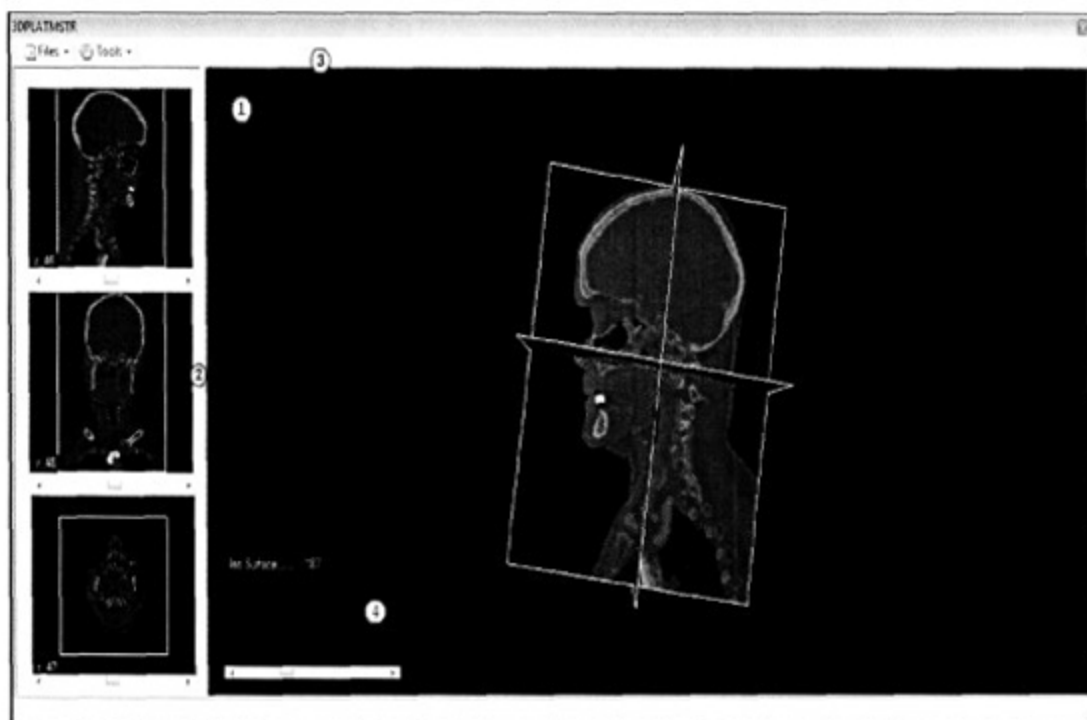


Figura 2.111 Interfaz gráfica de usuario del sistema desarrollado.

Ventana principal

Esta ventana es utilizada para visualizar la parte de reconstrucción 3D de superficie, la reconstrucción 3D de volumen y la reconstrucción 3D de planos. El tipo de reconstrucción que se visualiza por default es la reconstrucción 3D de planos, este tipo de reconstrucción es la más rápida para visualizar y la que tiene menos costo computacional. La clase principal utilizada por esta ventana es *vtkFormWindowsControl*, la cual contiene el método *GetRenderWindow*, este devuelve la ventana donde se renderizan los datos de la imagen. Estos datos son ingresados a los métodos *RenderSuperficie*, *Rendervolumen* y *RenderPlanos3D*, dependiendo de la opción seleccionada en la barra de menú.

Área de extracción de planos

Para que el usuario tenga accesibles todas las coordenadas principales, se agregó un panel extra para el control de coordenadas en planos independientes. El panel contiene tres ventanas principales para la visualización de rebanadas de imágenes en cada dirección principal (X, Y, Z), figura 2.12. La posición de cada imagen puede ser ajustada utilizando la barra que se encuentra justo debajo de cada plano, al realizar esto

se ajustará la posición del plano en la ventana principal donde se muestra la reconstrucción 3D de los planos. En la implementación de este panel se utilizó la clase `vtkImagePlaneWidget` para extracción de rebanadas de la imagen.

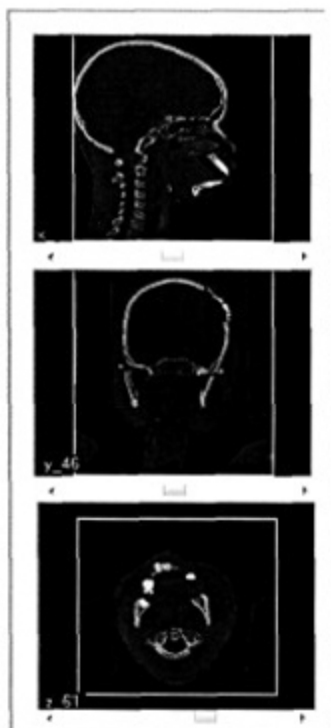


Figura 2.122 Panel para control de coordenadas.

