

AS 8604



**UNIVERSIDAD CATÓLICA ANDRÉS BELLO
VICERRECTORADO ACADÉMICO
ESTUDIOS DE POSTGRADO
ÁREA DE INGENIERÍA**

Maestría en Sistemas de Información

Trabajo de Grado de Maestría

**MODELO DE SISTEMA DE INFORMACIÓN PARA EL
MANEJO DE IMÁGENES CEREBRALES TOMOGRAFICAS
DE APOYO AL DIAGNOSTICO DE MALFORMACIONES
ARTERIOVENOSAS (MAV)**

**Presentado por:
Leon Molina Edgar Alfonso
Para optar al Título de
Magíster en Sistema de Información**

Tutor:

PHD. MIGUEL MARTIN LANDROVE



Caracas, julio 2014

**UNIVERSIDAD CATOLICA ANDRÉS BELLO
VICERRECTORADO ACADÉMICO
ESTUDIOS DE POSTGRADO
ÁREA DE INGENIERÍA
Maestría en Sistemas de Información**

Proyecto de Trabajo de Grado de Maestría

**MODELO DE SISTEMA DE INFORMACIÓN PARA EL MANEJO DE IMÁGENES
CEREBRALES TOMOGRAFICAS DE APOYO AL DIAGNOSTICO DE
MALFORMACIONES ARTERIOVENOSAS (MAV)**

Autor: Edgar Alfonso Leon Molina

Tutor: PHD. Miguel Martin Landrove

RESUMEN

Año: 2014

El análisis de las estructuras internas del cuerpo humano ha sido posible gracias al empleo de tecnologías revolucionarias de no más de cuarenta años como los son: la tomografía computarizada y la resonancia magnética; estas tecnologías permiten el estudio, análisis y visualización en tres dimensiones del cuerpo humano. Las tecnologías de imagenología médica y el análisis de imágenes por computadora se han convertido en una de las mayores necesidades para el campo del diagnóstico por imagen. El análisis de las imágenes médicas facilita a los especialistas la visualización, caracterización, medición y diagnóstico de enfermedades y anomalías en el cuerpo humano. Muchos de los análisis imagenológicos se realizan hoy en día de manera manual y a criterio de los especialistas, pero los sistemas de información han proporcionado herramientas útiles para el manejo automatizado de los análisis imagenológicos.

El presente trabajo plasma una propuesta que, apoyada de algoritmos computacionales, permite facilitar la búsqueda de una lesión por malformación vascular cerebral (MAV) en un estudio imagenológicos de tomografía cerebral computarizada. Y el modelado de una interfaz de operación. Para su desarrollo ha sido necesaria la familiarización con el estándar de almacenamiento y distribución de imágenes medicas conocido como DICOM, así como del estudio y uso de técnicas de filtraje y técnicas segmentación de imágenes. Digitales, reforzando el entendimiento y uso de las técnicas de tratamiento de imágenes. Finalmente la Inducción al conocimiento de lo que son las Malformaciones Arteriovenosas (MAV) en el entorno vascular cerebral y el modelado de sistemas en uml. Palabras claves: metodología de tratamiento de imágenes medicas tomográficas, interfaz de operación automatizada, línea de investigación: inteligencia artificial. Area: Procesamiento de imágenes como sistema de información.

GLOSARIO DE ACRONIMOS

ARM: Algoritmo de resonancia Magnética

CT: Tomografía Computarizada

DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine): estándar reconocido mundialmente para el intercambio de pruebas médicas, pensado para su manejo, visualización, almacenamiento, impresión y transmisión. Incluye la definición de un formato de fichero y de un protocolo de comunicación de red.

EDGE: tratamiento de bordes en imágenes

HOUNSFIELD: (símbolo HU, (escala de números TC'), es una escala cuantitativa utilizada en los estudios de tomografía axial computarizada para describir los diferentes niveles de radiodensidad de los tejidos humanos

MAV: (Malformación Arteriovenosa): Anomalia cerebral congénita.

UML: (Lenguaje de modelado Unificado): Herramienta para modelar sistemas de Información.

MR: Resonancia Magnética

PC-MRA: Angiografía por resonancia magnética en contraste de fase

STAT: Tratamiento estadístico.

STAT-LPC: Control local de procesos estadísticos

SNR: (Relación Ruido Señal) proporción existente entre la potencia de la señal que se transmite y la potencia del ruido que la corrompe Este margen es medido en decibelios

INDICE GENERAL

Pg

Resumen.....	ii
Glosario de acrónimos.....	iii
Índice general.....	iv
Índice de tablas, Índice de figuras.....	v
Introducción.....	1
Capítulo I El problema.....	2
Justificación.....	3
Objetivos.....	4
Limitaciones y Alcances.....	5
Capítulo II Marco teórico.....	6
Estado del arte.....	6
Antecedentes de técnicas aplicadas.....	7
Bases Teóricas.....	10
Interfaz de usuario (sistema).....	10
Modelado.....	11
Lenguaje De Modelado Unificado (UML).....	11
Imágenes médicas.....	12
Segmentación de imágenes.....	12
campos relacionados con la segmentación.....	13
Dimensionalidad, Segmentación suave y efectos de volumen parcial.....	14
Segmentación discreta o continua, interacción.....	15
Métodos de segmentación.....	16
-Malformaciones Arteriovenosas (MAV).....	23
Estándar DICOM.....	24
Capítulo III Marco metodológico.....	26
Tipo de Investigación: y Diseño de Investigación.....	26
Población Y Muestra.....	27
Técnicas E Instrumentos De Recolección De Datos.....	28
Fases de Desarrollo.....	29
Cronograma fases desarrollo del proyecto.....	31
Capítulo IV Resultados de las fases de desarrollo.....	32
Fase de Inicio.....	32
Fase de Elaboración.....	34
Fase de Validación.....	37
Fase de Interfaz.....	40
Modelado de Interfaz.....	42
Casos de Uso.....	42
Descripción Casos de Uso.....	46
Diagrama de actividades.....	49
Diagramas de secuencia.....	51
Diagrama de clases.....	52
Modelo de diagnostico.....	53
CAPITULO V: Conclusiones, recomendaciones y Bibliografía.....	54
Recomendaciones.....	54
Conclusiones.....	55
Referencias Bibliograficas.....	57

Índice de tablas

Identificación	Pj
Tabla 1: Mapa de contenido Marco teórico.....	6
Tabla 2 Cronograma Fases de Desarrollo del Proyecto.....	32
Tabla 3 Descripción Caso de uso Inicio de sesión.....	47
Tabla 4 Descripción Caso de uso Gestionar exámenes.....	48
Tabla 5 Descripción Caso de uso Gestionar Paciente.....	49

Índice de Figuras

Identificación	Pj
Fig. 1 MAV cerebral occipital.....	25
Fig. 2 MaV cerebral parietal.....	25
Fig. 3 Presentación de la tomografía (Formato Dicom).....	38
Fig. 4 Ejecución de funciones de contraste para Limpiar la imagen y dejar cráneo	39
Fig. 5 visualización de la imagen a procesar.....	39
Fig. 6 preparación para segmentación de imagen resultante.....	40
Fig. 7 presentación y análisis de imagen resultante para visualizar área de lesión	40
Fig. 8 Caso de uso Interfaz General.....	43
Fig. 9 Caso de uso Administrar Archivos.....	44
Fig. 10 Caso de uso gestionar usuario.....	44
Fig. 11 (Caso de uso gestionar médicos.....	44
Fig. 12 Caso de uso Gestionar Exámenes.....	45
Fig. 13 Caso de uso Gestionar Paciente.....	45
Fig. 14 Caso de uso gestionar imágenes.....	46
Fig. 15 Diagrama de Actividades Inicio de Sesión.....	50
Fig. 16 (Diagrama de actividades gestionar paciente.....	51
Fig. 17 Diagrama se secuencia Iniciar sesión.....	52
Fig. 18 Diagrama de Clases.....	53
Fig. 19 Diagrama de entidad relación.....	53
Fig. 20 Modelo de Diagnostico.....	54

INTRODUCCION

Debido a la gran complejidad que presenta la anatomía cerebral, el análisis de las tomografías cerebrales es un trabajo complejo y difícil que requiere de especialistas (Neurólogos y Neurocirujanos) altamente capacitados y especializados. Por ello se a popularizado el análisis de tomografías cerebrales apoyado de software que permita facilitar la localización y visualización de estructuras del cerebro, con el fin de apoyar en la emisión de un diagnóstico preciso, que no omita la inspección de regiones dentro de la anatomía cerebral y que identifique el paciente al cual se le esta examinando.

La Tomografía computarizada (CT) es una de las tecnologías mas sobresalientes y aceptadas en el campo de la imagenología medica ya que es posible visualizar la mayoría de las estructuras anatómicas del cuerpo del paciente de una manera rápida. La CT es una tecnología de exploración de rayos X que produce imágenes detalladas de cortes axiales del cuerpo, en lugar de obtener una sola imagen como la radiografía convencional, (Bushberg 2002).

Si bien en la actualidad la resonancia magnética (MR) ofrece resultados superiores a los de la tomografía computarizada por rayos X, la MR sigue teniendo un uso limitado y menos frecuente debido al alto coste de adquisición, mantenimiento y operación de los equipos

La complejidad de la anatomía cerebral a limitado el desarrollo de técnicas computacionales eficientes para el diagnóstico de anomalías, esto se debe a que las anomalías cerebrales son muy variadas y diversas además de que no cuentan con un patrón morfológico invariante, el sistema vascular del cerebro humano es muy complejo y muy diferenciado en cada persona, por lo cual se debe hacer un registro de los datos y antecedentes del paciente.

La imagenología médica e es una de las áreas más útiles del campo medico ya que ha facilitado de gran manera el diagnóstico de enfermedades y estados de salud de los pacientes la implementación de sistemas de información para el manejo de métodos computarizados de apoyo al diagnóstico ha permitido el avance en la ciencia médica para el análisis, tratamiento y control medico

Esta trabajo está estructurado en 5 capítulos: capítulo 1: el problema, capítulo 2: Antecedentes y bases teóricas, capítulo 3: Diseño de la Investigación, capítulo 4: resultados, capítulo 5: conclusiones, recomendaciones y las referencias bibliográficas.

Capítulo I

EL PROBLEMA

En este primer capítulo, se da el planteamiento del problema considerando que este tema fue escogido a título personal teniendo en cuenta mi traumática experiencia con el tema de las malformaciones arteriovenosas congénitas y además tomando en cuenta la situación económica que atraviesa Nuestro país. En el contexto de la investigación, aquí también se menciona la motivación y la justificación, así como los objetivos, las limitaciones y los alcances necesarios para la realización y culminación del trabajo.

Planteamiento del Problema:

Las neurociencias, han producido grandes avances en el conocimiento científico de esta rama de las ciencias, siendo crucial para las nuevas concepciones en el descubrimiento de las enfermedades neurológicas congénitas. Surge entonces el tratamiento de imágenes tridimensionales para dar respuesta a este tipo de incógnitas. El problema está en diagnosticar a la brevedad posible una malformación Arteriovenosa Congénita (MAV). Siendo esta la posibilidad más clara de controlar y erradicar esta patología anormal del cerebro en el entorno Neurovascular Cerebral.

El término congénito significa que la Anormalidad se presenta durante la formación del feto, por causas inexplicables, que aun las ciencias neurológicas no tienen muy claras. Esto quiere decir, que se nace con esta anormalidad cerebral. Pero lo que sí es bien cierto, demostrado estadísticamente por la ciencia médica, es que este tipo de lesión aunque esté presente y muy arraigada en el cerebro, se manifiesta por diferentes síntomas a partir de los 30 años de edad y a veces mucho más allá de esa edad, ya cuando la malformación se ha desarrollado considerablemente, lo que hace realmente difícil y casi imposible el control y la erradicación de la malformación y si no se hace, puede llegar a ocasionar verdaderos daños que repercuten directamente en el funcionamiento normal del cuerpo humano, lo que ha ocurrido ya con la mayoría de pacientes que han presentado esta patología y en muchos casos a ocasionado la muerte aunque el daño parcial generalmente queda en manos de la neurorehabilitación.

La Neurorehabilitación es una disciplina médica integrada por un equipo interdisciplinario (médicos neurólogos, fisiatras, terapistas físicos, del lenguaje, psicopedagogos, ocupacionales, del ejercicio...) con una visión de tratamiento particular de acuerdo a los diferentes métodos y al ejercicio de terapia física con seguimiento médico, siendo este último el medio fundamental en el proceso de rehabilitación neuronal como el máximo estimulador del sistema nervioso. La terapia de ejercicio físico es el tratamiento más usado en los procesos de la Neurorehabilitación.

La terapia de ejercicio físico tiene un rol determinante en todas las áreas de la rehabilitación neuronal (terapia física, terapia del lenguaje, terapia ocupacional e inclusive terapia psicológica), siendo fundamental su aplicación para la restauración o mejora de la función afectada. (Sarmiento 2012, p.22).

Sin embargo este tipo tratamiento terapéutico es muy costoso y muy prolongado.

Toda esta situación tan complicada y traumática (Lo digo así por experiencia propia) para un paciente podría evitarse con un diagnóstico preciso y efectivo aplicando técnicas computarizadas de tratamiento de imágenes en una tomografía cerebral del paciente. En esta investigación se propone generar algoritmos de segmentación 3d del área vascular cerebral considerando imágenes tomográficas provenientes de equipos médicos de neurocirugía. Estas técnicas serán probadas y combinadas dentro de una interfaz para dar apoyo visual de la anomalía optimizando el diagnóstico, teniendo en cuenta que una MAV es muy difícil de visualizar directamente desde una tomografía, debido a que el sistema vascular del cerebro humano es muy diversificado y no hay un patrón para discernir las dudas.

Justificación:

Por las razones expuestas en el problema se plantea un procedimiento que permita el diagnóstico de esta patología a bajo costo y operarlo dentro de una aplicación que registre el estudio y datos del paciente, En la actualidad los procedimientos que se usan son demasiado costosos y no son los más convincentes, ni los más acertados por lo que en muchos casos se ha establecido un mal tratamiento. Este procedimiento si no puede ser el sustituto de los métodos actuales de diagnóstico de malformaciones arteriovenosas congénitas, permitirá

descubrir su presencia o ausencia y definitivamente si existe, aportara datos importantes que permitirá a los neurocirujanos tener otra visión de la malformación para la aplicación del tratamiento más conveniente en cada paciente

En la actualidad la Resonancia Magnética (MR) ofrece resultados superiores a los de la Tomografía Computarizada, pero la MR sigue teniendo un uso limitado y menos frecuente debido al alto costo de adquisición, mantenimiento y operación de los equipos, por lo que se utilizan más comúnmente estudios de Tomografía Computarizada.

Además de lo justificado anteriormente este trabajo aportara al campo informático nuevos datos significativos para la aplicación de Algoritmos computacionales en imágenes Médicas. Ampliando sustancialmente los conocimientos en el campo de la Bioingeniería Informática.