Barra de Menú

El usuario tiene los menús de archivos y herramientas. En el menú de archivos, figura 2.13, se tiene la opción de abrir el directorio donde se encuentra la pila de imágenes en el formato DICOM, además contiene la opción de exportación de la reconstrucción de la superficie tridimensional a un formato STL y VRML, los cuales son compatibles con los sistemas CAD/CAM/CAE. El menú de herramientas, figura 2.14, contiene la opción 3D_Planos, la cual visualiza tridimensionalmente los planos X, Y y Z; en la opción 3D_Volumen se visualizará el objeto de manera semitransparente, esto es con el propósito de renderizar el volumen en su totalidad y así observar el volumen del objeto completamente; en la última opción 3D_Superficie se despliega la superficie del objeto basándose en la entrada del dato llamado Iso-valor, el cual representa los límites entre las densidades que se utilizan para representar la superficie del objeto.



Figura 2.133 Menú de archivos.

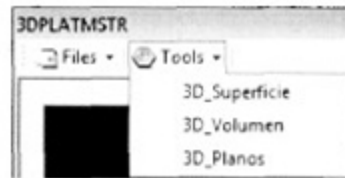


Figura 2.144 Menú de herramientas.

Control del Iso – Valor

Esta sección controla los límites representados por un intervalo de distintas densidades, las cuales pueden representar partes anatómicas diferentes. Estos límites varían de acuerdo a las partes que el usuario desee visualizar como se muestra en el diagrama de la figura 2.15. Para interactuar con el iso-valor se utiliza una barra de desplazamiento con la cual el usuario varía el valor requerido, posteriormente se muestra una advertencia si desea llevar a cabo los cambios efectuados, Figura 2.16.



Figura 2.155 Control de iso-valor.



Figura 2.166 Mensaje de advertencia.

En las descripciones realizadas anteriormente se puede observar que la interacción del usuario es mínima, esto es debido a la cantidad de secuencias y procesos automatizados del sistema de procesamiento y reconstrucción de imágenes médicas desarrollado. De esta manera se logra disminuir el error de manejo de datos por parte del usuario que a su vez optimiza tiempo en la interacción con el sistema.

Capítulo 3 Análisis del Desempeño del Sistema

En este capítulo se presentan las pruebas realizadas con el sistema para evaluar el desempeño de éste. Para ello se presentan casos de estudio los cuales fueron clasificados de acuerdo a las características que marcan una diferencia entre ellos. Las imágenes adquiridas a partir de MRI destacan mejor los tejidos blandos, mientras que en los datos obtenidos de CT se pueden observar mejor los tejidos como el hueso.

3.1 Datos

Para realizar las pruebas se tomaron como base los datos de las imágenes referidas en la tabla 3.1. Esta información fue obtenida del repositorio de imágenes osirix [16], [17].

Tabla 3.1 Detalles de la información utilizada.

| Caso | Parte anatómica | Tipo de Estudio | Dimensiones Pixels |
|------|-----------------|-----------------|--------------------|
| 1 | Cabeza | CT | 512X512X460 |
| 2 | Cabeza | CT | 512X512X361 |
| 3 | Dorso | CT | 128X128X341 |
| 4 | Cabeza | CT | 256X256X20 |

Estos datos fueron utilizados para la reconstrucción de planos, volumen y de superficie en sus distintas variantes tales como reconstrucción de tejido blando y reconstrucción de huesos.

3.2 Métricas

Para llevar a cabo la evaluación se consideraron las siguientes métricas:

1. Tiempo: Se toma en cuenta el tiempo de reconstrucción considerando la iteración que llevan a cabo los filtros utilizados para cada tipo de reconstrucción.
2. Calidad: Se considera la calidad de la triangulación, lo cual influye la cantidad de triángulos generados. Lo anterior debido a que las computadoras

realizan la graficación con triángulos que se aproximan a equiláteros, con los cuales se producen mejores resultados.

3.3 Configuración de hardware

Para el desarrollo de las pruebas al sistema, el sistema computacional utilizado fue el siguiente:

- AMD Turion X2 Dual-Core Mobile RM-72 2.10 GHZ
- 3.00 GB en Ram
- Windows Vista
- ATI Radeon HD 256 MB memoria

3.4 Caso 1

En el primer caso las imágenes representan una persona de edad mayor sin ningún daño fisiológico aparente. La reconstrucción para la obtención de tejido blando fue alcanzada en un tiempo de 185 segundos con un iso-valor de -262. Los resultados muestran una definición alta de imagen, figura 3.1.

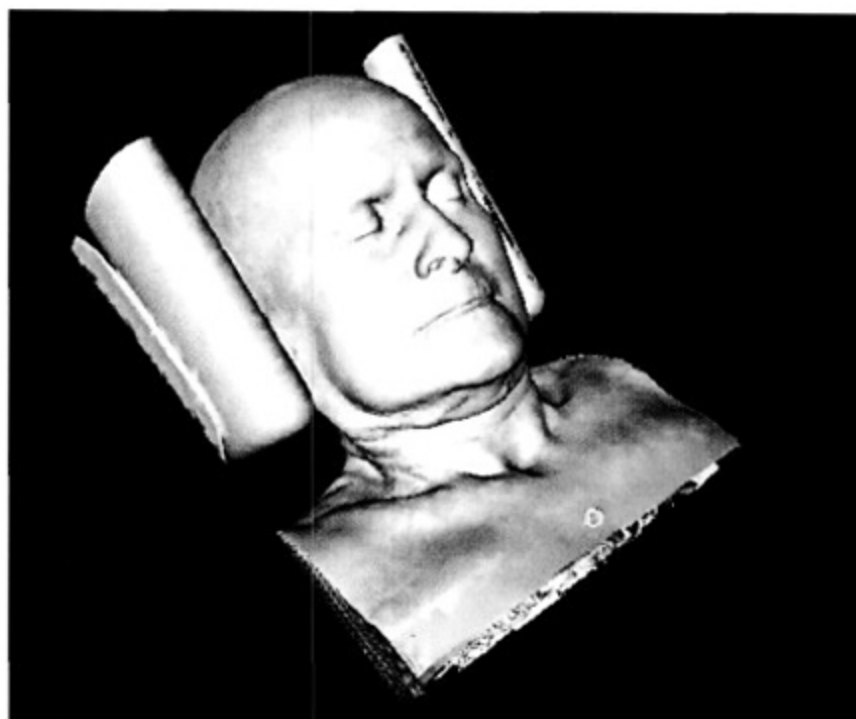


Figura 3.1 Caso 1: Reconstrucción de tejido blando.

La siguiente prueba de reconstrucción para el caso 1, consistió en la reconstrucción de hueso, lo cual se logró en un tiempo 210 segundos con un iso-valor de 269. Se considera que se obtuvo una definición alta de imagen, figura 3.2.



Figura 3.2 Caso 1: Reconstrucción de hueso.

En la prueba de reconstrucción de volumen para el caso 1, se tuvo un tiempo de respuesta de 102 segundos y una definición alta de imagen, figura 3.3. En esta prueba se puede comprobar la diferencia entre la reconstrucción de superficie y la reconstrucción de volumen mencionada en capítulos anteriores.



Figura 3.3 Caso 1: Reconstrucción de volumen.

En la última prueba para visualización de planos se obtuvo un tiempo de respuesta de 8 segundos, logrando una definición alta de imagen, figura 3.4.

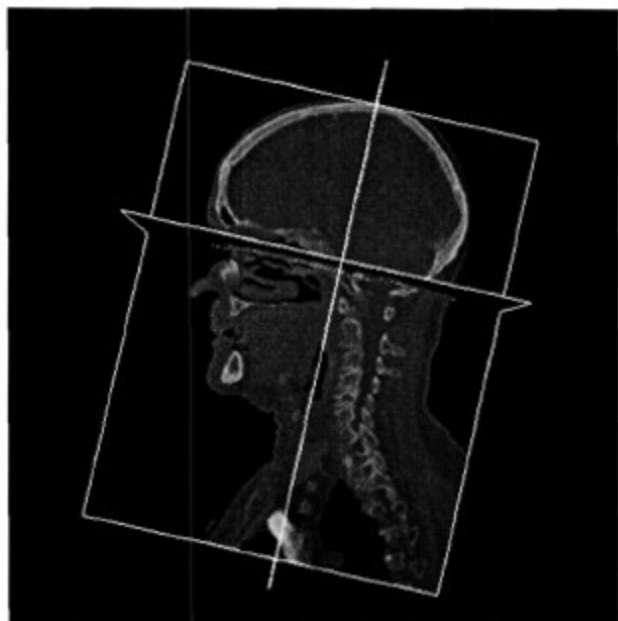


Figura 3.4 Caso 1 Visualización de planos.

3.5 Caso 2

En el segundo caso la imagen de muestra representa a un niño con aparentes daños en el pómulo de lado izquierdo y daños en la encía del lado izquierdo. La primera prueba de reconstrucción del tejido blando tomo tiempo de respuesta de 155 segundos con un isovalor de -262 obteniendo una definición de imagen alta.

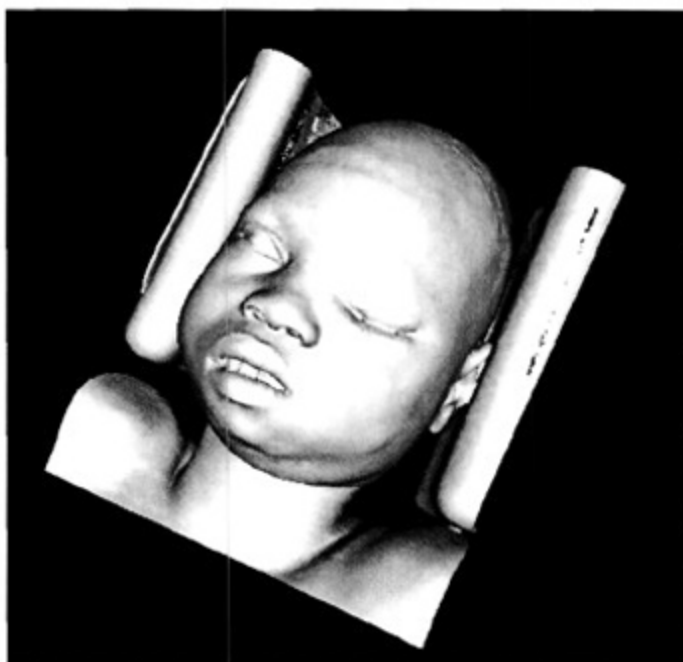


Figura 3.5 Caso 2: Reconstrucción de tejido blando.

En la segunda prueba para reconstrucción de huesos se utilizo un iso-valor de 269 obteniendo un tiempo de respuesta de 177 segundos con un resultado de definición alta de imagen figura 3.6.