Objetivo General:

Desarrollo de un modelo de sistemas de Información para el manejo de imágenes cerebrales tomográficas usando algoritmos, de apoyo al diagnóstico de MAV y creando una interfaz de usuario para operarlo.

Objetivos Específicos:

- 1.-Construir una base de datos con estudios imagenológicos y datos de pacientes con malformación y sin malformación en formato Dicom
2. Aplicar algoritmos de Filtraje para minimizar el Ruido de las Imágenes tomográficas.
- 3.- Evaluar las diferentes técnicas de análisis de imágenes médicas.
- 4.- Aplicar algoritmos para segmentar imágenes tomográficas cerebrales usando la técnica de segmentación adecuada para la identificación de la MAV.
- 5.-Vizualizar la Morfología 2d del área Vasculat Identificada

6.- Construir un modelo de Interfaz computarizado para operar la técnica diseñada en forma automatizada.

Limitaciones

- Para la recolección de la data adecuada es muy importante contar con el apoyo de los centros de hemodinamia e imagenología sin embargo el aporte de estos centros es muy limitado por su escepticismo para prestar imágenes y dar información al respecto.
- La aplicación de monitoreo y visualización de imágenes tomográficas exigen la presencia de hardware consistente y robusto, además de software especializado y muy pesado.
- poca información sobre el tema en los centros médicos
- Manejo limitado del modelado en UML para sistemas de información médicos.

Alcances

Esta propuesta abarca la recolección y organización de imágenes tomográficas cerebrales de pacientes con malformación y sin malformación para luego:

- 1.-Aplicar técnicas de filtrado de imágenes médicas para minimizar al máximo el ruido
- 2.-Aplicar el procedimiento de segmentación adecuado hasta visualizar el área vascular afectada.
- 3.-Separar el área de la lesión vascular.
- 4.-Analizar la estructura del área de la lesión vascular.
- 5.- Construir un modelo de interfaz de sistema computarizado para operar la técnica propuesta, en forma automatizada, usando Ulm.
- 6.- Implementar la técnica de diagnóstico y la interfaz computarizada para operarla.

CAPITULO II

MARCO TEORICO

El diagnóstico asistido por Computador, tiene como objetivo mejorar la precisión y consistencia diagnóstica, proporcionando un apoyo al especialista a la hora de visualizar las imágenes. La información proporcionada por una herramienta de software esta dada con base en el análisis morfológico de la imagen médica, esta información es generada con base en la aplicación de algoritmos computacionales sobre la información digital de la imagen, lo que garantiza una segunda opinión basada en más información que la que el especialista ve a simple vista. En esta sesión se da el estado del arte del tema de la investigación, los antecedentes de las técnicas aplicadas en procesos vasculares. Y las bases teóricas que sustentan la investigación. Todo esto especificado en la tabla1 al inicio del tema.

Mapa de contenido

MARCO TEORICO		
Estado del arte	BASES TEORICAS	UML Lenguaje de modelado Unificado
Antecedentes de técnicas aplicadas	Métodos y aplicaciones de la segmentación	Malformaciones Arteriovenosas
Síntesis	Tópicos importantes en la segmentación de imágenes	Presentación clínica MAV
Interfaz de usuario	Imágenes, segmentación y etiquetado	-Estándar Dicom

Tabla1 (Mapa de contenido. Marco Teórico)

Estado del arte

En el ámbito académico en los últimos años ha existido una diversidad de publicaciones de técnicas que funcionan con base en imágenes tomográficas, Qiang Li resume la situación de las técnicas publicadas para la detección y

Caracterización de regiones en tomografías computarizadas, en el trabajo de Li se evalúa el desempeño observado para poder clasificar las herramientas de software en cuanto a técnica aplicada e interfaz. según su grado potencial de utilidad clínica.

En la actualidad la gran mayoría de las herramientas de software, que operan con base en estudios tomográficos, realizan operaciones de reconstrucción y mejora de la imagen a partir de regiones e imágenes que el especialista selecciona en pantalla, por lo que cumplen su función de apoyo en el diagnóstico, pero dependen ciento por ciento del especialista que las utilice (Qiang Li 2007 p, 248_257).

Siemens ha desarrollado herramientas de software, capaces de operar con tomografías digitales provenientes de equipos de la misma marca, con el fin de apoyar en el análisis y diagnóstico de enfermedades de anatomías específicas. Algunos ejemplos de herramientas son: Syngo Dental CT, Syngo Colonography CT, Syngo CT Oncology, Syngo Neuro DSA CT y Syngo Volume Perfusion CT Neuro. Qiang Li ;2007(p, 257_260).

Si bien estas herramientas son especializadas, solo contemplan la mejora de la imagen visible, la reconstrucción de anatomías específicas en 3D, la identificación de anatomías conocidas y la medición de estructuras anatómicas; ninguna de ellas es capaz de realizar la identificación automática de anomalías o enfermedades específicas

Antecedentes de técnicas aplicadas

Para Construir el estado del arte (antecedentes de técnicas aplicadas) sobre el tópico abordado, la revisión se hizo en función de referencias en revistas de impacto publicadas completamente en Ingles y considerando los siguientes lineamientos: 1) identificación de los autores usando el formato APA. 2) indicando el título de la investigación de los autores identificados. 3) traducción al español de todo el artículo y la redacción de una síntesis del mismo, incluyendo en esta síntesis: que hicieron, técnica aplicada, que resultados se obtuvieron y cuales procedimientos se aplicaron para validar los resultados o para determinar la calidad de trabajo desarrollado por los investigadores reseñados.

Segmentación Vascular 3d mediante Estadísticas en el algoritmo de resonancia magnética(ARM) y la Velocidad máxima en el campo de información, en la Angiografía por resonancia magnética en contraste de fase (PC-MRA)

Síntesis

En este trabajo se ha presentado un nuevo enfoque integrado de la segmentación automática 3d de los vasos del cerebro, que combina la física basada en modelos estadísticos de fondo y señales vasculares, y la información del campo de velocidad del flujo en los datos de (PC-MRA).

Descripción de la técnica: En este trabajo, en lugar de utilizar solo las imágenes de velocidad en la Angiografía por Resonancia Magnética (MRA), como en el trabajo previo, se tiene una medida de nido de fase de coherencia local para incorporar la densidad en la información. El enfoque propuesto ha sido formulado en un marco variable, se culminó utilizando en el método la modificación del nivel de ajuste.

En las angiografías por resonancia magnética de contraste de fase (PC-MRA), el enfoque propuesto hace uso de los nuevos modelos estadísticos para detectar vasos con mayor precisión, que los convencionales basados en enfoques de gradiente de intensidad.

La propuesta de este nuevo enfoque es una extensión del trabajo previo en la segmentación vascular 2D, y está formulado en un marco de variaciones, que se implementa utilizando la más reciente propuesta, modificando el nivel colocado en el método 1. experimentando presencias de flujo, tanto en el conjuntos de datos clínicos como en las muestras, este enfoque puede segmentar la sección vascular normal, así como también las de bajo flujo detectados en la relación ruido señal(SNR) y en regiones de flujo complejo, sobre todo en un aneurisma.

El enfoque de segmentación se validó utilizando un tubo recto geoméricamente exacto con un diámetro de 8 mm (muestra SST). el tubo se exploró mediante un protocolo PC-MRA en un escáner GE 1.5T MR. El volumen de los datos fue 256x256x81 voxels con dimensión de voxel de 0.625mm x 0.625mm x 1.3mm. la velocidad de flujo fue constante (40 cm / s). Para facilidad de referencia, se utiliza

EDGE, STAT, STA T-LPC para referirse a un enfoque basado en la intensidad de gradiente. La relación señal ruido(SNR) de las imágenes disminuye con el número de cortes en aumento debido a la saturación progresiva del fluido. Además, se sabe que las imperfecciones en la codificación de velocidad son debido a que no hay linealidad en los sistemas de gradiente lo que puede causar una posición dependiente de la desviación en la velocidad de la imagen. Estos dos factores pueden tener influencia sobre el comportamiento de este método de segmentación. Teniendo en cuenta que el error de medición de área aumenta a medida que aumenta el número de segmento, donde el trazado del límite real es negativamente afectado por el artefacto (tubo recto geoméricamente exacto) de volumen parcial y la relación ruido señal (SNR). Teniendo en cuenta que en todos los cortes del tubo, los errores de medición de superficie media EDGE, STAT y STAT-LPC fueron 34,77%, 16,11% y 12,81% respectivamente. Esto demuestra que STA T-LPC ofrece límites más precisos que los vasos EDGE o STAT (Chung1999, pp.782-789)

Orientación Local previa suavizada para La segmentación Vascular de la angiogramografía.

Síntesis

Aquí se reporta un trabajo genérico para la segmentación del árbol vascular presente en imágenes de angiogramografía. Para facilitar un control eficiente de la información vascular en las imágenes descritas. La segmentación es una primera etapa, existen otras rutinas de post-procesamiento. El método que se propone utiliza un filtro de suavidad de la orientación local predefinido - para ejecutar una adaptación en la restricción de regularización en la segmentación vascular. Se pudo segmentar una alta variedad de angiogramografía. y está dirigido a mejorar la calidad de la segmentación en regiones de bajo flujo de sangre. Este algoritmo se probó en un conjunto de datos clínicos. Los resultados experimentales muestran que este método produce una segmentación mejor que la estimación de máxima verosimilitud y la estimación con un modelo multinivel logístico de campos aleatorios de Markov(MRF), en regiones de bajo flujo sanguíneo. Los resultados experimentales han indicado que el método es más robusto que los anteriores. (Wong 2004, p 353-365)

Evaluación de la Segmentación de la red vascular

Síntesis

Se propone una metodología para cuantificar la precisión y la eficacia de un algoritmo de segmentación. Proporcionando herramientas para la construcción de un modelo del árbol de vasos que define la posición de los vasos respecto a la línea central y el radio del vaso. Este modelo es Transformado en una imagen con un contraste específico, ruido y perfil de intensidad y sirve como entrada para el algoritmo de segmentación a bajo rango. En este enfoque los parámetros que definen los vasos tales como: radio, curvatura y el sistema de coordenadas local también pueden ser especificados.

Estos datos son luego transformados en una representación gráfica y se coloca en correspondencia con el modelo del árbol, para determinar la calidad y la precisión de la segmentación.

Adicionalmente, se generaron modelos de vasos sintéticos en los que se reproducen las diferentes características morfológicas del árbol de vasos real. Estos modelos se transforman en imágenes 3d de Angiografías construidas bajo diferentes niveles de contraste, ruido, e intensidad. Para demostrar el uso de este marco, se implementaron dos algoritmos de segmentación y se compararon los resultados con el modelo real del marco, utilizando varias medidas para cuantificar la exactitud y la calidad de la segmentación. Además, se recopilaron métricas que describen las características de los vasos que no lograron segmentarse y Se proveen métricas que describen los vasos correctamente segmentados, vasos perdidos, falsos positivos y los cambios en la topología de la red para evaluar la calidad de la segmentación. Más allá de la calidad de la evaluación, también se determina la precisión de la segmentación(Collins J.,2004, p.584-599).

BASES TEORICAS

Interfaz de usuario (sistema de información)

En su sentido más general, un sistema de Información o interfaz de usuario es un conjunto de componentes que interactúan para alcanzar el objetivo común de producir información (Senn, 1988).

Para cumplir con sus objetivos, los sistemas se relacionan con su medio ambiente, es decir, con cualquier entidad que se encuentra fuera de los límites del sistema.

Los Sistemas que interactúan con sus medios ambientes son sistemas abiertos, de lo contrario, se conocen como sistemas cerrados. El elemento de control se relaciona con la diferencia entre cada uno de ellos. Los sistemas trabajan mejor cuando operan dentro de los niveles tolerables de rendimiento llamados estándares. Los rendimientos reales se comparan contra los estándares, las actividades que estén muy por encima o por debajo de éstos deberán anotarse, de manera que se puedan estudiar y realizar los ajustes necesarios a la interfaz de usuario. La información suministrada a través de la comparación de los resultados con los estándares, y los elementos de control, se denomina Retroalimentación. En resumen los sistemas utilizan el siguiente modelo de control:

- 1.) Un estándar para rendimiento aceptable.
- 2.) Un método de medición del rendimiento real.
- 3.) Una forma de comparar el rendimiento real contra el estándar.
- 4.) Un método de Retroalimentación.

Los Sistemas que pueden ajustarse a sus niveles aceptables de operación continúan funcionando; los que no pueden, tienden a detenerse

Modelado:

En un modelo se establecen las relaciones del sistema con los elementos externos ya que son estos elementos los que forman el contexto del sistema

Los pasos a seguir son:

- 1 -Identificar los actores que actúan con el sistema.
- 2-Organizar los actores y especificar sus vías de comunicación con el sistema.

Lenguaje De Modelado Unificado (UML)

El Lenguaje de Modelado Unificado (UML), es un lenguaje estándar que sirve para escribir los planos del software, puede utilizarse para visualizar, especificar, construir y documentar todos los artefactos que componen un sistema con gran cantidad de software. UML puede usarse para modelar desde sistemas de información hasta aplicaciones distribuidas basadas en Web, interfaz de Usuario, pasando por sistemas Empotrados de tiempo real. UML no es solamente un lenguaje por lo que es sólo una parte de un método de desarrollo de software, es independiente del proceso aunque para que sea óptimo debe usarse en un proceso dirigido por casos de uso y actividades, centrado en la arquitectura, iterativo e incremental, Asimismo el lenguaje UML se compone de tres elementos básicos: los bloques de construcción, las reglas y algunos mecanismos comunes Alarcón (2000, p.63), Los bloques de construcción se dividen en tres partes: Elementos, que son las abstracciones de primer nivel, Relaciones, que unen a los elementos entre sí, y los Diagramas, que son agrupaciones de elementos.

Existen cuatro tipos de elementos en UML, dependiendo del uso que se haga de ellos: elementos estructurales, elementos de comportamiento, elementos de agrupación y elementos de anotación. Las relaciones, a su vez se dividen para abarcar las posibles interacciones entre elementos que se nos pueden presentar a la hora de modelar usando UML, estas son: relaciones de dependencia, relaciones de asociación, relaciones de generalización y relaciones de realización.

Se utilizan diferentes diagramas dependiendo de qué, nos interese representar en cada momento, para dar diferentes perspectivas de un mismo problema, para ajustar el nivel de detalle, entre otros, por esta razón UML soporta un gran número de diagramas diferentes aunque, en la práctica, sólo se utilicen un pequeño número de combinaciones

Imágenes Médicas

Los tipos de imágenes radiológicas más comunes son: imágenes de Resonancia Magnética (MRI), tomografía computarizada de Rayos- X (CT), ultrasonido, y radiografía de proyección de Rayos-x.