Figura 3.6 Caso 2: Reconstrucción de hueso.

En este caso el tiempo de reconstrucción de volumen no representó una variación considerable con respecto al caso anterior, la reconstrucción tuvo un tiempo de respuesta de 108 segundos obteniendo una alta definición de imagen, figura 3.7.



Figura 3.7 Caso 2: Reconstrucción de volumen.

Por último en la prueba de visualización de planos se obtuvo en un tiempo de 6 segundos. En esta visualización, mostrada en la figura 3.8, se puede observar las lesiones que presenta el paciente en la encía superior.

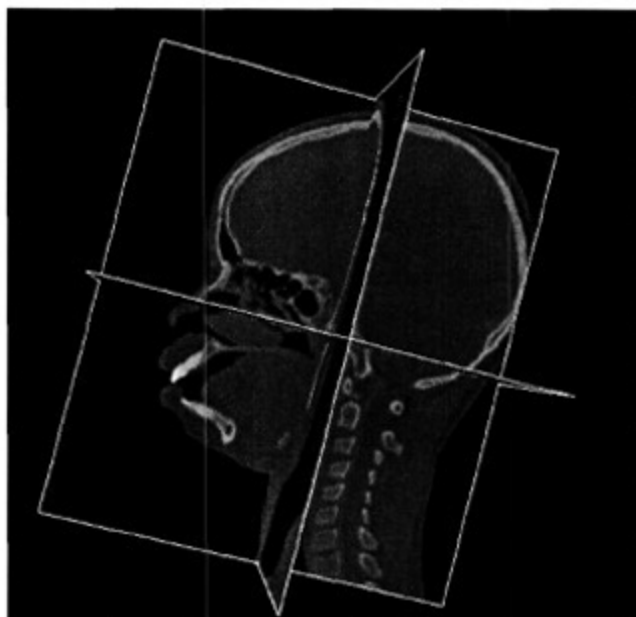


Figura 3.8 Caso 2: Visualización de planos.

3.6 Caso 3

El tercer caso está representado por un conjunto de imágenes que contienen datos de un tórax. En este caso se puede visualizar como tejidos blandos los pulmones y parte de la piel que se encuentra a su alrededor, figura 3.9. El tiempo de respuesta de esta prueba se

obtuvo en 117 segundos con un iso-valor de 1325 y con una definición media de imagen, esto debido a que se encuentran los datos de reconstrucción de manera parcial.

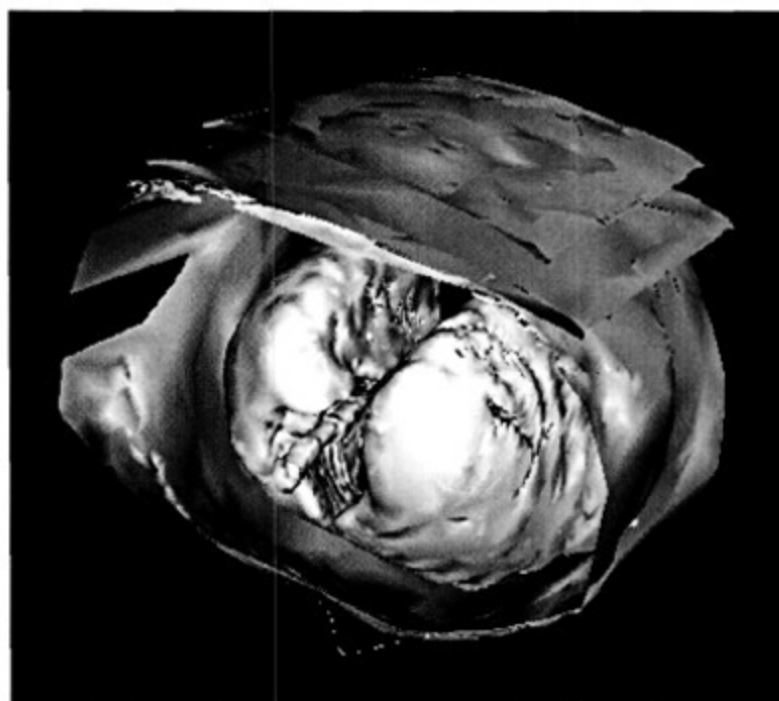


Figura 3.9 Caso 3: Reconstrucción de tejido blando.

En la reconstrucción de hueso se utilizó un iso-valor 2135, lo cual tomó un tiempo de respuesta de 180 segundos. Se obtuvo una definición media de imagen ya que los huesos se encuentran parcialmente reconstruidos, figura 3.10.

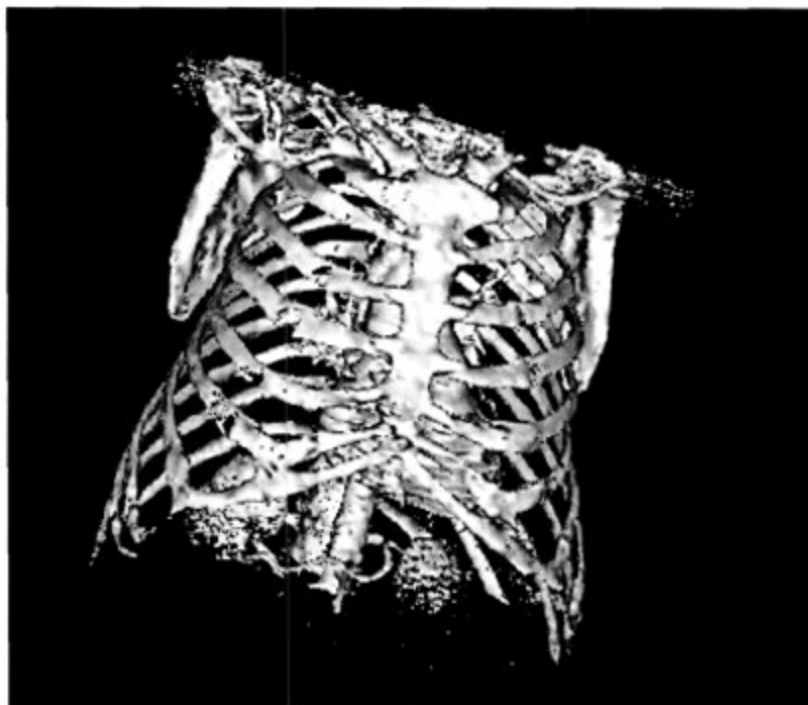


Figura 3.10 Caso 3: Reconstrucción de hueso.

En este caso no aplica la imagen resultante de la prueba de reconstrucción de volumen, esto se debe a que se obtuvieron resultados muy por debajo de lo esperado para este volumen de datos, como se muestra en la figura 3.11.



Figura 3.11 Caso 3: Reconstrucción de volumen.

En la última prueba correspondiente a la visualización de planos, se obtuvo una repuesta de 3 segundos con una calidad baja de imagen, figura 3.12. Esto es debido a la cantidad

de datos que se manejaron en comparación a los casos anteriores, ya que los otros dos casos triplicaban la cantidad de datos que contenían las imágenes.

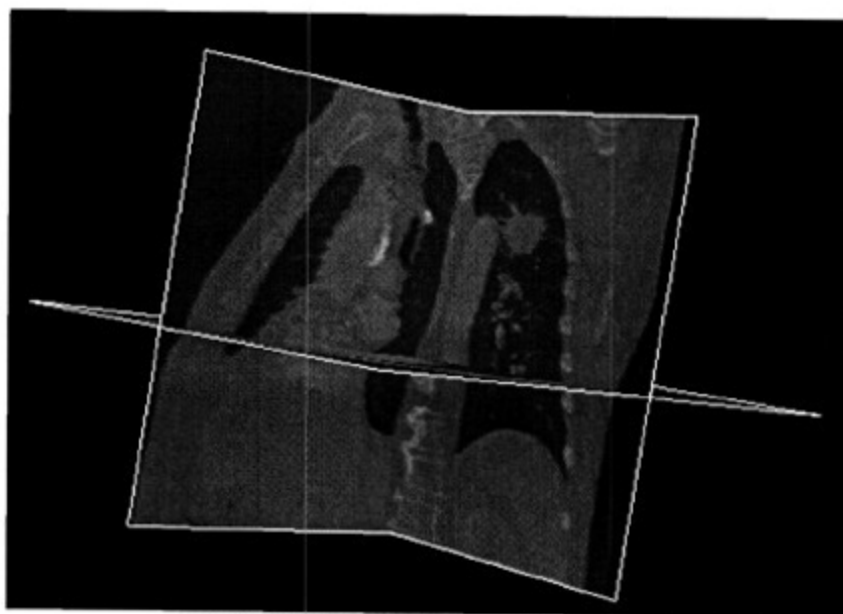


Figura 3.12 Caso 3: Visualización de planos.

3.7 Caso 4

El último caso a analizar es equivalente a un conjunto de datos que representan la parte de la cabeza de una persona, este caso es denominado el caso de prueba ya que no contiene los suficientes datos para obtener buena definición de reconstrucción en ninguna de sus tres pruebas. La primera prueba de reconstrucción del tejido blando se llevó a cabo con un iso-valor de 127 en un tiempo de 30 segundos, figura 3.13.

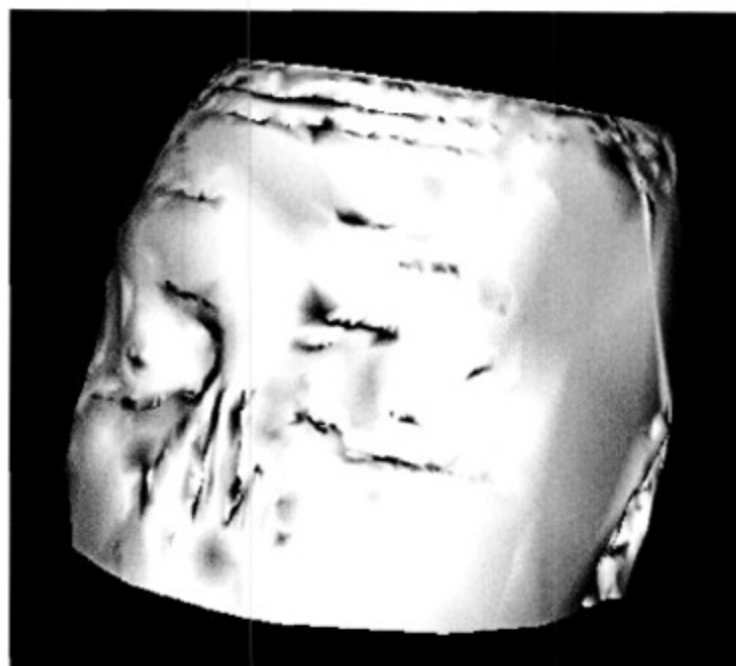


Figura 3.23 Caso 4: Reconstrucción de tejido blando.