Tópicos importantes en la segmentación de imágenes médicas. Imágenes, segmentación, etiquetado y filtrado

Una imagen es una colección de medidas o valores en el espacio bidimensional (2D) o tridimensional (3D). En imágenes médicas, estas medidas o intensidades de imagen pueden ser la absorción de radiación de imágenes de Rayos X, presión acústica en ultrasonido, o amplitud de señal de radio- frecuencia (RF - radio- frecuencia) en MRI. Si se hace una medida simple para cada posición de la imagen, entonces la imagen es una imagen escalar.

Si se hace más de una medida (por ejemplo: dual - eco MRI), la imagen es llamada imagen vector o imagen multicanal. Las imágenes pueden ser adquiridas en el dominio continuo como las películas de Rayos X, o en el discreto como en MRI. En imágenes discretas 2D, la posición de cada medida se conoce como píxel y en imágenes 3D, se le llama voxel.

Segmentación de imágenes

Clásicamente, la segmentación de imágenes se define como la partición de una Imagen en regiones constituyentes no solapadas, las cuales son homogéneas con respecto a alguna característica como la intensidad o una textura.

Si el dominio de la imagen está dado por I , entonces el problema de segmentación consiste en determinar el conjunto $\{S_k \mid I\}$ cuya unión es la imagen completa. Por lo tanto, el conjunto que conforma la segmentación debe satisfacer la ecuación:

$$I = \bigcup_{k=1}^K S_k$$

Donde $S_k \cap S_l = \emptyset$ y cada S_k está conectado. Idealmente, un método de segmentación encuentra aquellos conjuntos que corresponden a distintas estructuras o regiones anatómicas de interés en la imagen. Al eliminar la restricción de que las regiones estén conectadas, determinar los conjuntos S_k es llamado clasificación de píxel y a los conjuntos se les llama clases.

La clasificación de píxeles frecuentemente es un objetivo deseable en el tratamiento de imágenes médicas, particularmente cuando se necesita clasificar regiones desconectadas que pertenecen al mismo tejido. La determinación del

número de clases K en la clasificación de píxeles puede ser un problema complejo, por lo que generalmente se asume conocida, basado en conocimientos previos de la anatomía que se está tomando en consideración.

Etiquetado

Es el proceso de asignar una designación significativa a cada región Clase C y puede ser llevada a cabo separadamente de la segmentación. Este proceso muestra el índice numérico del conjunto S_k , a una designación anatómica. En imágenes médicas, frecuentemente las etiquetas son obvias y pueden ser determinadas mediante la inspección del técnico o fisiólogo. El etiquetado automático por computador es deseable cuando las etiquetas no son obvias o el sistema realiza procesamiento automático de imágenes. Una situación típica en la que se utiliza el etiquetado ocurre en la mamografía digital cuando se segmenta la imagen en distintas regiones y las regiones se etiquetan como sanas o tumorosas.

Filtrado

Es el conjunto de técnicas englobadas dentro del preprocesamiento de imágenes cuyo objetivo fundamental es obtener, a partir de una imagen origen, otra final cuyo resultado sea más adecuado para una aplicación específica como la segmentación, mejorando ciertas características de la misma que posibilite efectuar operaciones del procesado sobre ella. Ejemplo de filtrado: filtro Gaussiano

Filtro Gaussiano:

En esta técnica de filtraje de imágenes el valor de cada punto es el resultado de promediar con distintos pesos los valores vecinos a ambos lados de dicho punto. Este tipo del filtro tiene el problema del difuminado de los bordes, pero no es tan acusado. Reduce especialmente el ruido tipo gaussiano, dando efecto de enfoque

Ruido gaussiano:

produce pequeñas variaciones en la imagen. Tiene su origen en diferencias de ganancias del sensor, ruido en la digitalización, etc.

Campos relacionados con la segmentación

Existen dos campos estrechamente relacionados con la segmentación que son: la detección de características y la estimación de movimiento.

La distinción que se hace entre segmentación y detección de características es que ésta última se utiliza para determinar la presencia de alguna propiedad en la imagen, mientras la Segmentación generalmente asume que la propiedad ya está presente y trata de localizar las áreas que poseen esta propiedad. Por ejemplo, los métodos de detección de borde pueden determinar la localización de un borde en una imagen, pero sin un mayor procesamiento no necesariamente extraerá una región de interés. Los métodos de estimación de movimiento frecuentemente consisten en aplicar algoritmos de segmentación en secuencias de imágenes, por lo que se consideran una aplicación de la segmentación.

• Dimensionalidad

La dimensionalidad se refiere a si el método de segmentación opera en un dominio de imagen 2D o 3D. Los métodos que solamente se apoyan en las intensidades de la imagen son independientes del dominio de la imagen. De cualquier manera, ciertos métodos como los modelos deformables, los campos aleatorios de Markov (MRF-Markov random fields), y región creciente (región growing), incorporan información espacial y por lo tanto pueden operar de forma diferente dependiendo de la dimensionalidad de la imagen. Generalmente, los métodos 2D se aplican a imágenes 2D y los métodos 3D se aplican a imágenes 3D. En algunos casos, de cualquier forma, los métodos 2D se aplican secuencialmente a los cortes de una imagen 3D, como en el trabajo de Cohen . Esto puede surgir debido a razones prácticas como la facilidad de implementación, menor complejidad computacional, y reducción de requerimientos de memoria.

•Segmentación suave y efectos de volumen parcial

Las segmentaciones que permiten que las regiones o clases se superpongan son llamadas segmentaciones suaves. Las segmentaciones suaves son importantes en el tratamiento de imágenes médicas debido a los efectos de volumen parcial, donde múltiples tejidos contribuyen a un solo píxel o voxel, resultando en una mezcla de

intensidades en las fronteras. El proceso de muestreo puede resultar en efectos de volumen parcial, creando ambigüedades en la definición de la estructura. Es difícil determinar de manera precisa la frontera entre los dos objetos. Una segmentación dura obliga a tomar una decisión en cuanto a si el píxel está dentro o fuera del objeto. Las segmentaciones suaves, por otro lado, retienen mayor información de la imagen original permitiendo ambigüedad en la localización de las fronteras de los objetos

- **Segmentación discreta o continua**

Casi todas las imágenes médicas usadas para la segmentación de imágenes son representadas como muestras discretas en una malla uniforme. Los métodos de segmentación operan típicamente en la misma malla discreta que la imagen.

De cualquier forma, ciertos métodos como los modelos deformables son capaces de operar en el dominio espacial continuo, proveyendo precisión sub píxel en la delineación de estructuras. La precisión sub píxel es deseable cuando la resolución de una imagen es del mismo orden de magnitud que la estructura de interés. La segmentación en el dominio continuo no es equivalente a la estimación parcial de volumen u otros métodos de segmentación. La estimación parcial de volumen apenas provee una fracción de la estructura que está presente en un voxel. Esto puede ser suficiente para propósitos de cuantificación pero no en situaciones donde se requiere una localización precisa, como la de ubicar tumores para el planeamiento de cirugías o radioterapias. Los métodos de segmentación continua realmente reconstruyen como la estructura pasa a través del voxel. Aunque estos métodos tienen precisión sub píxel o sub voxel, su exactitud y Los píxeles yacen en un dominio espacial discreto. Como entender entonces la precisión de un método?

Si un método puede operar valores en el dominio espacial continuo, entonces puede operar sobre los valores entre dos píxeles contiguos.

En este caso, se dice que el método tiene precisión subpíxel.

La precisión aún es dependiente de la resolución de la imagen original. Más aún, el nivel de precisión puede ser muy difícil de validar en datos reales.

• Interacción

La relación entre la interacción manual y el rendimiento es una consideración importante en cualquier aplicación de segmentación.

La interacción manual puede proveer precisión incorporando el conocimiento a priori de un usuario. De cualquier forma, para estudios en grandes poblaciones, esto puede ser muy laborioso y un gran consumo de tiempo. El tipo de interacción requerido por los métodos de segmentación puede ir desde la delineación manual completa de una estructura anatómica, hasta la selección de uno o más puntos iniciales para un algoritmo, como en el trabajo de (Neuenschwander 1997, p. 201)

La diferencia entre estos tipos de interacción es la cantidad de tiempo y esfuerzo requerido, así como la cantidad de entrenamiento requerido por el usuario. De cualquier forma, inclusive los métodos de segmentación automatizados generalmente requieren alguna interacción para especificar parámetros iniciales que pueden afectar el rendimiento significativamente.

• Validación

Para cuantificar el rendimiento de un método de segmentación, es necesario llevar a cabo experimentos de validación, lo cual generalmente consiste en comparar el resultado obtenido contra algún modelo real.

El método más directo para validar es comparar la segmentación automática con una segmentación obtenida manualmente, pero este método no garantiza a un modelo real perfecto debido a que el rendimiento de un usuario también puede ser deficiente.

De cualquier forma, una vez que el modelo real esté disponible, se debe establecer alguna medida de mérito para cuantificar la precisión y exactitud.

La escogencia de dicha medida de mérito es dependiente de la aplicación y puede basarse en información de la región como el número de píxeles que no se clasificaron, o información de los bordes como la distancia al borde real.

Métodos de segmentación

Los métodos de segmentación de imágenes médicas se dividen en 8 categorías: métodos de umbralización, métodos de región creciente, clasificadores, métodos de agrupamiento (clustering methods), modelos de campos aleatorios de Markov, redes neurales artificiales, modelos deformables y métodos guiados por plantillas (atlas guided methods).

De los métodos mencionados anteriormente, los de umbralización, clasificación, agrupamiento, y campos aleatorios de Markov, pueden considerarse métodos de clasificación de píxeles.

•Umbralización

La umbralización (thresholding) es un método que busca segmentar imágenes escalares creando una partición binaria de las intensidades de las imágenes. Una umbralización trata de determinar un valor de intensidad, llamado umbral (threshold), que separa las clases deseadas. La segmentación se logra agrupando todos los píxeles con mayor histograma de intensidades de grises en la imagen mostrando los posibles umbrales e intensidad al umbral en una clase, y todos los otros píxeles en otra clase. La determinación de más de un valor umbral es un proceso llamado multiumbralización (multithresholding). La umbralización es una técnica efectiva para obtener la segmentación de imágenes donde estructuras diferentes tienen intensidades contrastantes u otras características diferenciables. La partición usualmente es generada interactivamente, pero también existen métodos automáticos. Para imágenes escalares, los métodos interactivos pueden estar basados en la apreciación visual del usuario ya que la operación de umbralización es implementable en tiempo real.

Generalmente, la umbralización es el paso inicial de una secuencia de operaciones de procesamiento de imágenes. Su principal limitación es que en su forma más simple solo se generan dos clases y por lo tanto no se puede aplicar a imágenes multicanal. La umbralización usualmente no toma en cuenta las características espaciales de la imagen. Esto causa que sea sensible al ruido e inhomogeneidades de intensidad, las cuales pueden ocurrir en imágenes de resonancia magnética,

Estos factores corrompen el histograma de la imagen, haciendo la separación más difícil (Sahoo 2008).

- **Región Creciente**

Región creciente (región growing) es una técnica para extraer regiones de la imagen que están conectadas según cierto criterio predefinido. Este criterio puede estar basado en información de intensidades y/o bordes de la imagen. En su forma más simple, este método requiere un punto semilla (seed point) que es seleccionado manualmente por el usuario, y extrae todos los píxeles conectados a la semilla, que tengan el mismo valor de intensidad. Al igual que la umbralización, por lo general no se utiliza la región creciente solamente en una imagen, sino que se utiliza como parte de un conjunto de operaciones de procesamiento de imágenes, particularmente en la delineación de pequeñas y simples estructuras como tumores y lesiones. Su desventaja principal es que requiere interacción manual para obtener el punto semilla.

Los algoritmos de división y mezcla (split and merge) están relacionados con la región creciente pero no requieren una semilla.

La región creciente también puede ser sensible al ruido, causando que las regiones extraídas tengan agujeros e inclusive que se desconecten.

- **Clasificadores**

Los métodos clasificadores son técnicas de reconocimiento de patrones que buscan particionar un espacio característico derivado de la imagen usando datos con etiquetas conocidas. Un espacio característico es un rango espacial de cualquier función de la imagen, siendo las intensidades de la imagen el más común de los espacios característicos. Un histograma, es un ejemplo de un espacio característico 1D. Todos los píxeles cuyas características estén en el lado derecho de la partición serían agrupados en una clase. Los clasificadores son conocidos como métodos supervisados debido a que requieren datos de entrenamiento que son segmentados manualmente, para luego ser utilizados en la segmentación automática de nuevos datos. Hay una gran cantidad de maneras en las que los datos de entrenamiento pueden ser aplicados en los métodos de clasificación. Un clasificador simple es el

clasificador del vecino más cercano, donde cada píxel o voxel es clasificado en la misma clase que el dato de entrenamiento con la intensidad más cercana. Los k vecinos más cercanos (kNN – k Nearest Neighbor) es una generalización de este método. Otros clasificadores utilizados son la ventana de Parzen y el clasificador de Bayes.

Los clasificadores estándares requieren que la estructura a ser segmentada posea características cuantificables distintas. Debido a que los datos de entrenamiento pueden ser etiquetados, los clasificadores pueden transferir estas etiquetas a los nuevos datos siempre que el espacio característico distinga cada etiqueta lo suficiente. No son iterativos, por lo que son relativamente eficientes computacionalmente y pueden ser aplicados a imágenes multicanal.

Una desventaja de los clasificadores es que no obedecen a ningún modelo espacial, Otra desventaja es la necesidad de la interacción manual para obtener los datos de entrenamiento.

Los conjuntos de entrenamiento pueden ser adquiridos para cada imagen que requiera segmentación, pero esto puede tomar mucho tiempo y esfuerzo. En adición, el uso del mismo conjunto de entrenamiento para un gran número de imágenes puede llevar a resultados viciados, ya que no toman en cuenta las variaciones anatómicas y fisiológicas entre diferentes sujetos.

- **Agrupamiento**

Los algoritmos de agrupamiento (clustering) llevan a cabo esencialmente la misma función que los métodos clasificadores, pero sin utilizar datos de entrenamiento. Por lo tanto, son métodos no supervisados. Para compensar la falta de los datos de entrenamiento, los métodos de agrupamiento iteran entre segmentar la imagen y caracterizar las propiedades de cada clase. En este sentido, los métodos de agrupamiento se entrenan a sí mismos usando los datos disponibles. Un algoritmo de agrupamiento común es el algoritmo de las K- medias o algoritmo ISO. Este algoritmo agrupa datos calculando iterativamente la media de la intensidad para cada clase y segmentando la imagen mediante la clasificación de cada píxel en la clase con la media más cercana. Aunque los algoritmos de agrupamiento no

requieren que los datos se entrenen, si requieren una segmentación inicial (o de manera equivalente, requiere parámetros iniciales). Como los métodos de clasificación, los algoritmos de agrupamiento no incorporan directamente un modelo espacial. De cualquier forma, esta falta de modelado espacial puede proveer ventajas significativas para realizar los cálculos velozmente. Es posible incorporar robustez al ruido usando campos aleatorios de Markov.