La siguiente prueba para la reconstrucción de hueso se llevó a cabo utilizando un isovalor de 285 y tomó un tiempo de 25 segundos. Debido a la falta de datos con los que cuenta el conjunto de imágenes, se obtuvo una definición baja de imagen, figura 3.14.

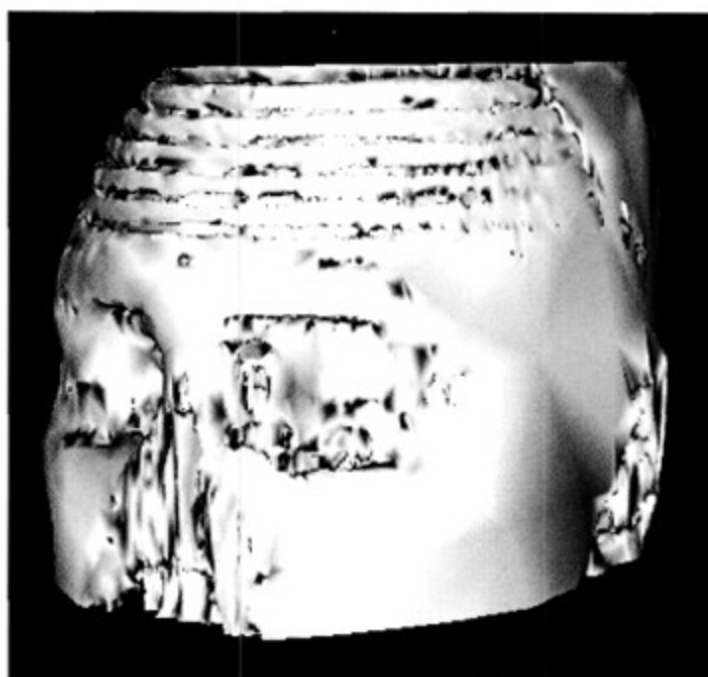


Figura 3.14 Caso 4: Reconstrucción de hueso.

La prueba de reconstrucción de volumen tomó un tiempo de 20 segundos con un definición baja de imagen, figura 3.15. Aunque se obtuvieron resultados mejores con respecto al caso anterior en esta prueba.

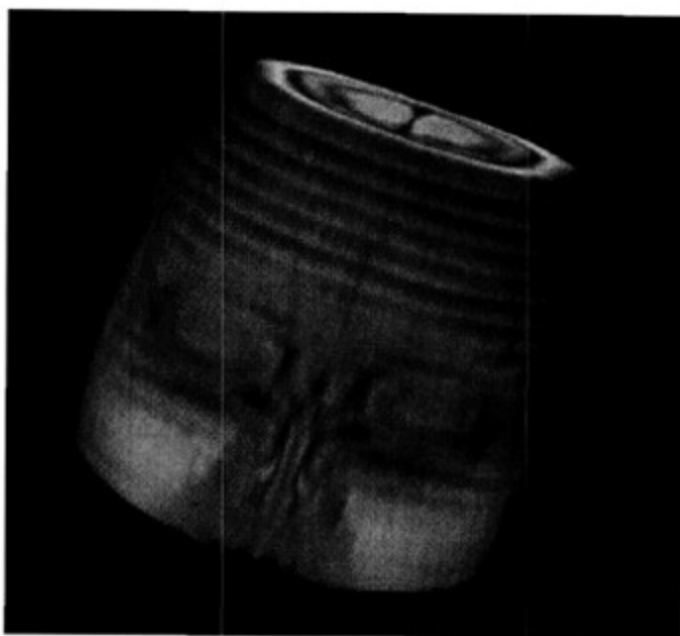


Figura 3.15 Caso 4: Reconstrucción de volumen.

Por último en la prueba de visualización de planos se obtuvo una respuesta de 2 segundos. En esta prueba la definición de imagen no disminuye gran cantidad comparada con los otros casos, ya que aún contiene tejidos blandos más definidos que en sus pruebas anteriores, figura 3.16.

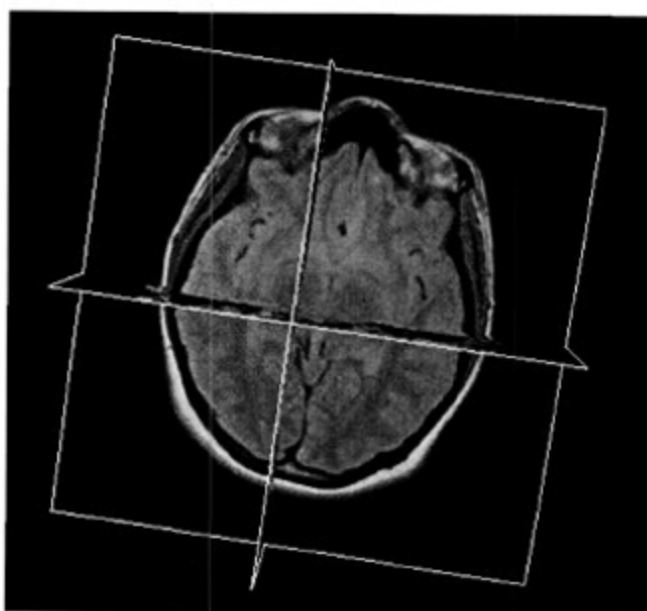


Figura 3.16 Caso 4: Visualización de planos.

3.8 Discusión de Resultados

Los resultados de las pruebas de reconstrucción y visualización de cada uno de los casos presentados anteriormente, se resumen en la tabla 3.2. En esta tabla se han agregado las características en relación al número de polígonos que contiene los datos reconstruidos.

Tabla 3.2 Resumen de resultados.

| Características | Caso1 | Caso 2 | Caso 3 | Caso 4 |
|---|-------|--------|--------|--------|
| Calidad de Imagen | Alta | Alta | Media | Baja |
| Tiempo (seg.) de reconstrucción tejido blando | 185 | 155 | 177 | 30 |
| Iso-valor tejido blando | -267 | -262 | 1325 | 117 |
| Tiempo (seg.) de reconstrucción hueso | 210 | 177 | 180 | 25 |
| Iso-valor hueso | 269 | 269 | 2135 | 285 |
| Número de Polígonos | 76980 | 105856 | 392 | 4032 |
| Tiempo (seg.) de reconstrucción volumétrica | 208 | 169 | 20 | 20 |
| Tiempo (seg.) visualización de planos | 21 | 20 | 5 | 2 |

En la tabla anterior se puede observar que en el caso uno y el caso dos, los límites del iso-valor para la reconstrucción de tejido blando se encuentran en unidades negativas y para la reconstrucción de hueso la densidad toma unidades positivas. En los dos casos se puede observar que los límites de densidad tanto como para hueso como para tejido blando no varían mucho ni para un caso ni para el otro, es decir se podría poner un

límite $-270 > 0 > 270$ aproximadamente, a su vez los tiempos de reconstrucción tampoco varían a pesar del que el número de polígonos generados por el caso dos es mucho mayor. Para el caso tres y el caso cuatro que generan resultados de reconstrucción baja se puede observar que las densidades se encuentran en unidades positivas independientemente del tipo de tejido, una de las cosas que se observa es el número de polígonos, en el caso cuatro es muy pequeño debido a que la parte del torso está representada por datos menos complejos es decir los datos que representan la cabeza son una estructura abstracta. En la parte de visualización volumétrica, los tiempos de reconstrucción para los cuatro casos en promedio no son tan altos como el promedio de los tiempos de reconstrucción de superficie. Una de las desventajas de la reconstrucción volumétrica es que al interactuar con el objeto, es decir moverlo de eje, se toma un mismo tiempo de visualización, mientras que en la reconstrucción de superficies es casi en tiempo real.

En la exportación de modelos anatómicos en formato STL se obtuvieron muestras del caso 4 representado en la figura 3.17, esta imagen resultante tenía un tamaño de 60.3 megabytes con un número de polígonos 330,982 y 992,946 vértices. El programa utilizado para visualizar los archivos exportados tiene como nombre quick3DViewer.



Figura 3.17 Exportación STL del caso 4.

En la figura 3.18 se muestra el caso 1 en formato STL, el cual tiene un tamaño de 878 megabytes con un número de polígonos 5,019,686 y vértices 2,511,414. El programa utilizado para visualizar los archivos exportados tiene como nombre MiniMagic.



Figura 3.18 Exportación STL del caso 4.

Conclusiones

Con el desarrollo del presente trabajo se logró estudiar el estándar DICOM para el manejo de imágenes médicas. El conjunto de datos que contiene el estándar DICOM no solo es utilizado para reconstrucción de imágenes, sino también permite la operación de almacenamiento, búsqueda y recuperación de imágenes multimodales tanto de manera local como remota. Por otra parte, los datos volumétricos se dividen principalmente en tres representaciones: 1) como un elemento único denominado voxel, 2) como un conjunto de ocho elementos contiguos denominada celda de voxels, y 3) como un conjunto de celdas denominada rejilla de voxels. Cada voxel representa un escalar o dato posicionado en espacio tridimensional, que a su vez dicho espacio está representando un objeto del mundo real. En el caso de partes anatómicas obtenidas por medio de tomografías computarizada, se genera una pila de imágenes en dos dimensiones escaneadas de manera transversal.

Para el procesamiento de imágenes y obtención de los modelos anatómicos se analizaron los distintos algoritmos en la literatura para de esta manera seleccionar el más adecuado. Se utilizó el algoritmo de marching cubes para la reconstrucción de superficies, el cual es aplicado a datos volumétricos representados por de celdas de voxels, y mediante el cual se obtienen parches triangulares para la representación del objeto a reconstruir. Para la reconstrucción de volumen se utiliza la representación de rejillas de voxels, obteniendo una visualización semitransparente del objeto. Al implementar los algoritmos para cada uno de los tipos de reconstrucción tridimensional se demostró la capacidad de representar superficies complejas, y por lo tanto de adecuarse a aplicaciones biomédicas. Los resultados de reconstrucción expuestos en este trabajo muestran que los métodos aplicados son efectivos para la visualización y reconstrucción de datos volumétricos, con las características mostradas en la tabla 1.