- **Campos aleatorios de Markov**

Los modelos de campos aleatorios de Markov (MRF – Markov Random Fields) no son un método de segmentación en sí mismos, pero son un modelo estadístico que puede ser usado dentro de los métodos de segmentación. Los MRF modelan las interacciones espaciales entre vecinos o píxeles cercanos. Estas correlaciones locales proveen un mecanismo para modelar una variedad de propiedades de la imagen. En el tratamiento de imágenes médicas, se utilizan frecuentemente para tomar en cuenta el hecho de que la mayoría de los píxeles pertenecen a la misma clase a la que pertenecen sus píxeles vecinos. En términos físicos, esto implica que bajo la asunción del MRF, cualquier estructura anatómica que consista de un solo píxel tiene una probabilidad muy baja de ocurrir. Los MRF son incorporados frecuentemente en los algoritmos de segmentación por agrupamiento, como las K-medias bajo un modelo Bayesiano previo. La segmentación es obtenida maximizando la probabilidad a posteriori de la segmentación a partir de los datos de la imagen, obtenidos mediante métodos iterativos como los Modos Condicionales Iterados, presentados por (Besag, J 1986, pp. 259–302). o el Templado Simulado, presentado por (German 1984, pp. 721–741.).

Una dificultad asociada con los modelos MRF es la selección apropiada de los parámetros que controlan la fuerza de las interacciones espaciales. Una selección muy alta puede resultar en segmentación excesivamente suave y una pérdida de los detalles estructurales. En adición, los métodos MRF usualmente requieren algoritmos computacionalmente intensivos. A pesar de estas desventajas, los MRF son ampliamente utilizados no solo para modelar clases de segmentación, sino también para modelar propiedades de texturas e inhomogeneidades de las intensidades.

•Redes Neutrales Artificiales

Las Redes Neutrales Artificiales (ANN – Artificial Neural Network) son **redes** masivamente paralelas de procesamiento de elementos o nodos que simulan el aprendizaje biológico. Cada nodo en una ANN es capaz de llevar a cabo cálculos elementales. El aprendizaje se alcanza a través de la adaptación de pesos asignados a las conexiones entre nodos, quien realiza un tratamiento más profundo de las redes neurales. (Haykin, S., 1994)

Las ANN representan un paradigma para el aprendizaje de las máquinas y pueden ser usadas en una variedad de formas de segmentación de imágenes. El uso que más se le da en procesamiento de imágenes médicas es el de un clasificador, donde los pesos son determinados usando datos de entrenamiento y luego se utiliza la ANN para segmentar nuevos datos.

Las ANN también pueden ser usadas de una manera no supervisada como método de agrupamiento o como modelo deformable.

Debido al gran número de interconexiones utilizadas en una red neural, se puede incorporar fácilmente información espacial en los procedimientos de clasificación. Aunque las ANN son inherentemente paralelas, pero frecuentemente se implementan en computadores seriales, y esto reduce su potencial computacional.

• Modelos deformables

Los modelos deformables están basados en motivaciones físicas, utilizados para delinear bordes de regiones usando curvas o superficies paramétricas cerradas que se deforman bajo la influencia de fuerzas externas e internas. Para delinear el borde de un objeto en la imagen, se debe colocar una curva o superficie cerrada cerca del borde deseado y luego permitirle experimentar un proceso iterativo de relajación. Las fuerzas internas se calculan en el interior de la curva o superficie.

Para mantenerla suave a lo largo de la deformación. Las fuerzas externas son frecuentemente derivadas de la imagen para llevar la curva o superficie hacia la característica de interés deseada.

- **Guiados por plantillas**

Los métodos guiados por plantillas (atlas guided methods) son una poderosa herramienta para la segmentación de imágenes médicas cuando está disponible una plantilla o mapa estándar. El mapa o plantilla es generada por información compilada de la anatomía que requiere segmentación.

Este mapa es utilizado como un marco de referencia para segmentar nuevas imágenes. Conceptualmente, los métodos guiados por plantillas son similares a los clasificadores con la excepción de que están implementados en el dominio espacial de la imagen en lugar de en un espacio característico.

Los métodos estándar guiados por plantillas primero encuentran una transformación uno- a- uno que transforma la plantilla de la imagen pre segmentada a la imagen deseada que requiere segmentación. Este proceso se conoce como una deformación de plantilla (atlas warping). La deformación puede ser realizada usando transformaciones lineales, pero debido a la variabilidad anatómica, frecuentemente se utiliza una aplicación secuencial de transformaciones lineales y no lineales. Los métodos guiados por plantilla han sido aplicados principalmente en el tratamiento de imágenes de RM del cerebro. Esto es debido a que los métodos guiados por plantilla por lo general se adaptan mejor a la segmentación de estructuras que son estables en toda la población de estudio.

- **Otros métodos**

Otro método de segmentación es el de ajuste al modelo (model- fitting) que por lo general consiste en tratar de ajustar una forma geométrica simple, como una elipse o parábola, a la localización de características de la imagen. Es una técnica que debe especializarse para la estructura que se segmenta pero se implementa fácilmente y puede proveer buenos resultados cuando el modelo es apropiado. Una técnica más general es ajustar superficies o curvas spline, como en el trabajo de (Rueckert, 1995, pp. 207- 216). La dificultad principal con el model- fitting es que las características de la imagen deben ser extraídas antes de realizar el ajuste. El algoritmo de watershed usa conceptos de matemática morfológica para particionar la imagen en regiones homogéneas. Este método sufre de sobre segmentación, la

cual ocurre cuando la imagen es segmentada en un número innecesario de regiones. Por lo tanto, los algoritmos de watershed en imágenes médicas por lo general son procesados posteriormente para mezclar regiones separadas que pertenecen a la misma estructura.

2.-Malformaciones Arteriovenosas (MAV)

Las malformaciones arteriovenosas (MAV) son defectos del sistema circulatorio que ocurren por lo general durante el desarrollo del embrión o feto o poco después del nacimiento del bebé. Constituyen un enredo de arterias y venas. Las arterias llevan la sangre oxigenada del corazón a las células del cuerpo humano; las venas traen la sangre no oxigenada a los pulmones y al corazón. La presencia de una malformación Arteriovenosa interrumpe este proceso cíclico vital. A pesar de que las MAV se pueden desarrollar en diversos sitios, las que ocurren en el cerebro o en la médula espinal - ambas partes integrales del sistema nervioso central - pueden tener efectos secundarios graves en el organismo

Las malformaciones arteriovenosas (MAV) cerebrales se mantienen en la actualidad como un grupo etiológico de difícil diagnóstico de las malformaciones arteriovenosas cerebrales, y esta dificultad resulta de su variable presentación clínica y de su difícil localización en el sistema nervioso central (SNC). Antes de la introducción de la angiografía por (Moniz 1927), la única oportunidad de que los médicos sospecharan las MAV era en presencia de convulsiones motoras jacksonianas. La introducción del yodo orgánico como material de contraste por (Gross, 1941), y el marcado desarrollo de las técnicas de cateterización vascular, abrieron una nueva dimensión en el estudio de las características morfológicas y hemodinámicas de las MAV. El método de cateterización vascular a través de la arteria femoral, inicialmente descrita por (Seldinger, 1953), y que más tarde se aplicara a la angiografía cerebral selectiva, permitió abandonar la traumática punción directa y simplificó la compleja canulación de la arteria vertebral. Además, este desarrollo resultó muy favorecido por el despunte de las técnicas de neuroimagen, primero de la tomografía axial computarizada (TAC) en la década de

1970, y luego de la resonancia magnética (RM) en la de 1980, y que hicieron obsoletas las imágenes de yodo o neumoventriculografías.

La angiografía trans operatoria fue preconizada por (Luessen-hop y Spence 1960).Y la realizaron (Loop y Foltz 1966). Desde su surgimiento, se ha convertido en un procedimiento estándar para conocer los resultados de la cirugía. A la posibilidad de conocer en el acto quirúrgico la resección incompleta de una MAV, la obliteración incompleta del cuello aneurismático, la permeabilidad de un cuello aneurismático pre aislado o la re-sección parcial de una placa de ateroma, y poder subsanarlo en el mismo acto quirúrgico, se le han sumado otras aplicaciones, como demostrar la permeabilidad de una anastomosis vascular bypass, detectar la oclusión inadvertida de arterias normales e incluso la de ayudar en la localización de algunas MAV pequeñas y profundas .

El advenimiento y desarrollo de los estudios funcionales vino a complementar el vacío existente entre los meros hallazgo topográficos y la realidad clínica del paciente, y progresivamente se han impuesto como referencia de peso en la decisión terapéutica final.

Presentación Clínica

La mayoría de los pacientes son asintomáticos al nacimiento. aunque con el tiempo se expresarán (Entre la segunda y la cuarta década de la vida inician los síntomas el 95%. En general, con la edad existe alguna sintomatología más propia, ya que el fallo cardíaco tiende a ocurrir en neonatos y generalmente se asocia con fístula de alto flujo (malformaciones de vena de Galeno (JosephG., 2003).En las figuras 1 y 2 se observan 2 malformaciones cerebrales

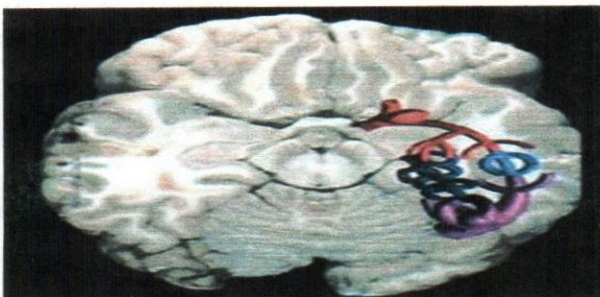


Fig. 1 (MAV cerebral occipital)



Fig. 2 (MAV cerebral parietal)

Estándar DICOM

El empleo del estándar DICOM permite la extracción de una gran cantidad de información que da soporte a la imagen visual de las estructuras del cerebro, así como la interpretación de información que va más allá de una simple imagen en escala de grises, con todo esto se puede hacer el análisis de secuencias axiales completas de un paciente, considerando métodos de segmentación en tres dimensiones. Para resaltar las estructuras cerebrales de interés para el especialista. (Vongehlen 2009 Pp.1 – 18).

Un archivo DICOM que almacena una imagen de TC o radiológica digital en formato nativo debe de contener dos datos de vital importancia, ya que con ellos es posible la transformación necesaria a cada valor del pixel nativo para conocer su valor dentro de la escala Hounsfield.(escala de números TC) Re-escala de intercepción (Rescale Intercept) (0028,1052): indica el valor de la coordenada al origen de la transformación lineal al aplicar el valor del pixel para obtener su valor en Hu (escala de Unidades Hounsfield) Re-escala pendiente (Rescale Slope) (0028,1053): indica el valor de la pendiente de la transformación lineal a aplicar al valor del pixel para obtener su valor en Hu

Una imagen de TC en formato nativo permite obtener una matriz de densidades en HU a través de una transformación lineal. Para finalmente poder representar por medio del establecimiento de ventanas una imagen visible.

CAPITULOIII

MARCO METODOLOGICO

Tipo de Investigación:

Aplicada Exploratoria

Aplicada: Se Buscan y se Aplican un conjunto de técnicas que ya están establecidas en el campo de la imagenología.

Exploratoria: Las Técnicas aplicadas dependen de parámetros y estos parámetros deben ser ajustados en función de los datos registrados en una interfaz.

El nivel de la Investigación está ubicada dentro de la modalidad analítica debido a que se pretende analizar y revisar el impacto que tiene la segmentación del método aplicado sobre los datos reales, Este trabajo de investigación también está inserto dentro de la modalidad de proyecto factible, es decir, es la propuesta de un método funcional viable, o de una solución posible a un problema de tipo práctico.

Diseño de Investigación

Tipo aplicativa, se basa en el proceso de búsqueda y análisis e interpretación de los datos obtenidos de fuentes médicas y tendrá las siguientes etapas:

1. Búsqueda de la data de Fuentes médicas confiables (formato Dicom): En este paso se recolectan las Imágenes de fuentes especialmente electrónicas impresas en formato Dicom y directamente de las unidades de hemodinamia e imagenología de centros médicos especializados en patologías vasculares.
2. Una vez completado el ítem anterior se dio inicio a la lectura inicial y clasificación de la data recolectada.
3. Conversión de la Data de formato Dicom a formato JPG para aquellas imágenes que lo requieran en caso que la tomografía este muy borrosa.
4. Aplicar el Filtrado.

5. Aplicar técnicas de análisis de imágenes para extraer la región de interés
6. Aplicar métodos de Segmentación para extraer el Área Vascular afectada.
7. visualizar la morfología del Área vascular
- 8 .operar el método diseñado dentro de una interfaz para el paciente registrado

Población Y Muestra

El estudio involucra tanto a los médicos especializados en malformaciones arteriovenosas, a los técnicos en imágenes, a los pacientes beneficiarios de la eficiencia del método, y las Imágenes de la data conseguida, para poder determinar el grado de aceptación de la aplicación del método por lo cual se obtiene y analiza una muestra de cada uno.

El muestreo es un procedimiento por el que se ingresan los resultados verdaderos de una población a través de la experiencia obtenida con una muestra. Como herramienta de la investigación arroja resultados que se pueden utilizar para concluir Un determinado estudio X de la población.

El muestreo permite una reducción considerable de los costos materiales del estudio, una mayor rapidez en la obtención de la información y el logro de resultados con máxima calidad.

Para estimar una proporción desconocida, con una precisión dada, el tamaño de muestra mínimo necesario se obtiene suponiendo un valor de $p=0.5$, basándose en que para estimar una proporción P con margen de tolerancia D la fórmula que se utilizara para proporcionar el tamaño de la muestra es:

$$n = \frac{Z_{1-\alpha/2}^2 \cdot P \cdot (1 - P)}{D^2}$$

Los datos que se incluyen en la fórmula para calcular el número de sujetos necesarios de la muestra (n) son:

$Z_{\alpha/2}$: valor de Z correspondiente al riesgo α fijado. El riesgo α fijado suele ser 0,05 y $Z_{\alpha/2}$ de 1,96.

2 P : Valor de la proporción que se supone existe en la población.

Donde $Z=1.96$ para $\alpha=0.05$. Para D fijo esa fórmula toma su valor máximo con $P=0.5$. Pero D es la tolerancia en la estimación de la proporción y está claro que la magnitud de esa tolerancia no se puede fijar si no tenemos alguna idea respecto a la proporción a estimar. Un margen de tolerancia del 1% puede ser aceptable en la estimación de un porcentaje del 50%, o por ejemplo en un porcentaje del 20%, es decir que el intervalo de confianza de la estimación estaría en este último caso entre el 19% y el 21%. Pero esa misma tolerancia es probablemente inadmisibles para estimar un porcentaje del 2%, ya que entonces el margen absoluto del 1% constituye la mitad del valor estimado. El propio sentido común nos dice que para estimar sucesos infrecuentes necesitaremos tamaños de muestra mayores que para estimar sucesos frecuentes.

Se aplica la herramienta SPSS como técnica para el estudio de una muestra a partir de la población. Este se utiliza para establecer y analizar el marco muestral representativo de la población, luego se procede a la selección de los instrumentos que se le aplicaran a la muestra.

Técnicas E Instrumentos De Recolección De Datos

Durante la investigación se aplicaran diversos instrumentos y técnicas que permitirán recopilar la información necesaria para realizar el análisis y desarrollo de los objetivos propuestos. Estas Técnicas e Instrumentos son:

Observación directa e indirecta

Se observarán las imágenes cerebrales de pacientes en situaciones normales durante la digitalización establecida, y las imágenes de pacientes con lesiones vasculares durante la digitalización establecida, llenando los datos obtenidos en los formularios de observaciones

Entrevistas

Durante esta fase se llevaron a cabo entrevistas abiertas al personal técnico en imágenes con el objetivo de obtener una visión general acerca de las preferencias y dificultades que se perciben de los métodos de digitalización y segmentación de imágenes utilizados actualmente.

Técnicas De Análisis

Una vez recopilada la información se aplican una serie de técnicas que van desde el ordenamiento de los datos hasta la selección, clasificación, jerarquización y análisis de los mismos.

Entre las técnicas de análisis utilizadas en el proyecto tenemos:

1. Método analítico para las observaciones y las entrevistas.
2. Análisis de decisiones para determinar los requerimientos del método a utilizar.
3. Herramientas para el desarrollo de la aplicación del método ideal que representen el intercambio de información.

Las técnicas que más se ajustaron para la elaboración de este proyecto fueron la entrevista y observación. Mediante la observación se conoce la realidad y permite definir previamente los datos más importantes que deben recogerse para tener relación directa con el problema de investigación.

La entrevista es una forma específica de interacción social que tiene por objeto recolectar datos para una indagación. El investigador formula preguntas a las personas capaces de aportarle datos de interés. En esta investigación se realizaron entrevistas no estructuradas al personal técnico en imágenes de las unidades de imagenología y hemodinamia de centros médicos especializados en lesiones vasculares, como el centro médico Táchira, para conocer los métodos y procedimientos desarrollados en los mismos. Además se entrevistaron médicos especialistas en el área vascular cerebral.

La revisión de registros y documentos, fue otro de los métodos que aportó información sobre los procedimientos desarrollados dentro de las unidades de Imagenología, permitiendo obtener un enfoque más amplio de la situación real. Para (Hurtado: 1990) esta técnica "es un proceso mediante el cual un investigador recopila, revisa, analiza, selecciona y extrae información de diversas fuentes, acerca de un tema en particular, con el propósito de llegar al conocimiento y comprensión más profundos del mismo."

Fases de Desarrollo

Para la realización de la propuesta de este proyecto se utilizarán 4 fases en las cuales se definen las etapas principales que cubren el desarrollo del de la misma.

1.- Fase de Inicio: describe el nivel de la investigación y se identifican los diferentes tipos de elementos que van a interactuar. Lo que ayuda a tener una idea general de los requerimientos que deben cumplirse para lograr construir satisfactoriamente el método ideal y la interfaz adecuada. En esta fase se presentan los siguientes objetivos:

1. Aplicar técnicas y herramientas de investigación para el levantamiento de los datos.
2. Se Determinan los requerimientos, necesidades y funcionamiento de los procesos de visualización de imágenes desde una interfaz aplicando técnicas de análisis de imágenes, de las unidades de imagenología y hemodinamia de los centros médicos visitados y de la unidad de Bioingeniería de la UNET.
3. Descripción y Evaluación de Alternativas viables
4. Migración de los datos recolectados a la base de datos de los equipos a utilizar.

2.- Fase de Elaboración: en el contexto de esta fase se concreta la esencia del producto, para esto se precisa el dominio del problema. Se llevan a cabo las siguientes actividades u objetivos posteriores al registro de un paciente.

1.-Verificar que las imágenes obtenidas tengan concordancia y permitan satisfacer los requerimientos funcionales.

a.-Construir la base de datos a utilizar y registrar la imagen de cada paciente.

b.-Definir el esquema de base de datos para el método a aplicar

C.-Diseño:

Con el propósito de preprocesar, adecuadamente, las imágenes tomográficas que contienen el área vascular del cerebro de un paciente registrado se *diseñaron estrategias de filtraje basadas en Gauss*, se debe Especificar que restricciones debe tener el método para cubrir los niveles de ruido

d.- pruebas experimentales:

Se realizaran las pruebas que permitan establecer la sensibilidad, especificidad y sensibilidad de los resultados al momento de segmentar el área vascular cerebral

3.- Fase de Validación: Se realiza la segmentación del árbol vascular en las imágenes tomográficas, no usadas durante la etapa de entrenamiento, para determinar la robustez y eficacia de la técnica.

4.-Fase de Interfaz

En esta etapa se construye el modelado en uml y la implementación para una interfaz de usuario que permita administrar los procesos de registro de los diferentes entes y ejecutar automáticamente la técnica de apoyo al diagnóstico elaborada.

En la tabla2 se establece el cronograma de las fases de desarrollo del proyecto

Cronograma

Actividades	tiempo en semanas											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Análisis:	X	X	X	X	X	X						
Estudio Preliminar	X											
Levantamiento de Información	X	X										
Definición del Problema		X	X									
Determinación de Requerimientos				X	X							
Migración de los datos						X						
Diseño del Método y modelo							X	X	X	X	X	
Elaborar modelo Funcional. Incluyendo las 3 primeras etapas del Diseño de la investigación.							X	X	X			

Tabla2: cronograma de fases del proyecto

CAPITULO IV

RESULTADOS DE LAS FASES DE DESARROLLO

1.-Fase de Inicio

Nivel de la investigación:

Esta investigación, se basó en el proceso de búsqueda y análisis e interpretación de los datos obtenidos de fuentes médicas y tiene las siguientes etapas:

1. Se buscó la data de Fuentes médicas confiables (formato Dicom): En este paso se recolectaron las imágenes de fuentes especialmente electrónicas impresas en formato Dicom, provenientes directamente de centros médicos especializados tales como; Policlínica Táchira, centro Clínico San Cristóbal y otras imágenes tomográficas aportadas por el Doctor especialista en imágenes Martin Landrove.

Técnica de levantamiento de información:

La entrevista directa con los asistentes de los médicos especialistas neurocirujanos permitió conseguir las planillas de registro de pacientes y las imágenes tomográficas cerebrales de pacientes con malformación y sin malformación completamente documentadas, en formato Dicom

Una vez completado el ítem anterior se dio inicio a la lectura inicial y clasificación de la data recolectada.

Se generó una base de datos de imágenes con:

Tres estudios hagiográficos de pacientes con malformación proveniente de la unidad de hemodinamia de la policlínica Táchira. Un estudio tomográfico proveniente de la Policlínica Táchira. Se obtuvo un solo registro y una sola imagen de una malformación parietal derecha.

Para la visualización de las imágenes se adaptaron los requerimientos de hardware y software.

Componentes

Hardware:

equipo de computación con procesador 4.0 GHz memoria de 80 Gb y una tarjeta gráfica de alta resolución

Un servidor web y conexión a internet vía inalámbrica con un router Tplink.

software:

sistema operativo: windos xp NT 64 para servidor y Windows xp 64 para cliente

Software de desarrollo:

Para ambiente web: Servidor Localhost y lenguaje Php, manejador de base de datos MySql todos incluidos en el paquete Xamp.

Para ambiente local: visual estudio, lenguaje visual fox para la Interfaz y matlab para el método. Visualizador: Volview.

humano:

asistente técnico de imágenes médicas: Ing. Miguel Vera

especialista en patologías vasculares: Neurocirujano Florencio Ramírez

profesor especialista en imágenes PhD Martin Landrove

autor de la investigación Ing. Edgar Leon

ALTERNATIVAS**PROCEDIMIENTO 1:**

- Interfaz en Php base de datos Mysql, servidor Apache Localhost

método

-. Conversión de formato de imágenes de Dicom a Jpg.

-filtrado de imágenes Jpg para disminución de Ruido con algoritmo gauss

-Segmentación de imágenes para descubrir árbol vascular con crecimiento de Regiones

PROCEDIMIENTO 2:

Interfaz y base de datos visual foxpro

Método:

Matlab y Volview

-.Filtraje de imágenes formato Dicom

- contrastes y negativos de imágenes para obtener visualización del cerebro

-.Segmentación por crecimiento de regiones

PROCEDIMIENTO 3:

Interfaz y base de datos visual foxpro

Método

- Matlab y Volview
- presentación de imágenes formato Dicom
- Filtraje de imágenes formato Dicom
- Segmentación crecimiento de regiones y umbralizacion
- .- Análisis de la Imagen resultante

2.-Fase de elaboración

En el contexto de esta fase se concreta la esencia del producto, para esto se debe precisar el dominio del problema. Se llevaron a cabo las siguientes actividades:

1.-se verificaron las imágenes obtenidas desde su documentación y origen en formato exclusivamente Dicom para adaptarlas a los requerimientos funcionales.

1. Se construyó la base de datos a utilizar.
2. Se estableció el esquema de base de datos para el método a aplicar
3. Diseño :

Con el propósito de preprocesar , adecuadamente, las imágenes tomográficas que contienen el área vascular se diseñaron estrategias de filtraje basadas en Gauss para cada uno así se pudo Especificar que restricciones debe tener el método para cubrir los niveles de ruido, el algoritmo se construyó con librerías específicas para procesamiento de Imágenes

ARCHIVO:: FILTRAJE 3D VTK

Filtro gauss

```
/*=====
@Breve descripción:
Este programa permite leer un volumen original y guarda en disco el volumen
procesado mediante un banco de filtros basado en Gauss 3-D (ver **).

@Constantes para dimensiones del volumen original:
<COLMRI> : numero de COLMRIumnas de cada imagen
<FIL> : numero de Filas de cada imagen
```


<CAPASMRI> : numero de Imágenes que conforman el volumen
@Identificación de los parámetros para el filtro:

<devStdGauss> : desviación estándar del filtro Gaussiano.
<radDila> : radio vecindad 3D filtro

@Rango de los parámetros descritos:
(devStdGauss = 1, 2, 3, 4, 5)

@Fecha:
21/10/2011.

boundary-region left ventricle segmentation in computed tomography,
in: 5th VISAPP, Angers, France, 2010, pp. 107-114.

====*/
//LIBRERIAS C

```
#include <stdio.h>
#include <stdio.h>
#include <math.h>
//LIBRERIAS VTK
#include "vtkImageReader.h"
#include "vtkImageData.h"
#include "vtkPointData.h"
#include "vtkImageGaussianSmooth.h"
#include "vtkImageContinuousDilate3D.h"
#include "vtkImageContinuousErode3D.h"
#include "vtkImageWriter.h"
#include "vtkMetaImageReader.h"
#include "vtkMetaImageWriter.h"
#include "vtkImageMedian3D.h" //Add december 2011 strategy 3
#include <vtkImageGradientMagnitude.h> //Add december 2011 strategy 4
//CONSTANTES QUE DEFINEN LAS DIMENSIONES DEL VOLUMEN A FILTRAR
/*
#define COLMRI 512
#define FILMRI 512
//#define CAPASMRI 326
#define CAPASMRI 186
*/
//PROTOTIPO DE LAS FUNCIONES CREADAS
```

```
void FiltroGauss(vtkImageData*, float, vtkImageData*);
int main (int argc, char **argv)
{
int p1=0;
int g = 0;
char raiz[1000];
char rutaDataAux[1000];
char rutaDataIn[1000];
char rutaDataOut[1000];
char value[60];
int FIL =0;
int COL =0;
int CAPAS =0;
int FILMRI =0;
int COLMRI =0;
int CAPASMRI =0;
double spaceX =0.0;
double spaceY =0.0;
double spaceZ =0.0;
```

```

float pr1                =0.0;
int valor                =0;
g = 1;

//Lectura volumen original
for (g=1; g<11; g = g + 1) {
strcpy(raiz,"C:\\Users\\mi pc\\Desktop\\");
strcpy(rutaDataAux,raiz);
strcat(rutaDataAux,"MHD\\");
//snprintf(value,10,"%u",g);//Linux
_itoa(g,value,10);
strcat(rutaDataAux,value);
strcat ( rutaDataAux,".mhd" );
vtkMetaImageReader *readerInput = vtkMetaImageReader::New();
readerInput->SetFileName(rutaDataAux);
readerInput->Update();
readerInput->UpdateWholeExtent();
readerInput->UpdateInformation();
readerInput->GetDataExtent(valor,FIL, valor, COL, valor, CAPAS);
readerInput->GetDataSpacing( spaceX, spaceY, spaceZ);
vtkImageData* input = vtkImageData::New();
for( p1=1;p1<=16;p1++){
//parametro1=pr1;
//Filtro Gausiano
pr1= pr1+0.25;
vtkImageData* auxGauss_1 = vtkImageData::New();
FiltroGauss( input, pr1, auxGauss_1 );
input->DeepCopy(readerInput->GetOutput());
readerInput->Delete();
FILMRI=FIL+1;
COLMRI=COL+1;
CAPASMRI=CAPAS+1;
//Escritura del Volumen Filtrado
vtkMetaImageWriter *writerData = vtkMetaImageWriter::New();
strcpy(rutaDataOut,raiz);
strcat(rutaDataOut,"ResultosGauss\\");
strcat(rutaDataOut,"");
//snprintf(value,10,"%u",g);//
_itoa(g,value,10);
strcat(rutaDataOut,value);
strcat(rutaDataOut,"\\");
_itoa(p1,value,10);
strcat(rutaDataOut,value);
strcat ( rutaDataOut,".mhd" );
writerData->SetInput( auxGauss_1 );
writerData->SetFileName( rutaDataOut );
writerData->SetCompression(false);
writerData->SetFileDimensionality(3);
writerData->Write();
writerData->Delete();
}
}
//input1->Delete();
return 0;
}
// FUNCIONES
void FiltroGauss ( vtkImageData* input1, float desviacion, vtkImageData* output1 )
{float sigma = 0.0;
float Rf     = 0.0;
sigma = desviacion;
Rf = 3.0;

```

```

output1->CopyStructure( input1 );
output1->SetScalarTypeToLong ();
output1->AllocateScalars();

vtkImageGaussianSmooth *gs = vtkImageGaussianSmooth::New();
gs->SetInput( input1 );
gs->SetDimensionality( 3 );
gs->SetRadiusFactors( Rf, Rf, Rf );
gs->SetStandardDeviations( sigma, sigma, sigma );
gs->Update();
output1->DeepCopy(gs->GetOutput());
gs->Delete();

//Filtro Gausiano

vtkImageData* auxGauss = vtkImageData::New();
Suma( input1, input2, input3, auxGauss );
vtkImageData* outGauss = vtkImageData::New();
Rescalamiento( auxGauss, outGauss );

auxGauss->Delete();