Tabla 1 Características de los tipos de visualización.

| Características | Visualización de planos | Visualización de superficies | Visualización de volumen |
|--|-------------------------|------------------------------|---------------------------------|
| Calidad de Imagen | Alta | Variable | Variable |
| Manejo en tiempo real | Si | Si | No |
| Exportación de datos en formatos CAD/CAM | No | Si | No |
| Manejo de cámara | Si | Si | Si |
| Complejidad | Baja | Alta | Alta |
| Interacción de Colisiones | No | Si | No |
| Aplicación | Visualización 2D | Reconstrucción con textura | Reconstrucción semitransparente |

Por otro lado, en este trabajo se han mostrado soluciones para reconstrucción tridimensional de datos médicos volumétricos implementando la biblioteca VTK asociada con .NET, la cual proporciona las herramientas adecuadas para obtener soluciones optimas enfocadas al manejo de imágenes medicas. El empleo de estas herramientas puede contribuir de manera significativa a la obtención de sistemas de visualización más eficientes.

A partir del logro alcanzado con la presente tesis, se pretende desarrollar la fase siguiente de la plataforma biomecánica la cual deberá tener la capacidad para interactuar con los objetos tridimensionales mediante una interface háptica que facilite la implementación de un simulador de detección de colisiones entre objetos, llevando a cabo la misma orientación en el uso de las bibliotecas VTK en conjunto con bibliotecas optimas para la detección de colisiones. Por otro lado, en la parte de exportación de datos de los objetos reconstruidos se planea ampliar a otros formatos de archivos que sean manipulados por sistemas asistidos por computadora. Adicionalmente, se contempla la extensión hacia otros sistemas operativos con el fin de obtener un ambiente multiplataforma.

Bibliografía

- [1] M. Carmen Juan Lizandra, Carlos Monserrat Aranda, José Hernández Orallo, "síntesis de imágenes en imagen médica". Tesis de Maestría, 2003, Universidad Politécnica de Valencia, España.
- [2] Domingo Mery "Visión por Computador". Tesis de Licenciatura, 2005, Universidad Católica de Chile, Chile.
- [3] Miguel Ángel Martín Fernández "Esquemas multirresolución para compresión de datos volumétricos". Tesis de Maestría, año 2000, Universidad de Valladolid, España.
- [4] Eva Pindado Álvarez, Carlos Platero Dueñas. "Desarrollo de técnicas avanzadas de análisis y reconstrucción tridimensional en imágenes biomédicas". Tesis de Maestría, 2002, Universidad Técnica Industrial de Madrid, España.
- [5] Lorensen W. and Cline H. Marching Cubes: "A high resolution 3d surface construction algorithm". ACM SIGGRAPH Computer Graphics, 1987, vol. 21.
- [6] Weihang Zhu and Yuan-Shin Lee, "A Visibility Sphere Marching algorithm of constructing polyhedral models for haptic sculpting and product prototyping, Robotics and Computer-Integrated Manufacturing", 2005, Volume 21, pp. 19-36.
- [7] Chin-Feng Lin, Don-Lin Yang, Yeh-Ching Chung, "A marching voxels method for surface rendering of volume data", Proceedings International Computer Graphics, IEEE, 2001, pp. 306 – 313.
- [8] Lorensen W.E., "Marching through the Visible Man", Proceedings IEEE Conference on Visualization, 1995, pp. 368 - 373, 476.
- [9] Alfonzo Alba, Manuel Ochoa; "Renderizado de Datos Volumétricos". Tesis de Licenciatura, 2003, Facultad de Ciencias Físicas, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, México.

[10] Ricardo S. Avila, Lisa M. Sobierajski, "A haptic interaction method for volume visualization", Proceedings of the 7th conference on Visualization '96, IEEE, October 1996.

[11] Freund J., Sloan K, "Accelerated volume rendering using homogeneous region encoding", Proceedings of Visualization '97, 1997, pp. 191 - 196, 542-3.

[12] Zhuming Ai., Evenhouse R., Rasmussen M., "Haptic Rendering of Volumetric Data for Cranial Implant Modeling", Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, Shanghai, China, 2005, pp. 5124 – 5127.

[13] Al-khalifah and D. Roberts, "Survey of modelling approaches for medical simulators". In Proc. 5th Intl Conf. Disability, Virtual Reality and Assoc. Tech. Pp. 321–329, Oxford, UK, 2004.

[14] Grupo PAS, "Estándar y Protocolo de Imágenes Medicas DICOM". Tesis de Licenciatura, 2003, Universidad de Deusto, España.

[15] Medical Imaging and Technology Alliance, año de consulta 2010.
<http://medical.nema.org/>

[16] DICOM sample image sets, año de consulta 2010.
<http://pubimage.hcuge.ch:8080/>

[17] Medical Images samples, año de consulta 2010.
<http://www.barre.nom.fr/medical/samples>