```

3.- Fase de validación: Ejecución de la técnica de apoyo al diagnóstico

En la figura 3 se observa la tomografía original

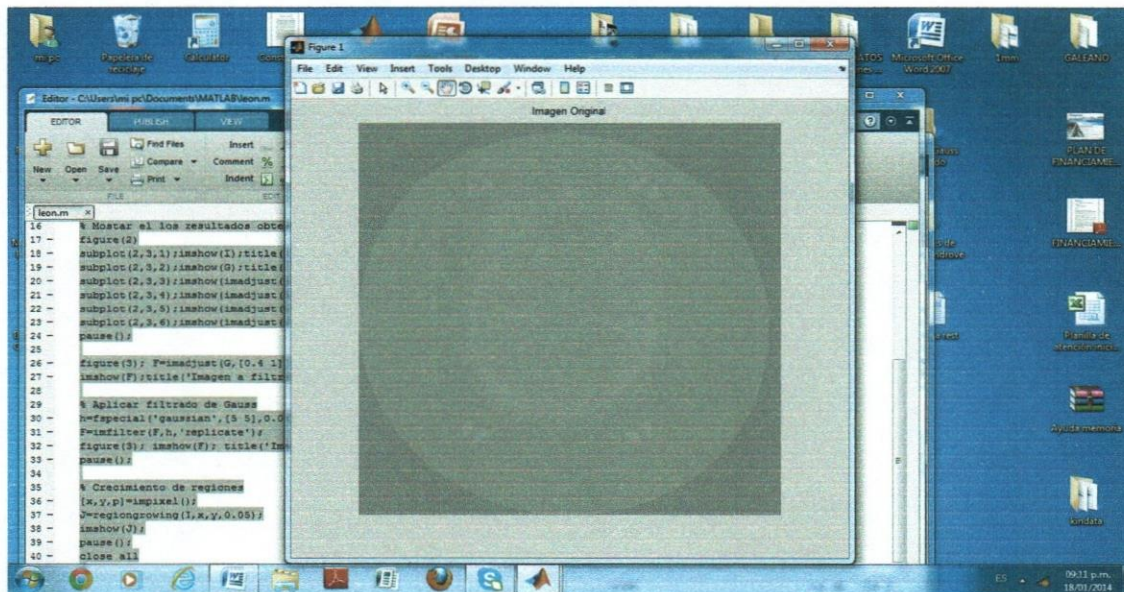


Fig 3 (Presentación de la tomografía (Formato Dicom))

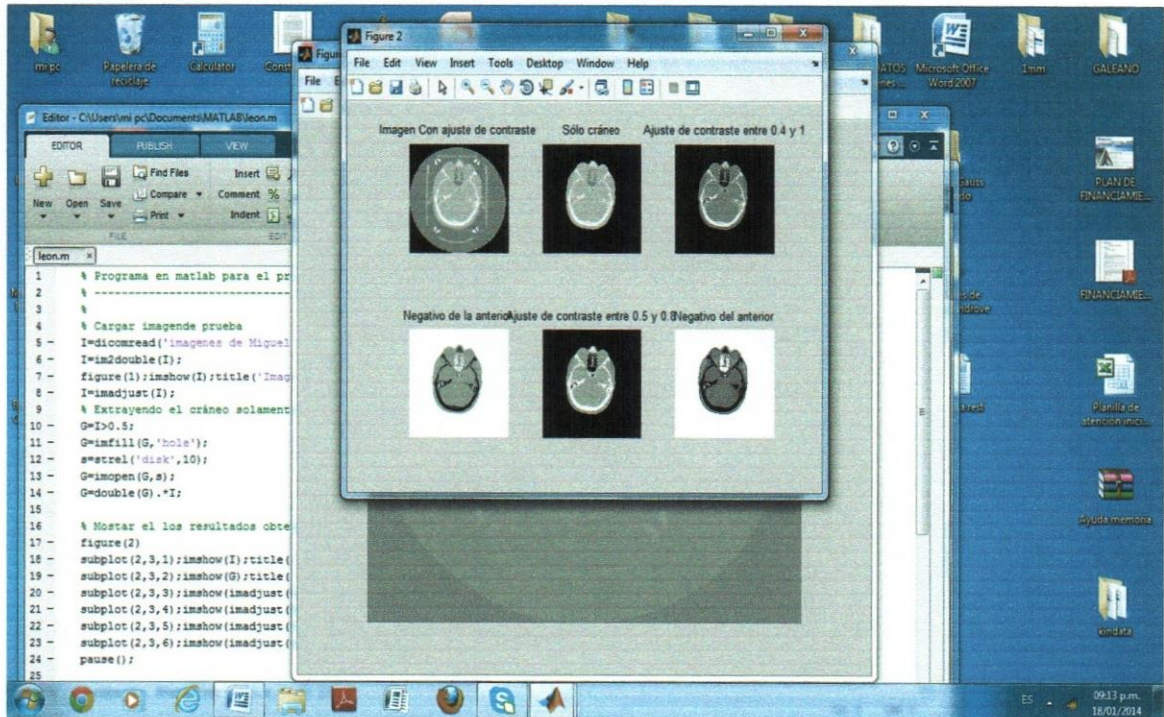


Fig. 4(Ejecución de funciones de contraste para Limpiar la imagen y dejar solo el cráneo)

En la Fig. 4 se muestra el resultado de las siguientes funciones:

- 1.- se eliminan los pixeles con nivel de gris menor a 0.5 y se Rellenan las regiones obtenidas
- 2.-Se aparta el Elemento estructurante disco de diámetro 10
- 3.- Se aplica apertura morfológica para eliminar las regiones de no interés
- 4.- Se obtienen los datos solo del interior del cráneo
- 5.-se obtiene la imagen a segmentar

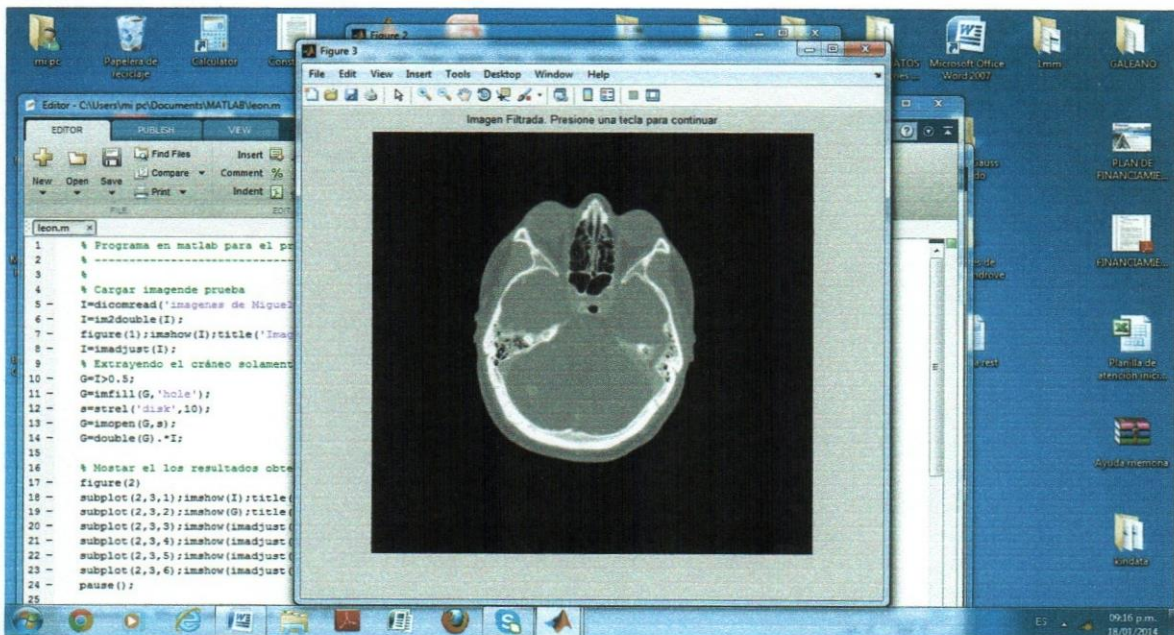


Fig. 5 (visualización de la imagen a procesar)

En la fig.5 Se aplica filtro Gauss para reducir el ruido de la tomografía, distorsión producida por la transferencia en la Digitalización y se muestra la imagen a procesar

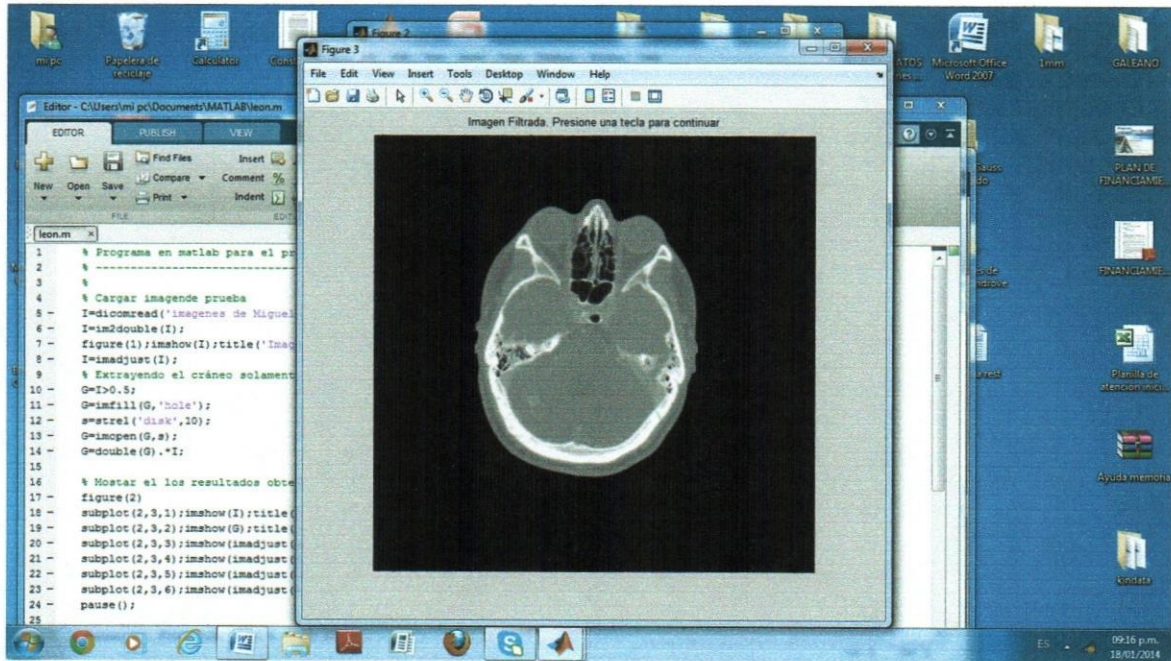


Fig. 6 (preparación para segmentación de imagen resultante)

En la fig. 6 Se muestra la imagen a procesar con aparición de cursor para marcar la semilla

En la aplica segmentación por Región Creciente que par este caso de prueba dio negativo

En la figura 7 se muestra el resultado de la segmentación



Fig. 7 (presentación y análisis de imagen resultante para visualizar el área de la lesión)

4.- Fase de Interfaz

Construcción del modelado e implementación de la Interfaz

Modelado en UML y la implementación de una interfaz de usuario que permita administrar los procesos de registro de las diferentes entidades y ejecutar automáticamente la técnica de apoyo al diagnóstico elaborada.

Requerimientos

El Departamento de Control de Estudios imagenológicos lleva a cabo actividades administrativas de gran importancia referente a la información existente acerca de los pacientes y sobre el proceso de captura de imágenes , este proceso de registro de imágenes se realiza cada vez que hay un estudio, conllevando una serie de tareas que requieren trabajo y esfuerzo de parte del personal de control de estudios imagenológicos para luego aplicar un método de diagnóstico, En este sentido surge la necesidad de desarrollar una interfaz que permita realizar este proceso de forma automatizada y para llevar a cabo dicha actividad se debe desarrollar un diseño que muestre los lineamientos y características de dicho sistema.

Este ente tiene la responsabilidad de implementar una interfaz que permita abordar algunas de las tareas más importantes llevadas a cabo en el departamento de control de estudios imagenológicos. Esto incluye la administración de la información de las imágenes correspondientes, aplicación de métodos de diagnóstico así como el registro de los pacientes. El programa, permitirá ejecutar las siguientes acciones las cuales estarán concebidas en el diseño:

Registro de datos del paciente y sus exámenes(Proceso)

- Registro de un paciente: al ingresar la cédula de un paciente, el sistema debe mostrar su estudio imagenológicos y listado de imágenes y una vez que el usuario seleccione la imagen que se va analizar esta se muestra.

- Procesar el diagnóstico de una imagen: al ingresar la imagen en el método el sistema debe generar el método correspondiente a la disposición del usuario. Existen reglas que se deben verificar al momento de procesar una imagen, Si se detecta tal situación debe informarse al operario y suspender el proceso. Estas reglas deben contemplar al menos:

- Validación de usuarios
- Validación de los datos del paciente
- Existencia de imágenes del paciente

Administración del método (Proceso)

Previo al registro de datos se deben capturar las imágenes contemplando el Registro de: pacientes, e imágenes con sus respectivos datos. Y luego ejecutar el método de diagnóstico.

Generación de Reportes

Se contemplan reportes dirigidos tanto a pacientes como a médicos.

1. Listado de pacientes, imágenes y médicos
2. dado un paciente mostrar listado de imágenes

Identificación De Los Requisitos No Funcionales

s requisitos no Funcionales Fortalecerán la interacción del usuario con el sistema; permitiendo al usuario una mejor navegabilidad y flexibilidad y mantenimiento en todas sus áreas: Correctivo, Adaptativo y Preventivo por esta razón deben contemplarse por ser un aspecto muy importante

Aspectos de Seguridad

- Medidas para el resguardo de información almacenada en la Base de Datos.
- Mecanismos de acceso al usuario, así como sus respectivas perisologías, que permitan mantener una bitácora de las actividades, que cada uno de ellos realizan en el sistema.
- Construcción de unidades de seguridad y encriptación de datos para generar una capa de seguridad confiable, que garantice, la óptima transferencia de datos

Aspectos de Operabilidad

La velocidad en los tiempos de respuesta; la cual dependerá de una gran cantidad

de factores; tales como:

- 1.- El nivel de acoplamiento o nivel de Hardware y Software, para el aumento de compatibilidad entre los componentes del sistema.
- 2.- Arquitectura del Software que esté trabajando (cliente- servidor o Pc Local); importante para aceptar niveles de concurrencia, razonables en el acceso de la información i de las imágenes.
- 3.- Disponibilidad de espacio de almacenamiento en función de una proyección, realizado para extender el tiempo de vida de la Base de Datos.
- 4.-Utilizar una Base de Datos Robusta, íntegra a nivel referencial y con un esquema confiable de manejo de imágenes consolidado.

Modelado de la Interfaz

Para cada uno de los módulos se identificaron los casos de uso de la fig. 8 a la fig14, el diagrama de actividades de la Fig. 15 a fig.16, diagrama de secuencia fig.17, y el diagrama de clases fig. 18 para generar modelo entidad relación fig. 19, los cuales son utilizados para describir las interacciones del sistema con su entorno y los datos.

Casos de Uso

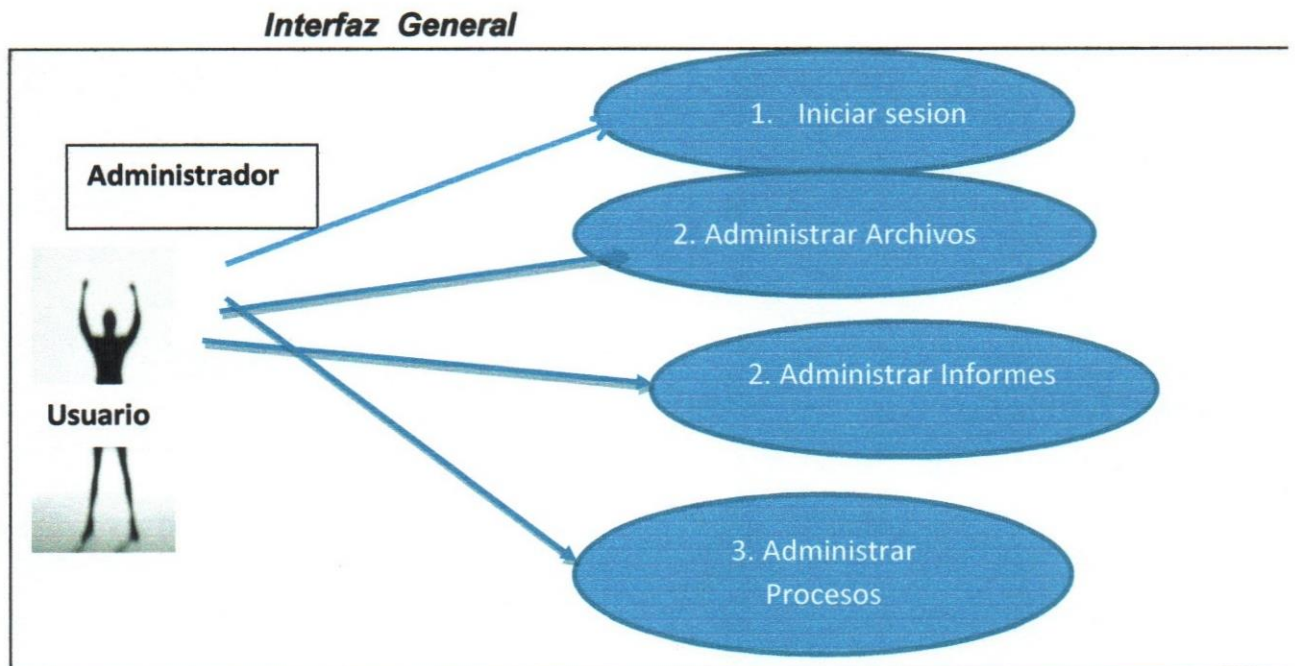


Fig 8 (caso de uso Interfaz General)

Administrar Archivos

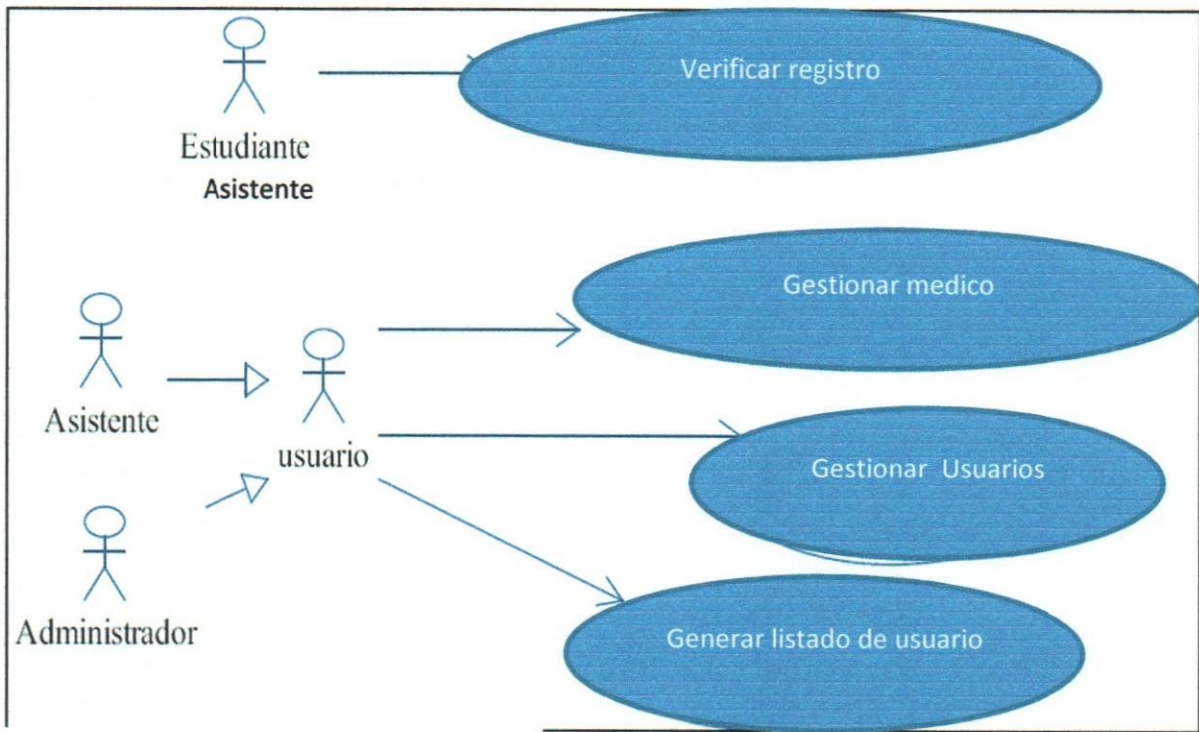


Fig 9 (Caso de uso Administrar Archivos)



Fig 10 (Caso de uso gestionar usuario)

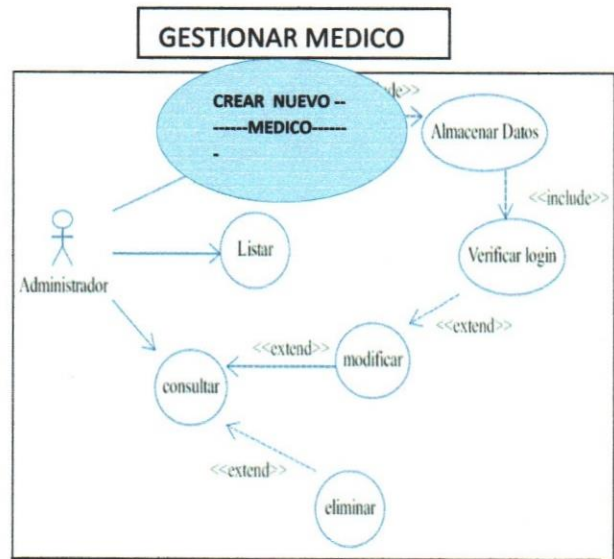


Fig. 11 (Caso de uso Gestionar medico)

Administrar Procesos

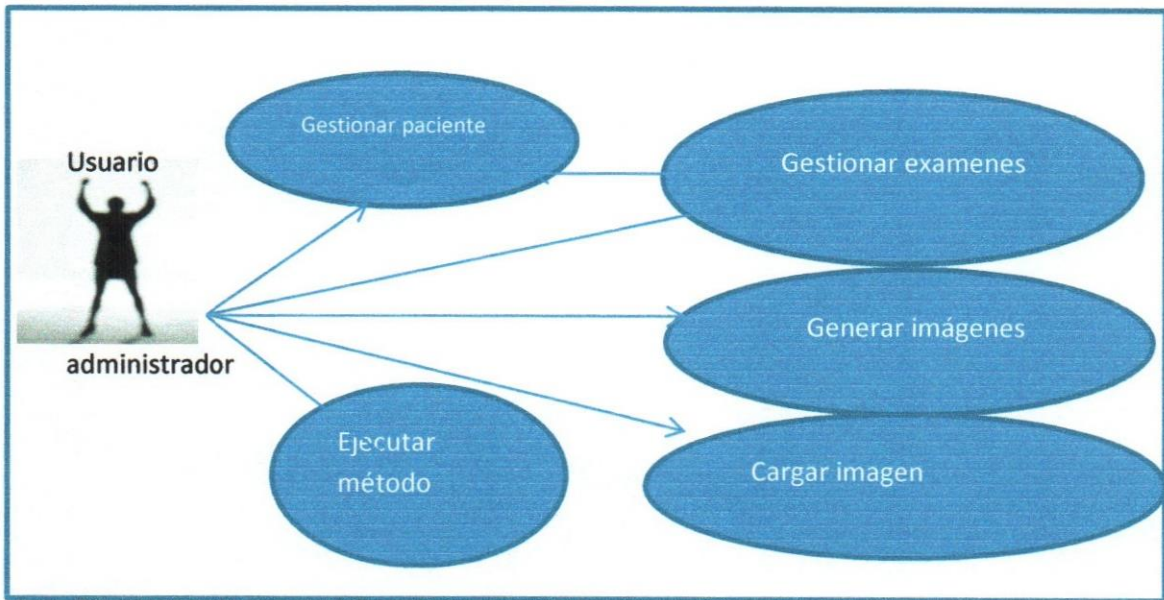


Fig. 12 (Caso de uso Gestionar exámenes)

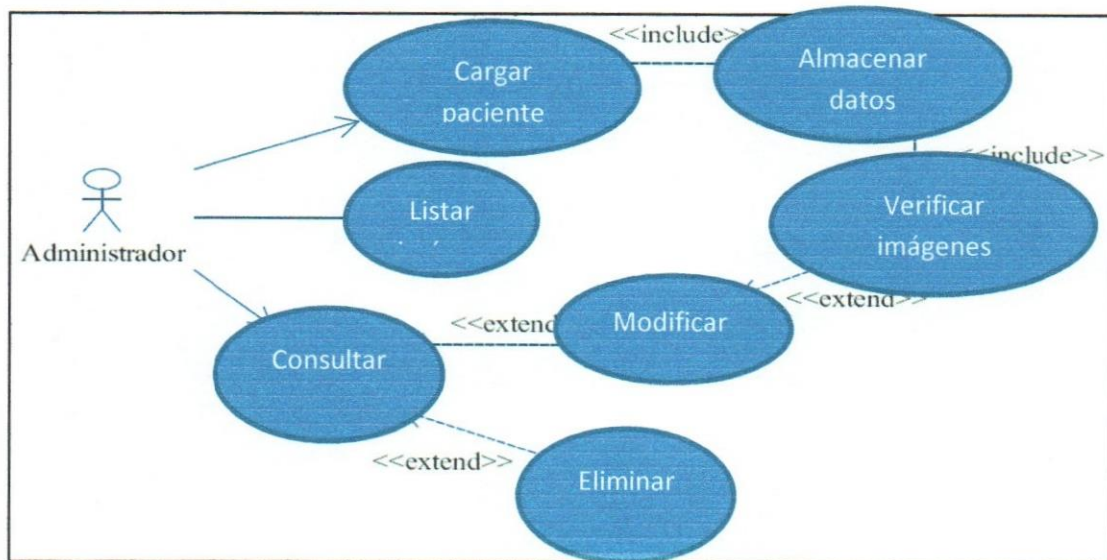


Fig. 13 (Caso de uso gestionar Paciente)

Gestionar imágenes

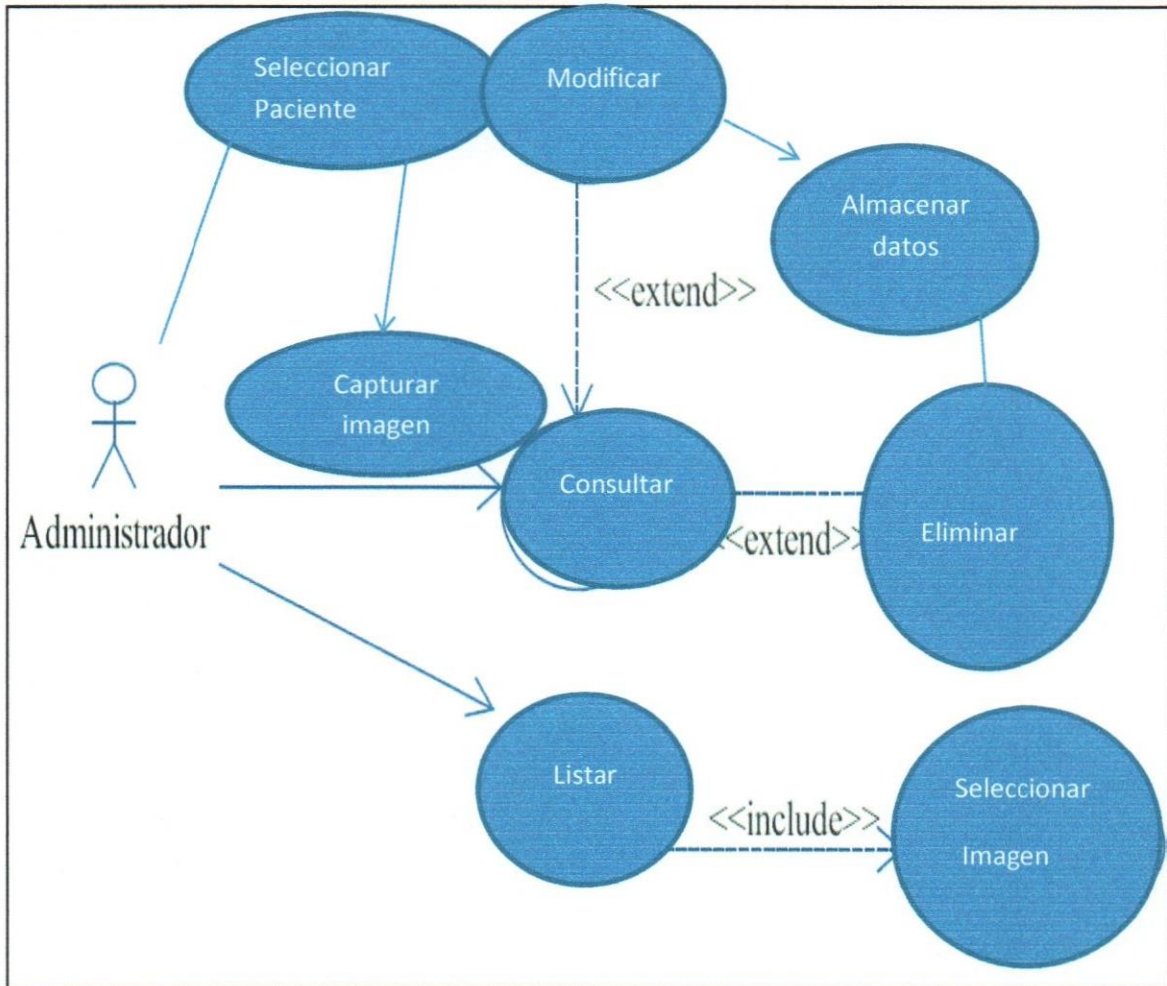


Fig. 14 (Caso de uso gestionar imágenes)

Descripción de los casos de uso

1. Inicio de sesión
2. Administración de Procesos

Las tablas 3,4 y 5 muestran la descripción de los casos de uso

Inicio de sesión

Extensiones	El usuario debe colocar todos los datos de cada usuario	
Caso de Uso	Iniciar Sesión	
Objetivo	Ingresar al sistema por parte del usuario	
Actores	Usuario	
Secuencia normal	Pasos	Acción
	1	Usuario: Ingresa, login o password .
	2	Sistema: Verifica que el login exista y que la contraseña sean correctos.
	3	Usuario: Selecciona el módulo a ingresar
	4	Sistema: Verifica que el usuario tenga permiso para ingresar al módulo seleccionado
5	Interfaz: muestra la pantalla de bienvenida del módulo escogido.	
Variaciones	<p>2. a Interfaz: Si el login o password son incorrectos muestra un mensaje.</p> <p>3. a Interfaz: Si el usuario no tiene permiso para ingresar al módulo muestra un mensaje.</p>	

Tabla 3 (Descripción de caso de uso iniciar sesión)

Gestionar Exámenes (Proceso)

Caso de Uso	Generar Imágenes	
Objetivo	Mantener las imágenes de cada Paciente actualizadas.	
Actores	Administrador	
Precondición	El usuario debe haber iniciado sesión y acceder al módulo Procesos	
Secuencia normal	Pasos	Acción
	1	Administrador: seleccionar una opción del menú.
	2	interfaz: Muestra el menú de opciones para la opción seleccionada.
	3	Administrador: Realiza la operación requerida, insertar, modificar, consultar o eliminar imágenes de cada paciente
	4	Interfaz: Verifica los cambios realizados.
	5	Interfaz: Almacena los cambios y muestra un mensaje de aceptación.
Variaciones	4.a Interfaz: Si los cambios no son correctos muestra un mensaje	

Tabla 4 (descripción caso de uso gestionar exámenes)

Gestionar Paciente(proceso)

Caso de Uso	Realizar registro de paciente y sus exámenes	
Objetivo	Ingresar los datos personales del paciente e imágenes	
Actores	paciente	
Precondición	Iniciar sesión y entrar al módulo de Procesos	
Secuencia normal	Pasos	Acción
	1	usuario: El usuario debe ingresar los datos personales del paciente y los exámenes imagenológicos .
	2	interfaz: Validar los datos y la asignación de imágenes.
	3	Interfaz: Verificar si el número de cédula ya está registrado en el sistema.
	4	Usuario: Verifica si hay imágenes en el estudio seleccionado.
	5	Interfaz: Muestra el mensaje de aceptación .
	6	usuario: mostrar imagen seleccionada
Variaciones	<p>3. a Interfaz: Si el número de cédula ya se encuentra en el sistema muestra los datos.</p> <p>4. a Interfaz: Si no hay imágenes en el estudio seleccionado muestra un mensaje.</p>	

Tabla 5 (descripción caso de uso gestionar pacientes)

Diagramas de Actividades

Inicio de sesión y administrar Procesos

Inicio de Sesión

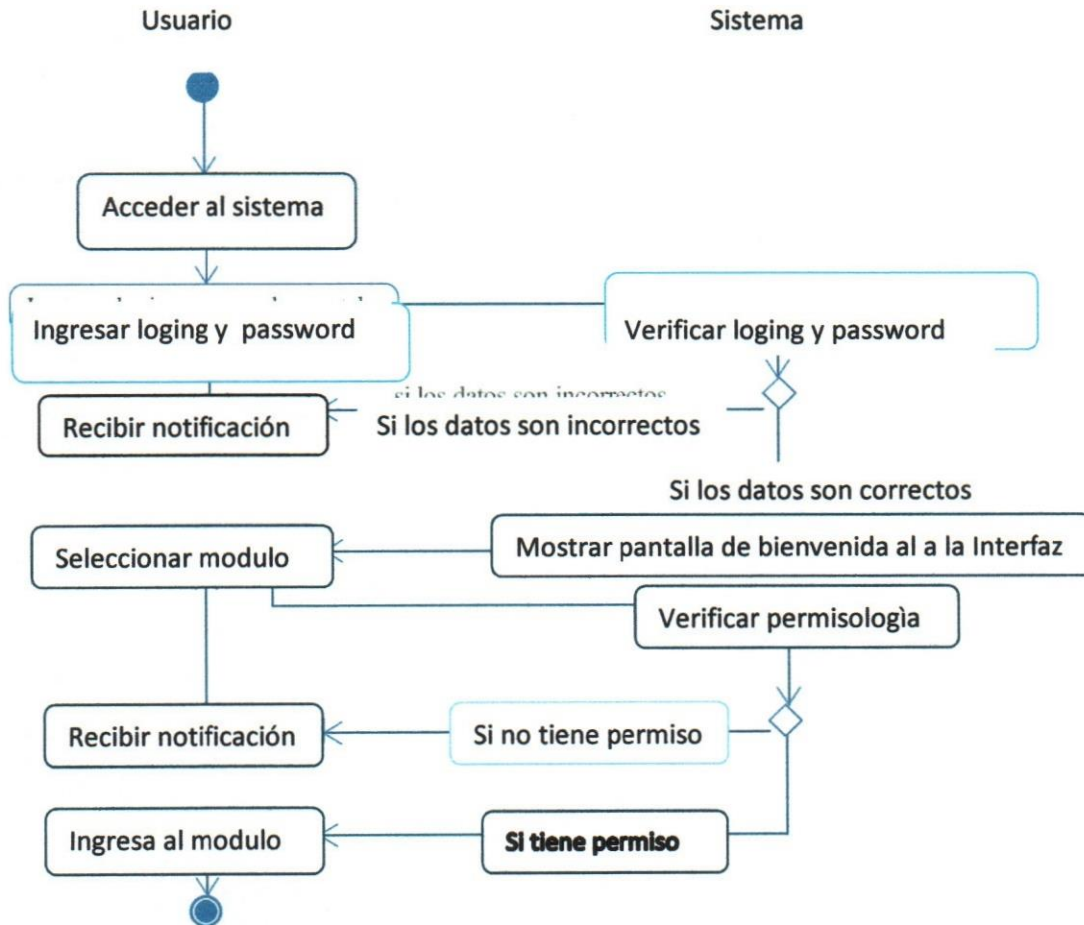


Fig. 15 (Diagrama de actividades Inicio de sesión)

Cuando un usuario desea ingresar al sistema debe:

1. Ingresar su login y password.
2. El sistema verificará que los datos suministrados sean correctos.
3. En caso de ser incorrectos los datos, el sistema envía una notificación al usuario indicando que el login o password es incorrecto.
4. En caso de ser correcto los datos, el sistema le se muestra el menú de opciones al usuario para que seleccione el modulo al cual desea ingresar.
5. El sistema verifica si el usuario tiene permiso para ingresar al módulo.
6. Si el usuario tiene permiso, ingresa al módulo seleccionado

Gestionar paciente y exámenes(Procesos)

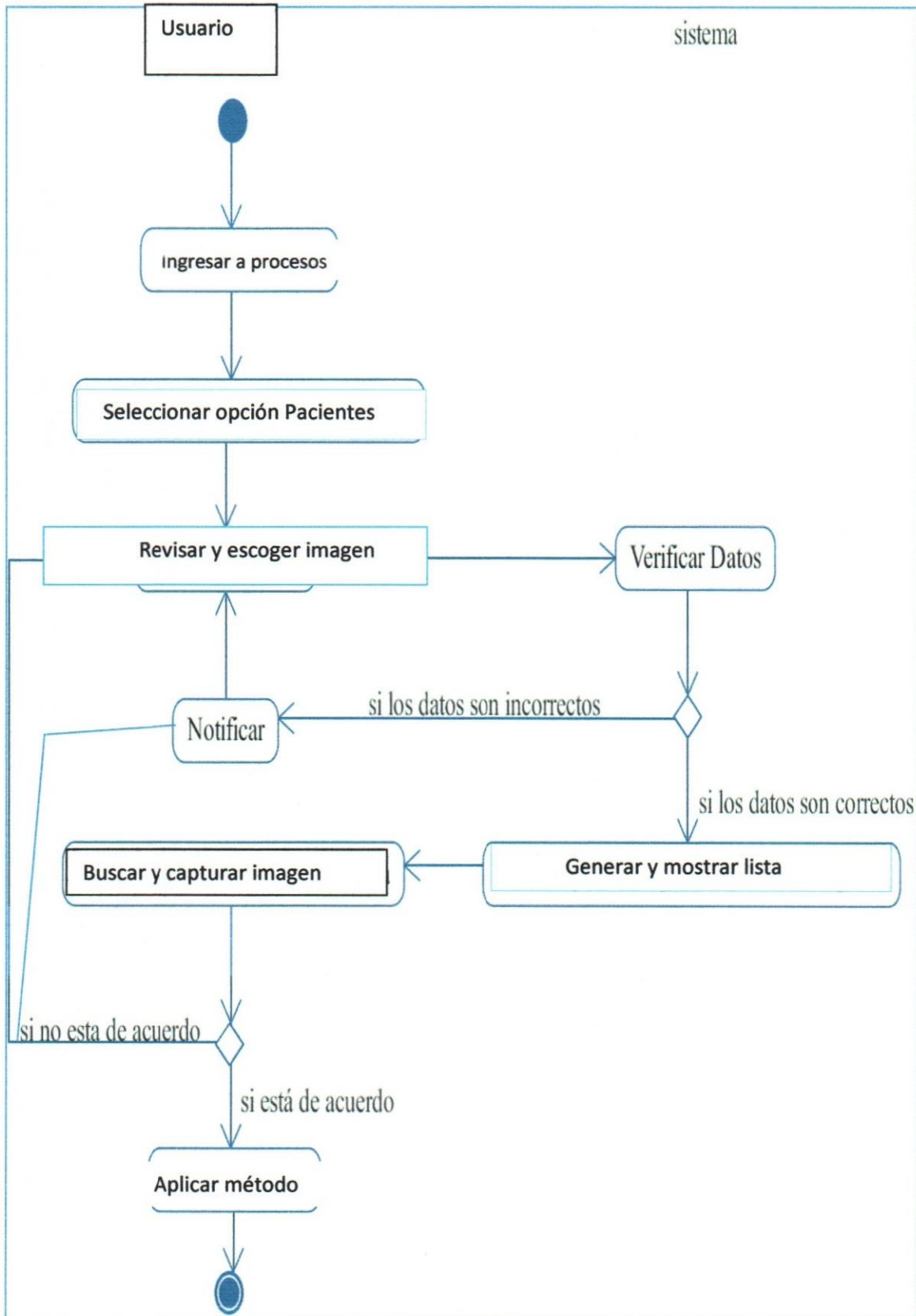


Fig. 16 (Diagrama de actividades gestionar paciente)

Cuando un usuario solicita un estudio del paciente debe

1. Ingresar a la interfaz en la opción asignada para el proceso de registro.
2. Seleccionar la opción Pacientes en el submenú procesos.
3. Proporcionar al sistema los datos pedidos en el formulario, que involucra datos personales, y el estudio a realizados (exámenes tomográficos).
4. El sistema verifica los datos suministrados del paciente y exámenes (tomografías).
5. Si los datos suministrados son incorrectos, el sistema notifica al usuario y lo devuelve a la pantalla para llenar el formulario nuevamente.
6. Si los datos son correctos, el sistema genera la lista de imágenes para estudiar.
7. El sistema muestra en pantalla la lista de imágenes.
8. El paciente debe revisar la información en la dirección de la imagen generada.
9. Si no está conforme con los datos regresa a llenar el formulario
10. Si el usuario está conforme con los datos puede analizar la imagen y aplicar el método de diagnóstico.

Diagrama de Secuencia desde del Inicio de sesión

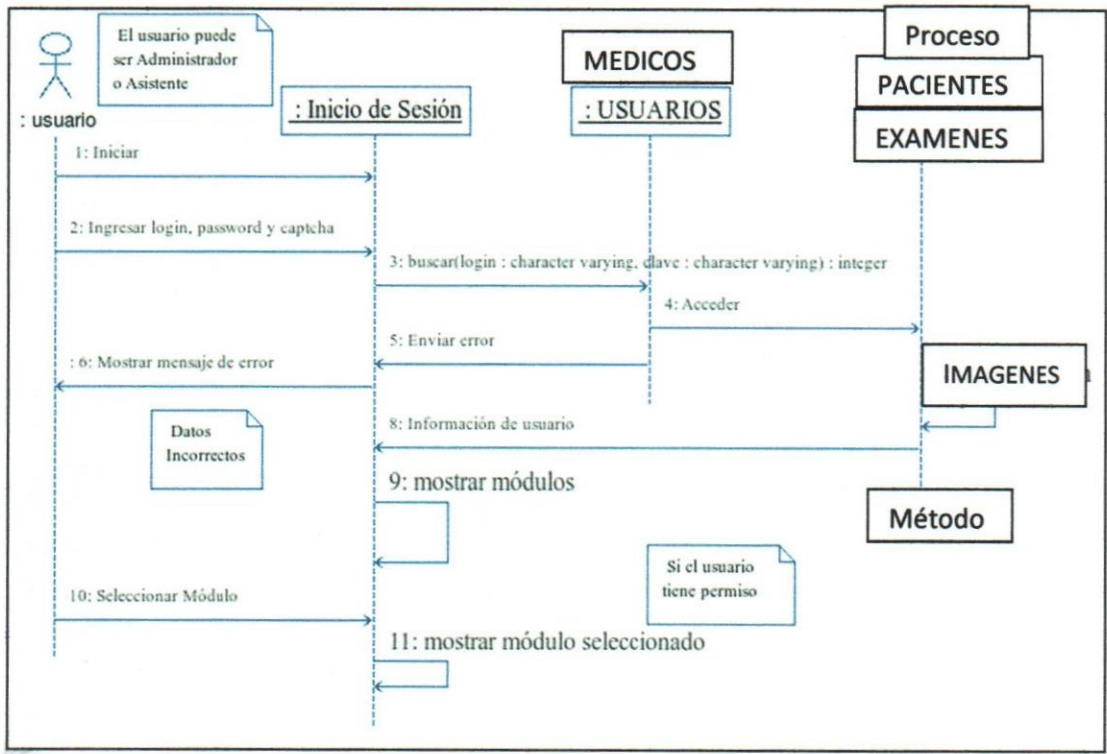


Fig 17 (Diagrama de secuencia inicio de sesion y modulos

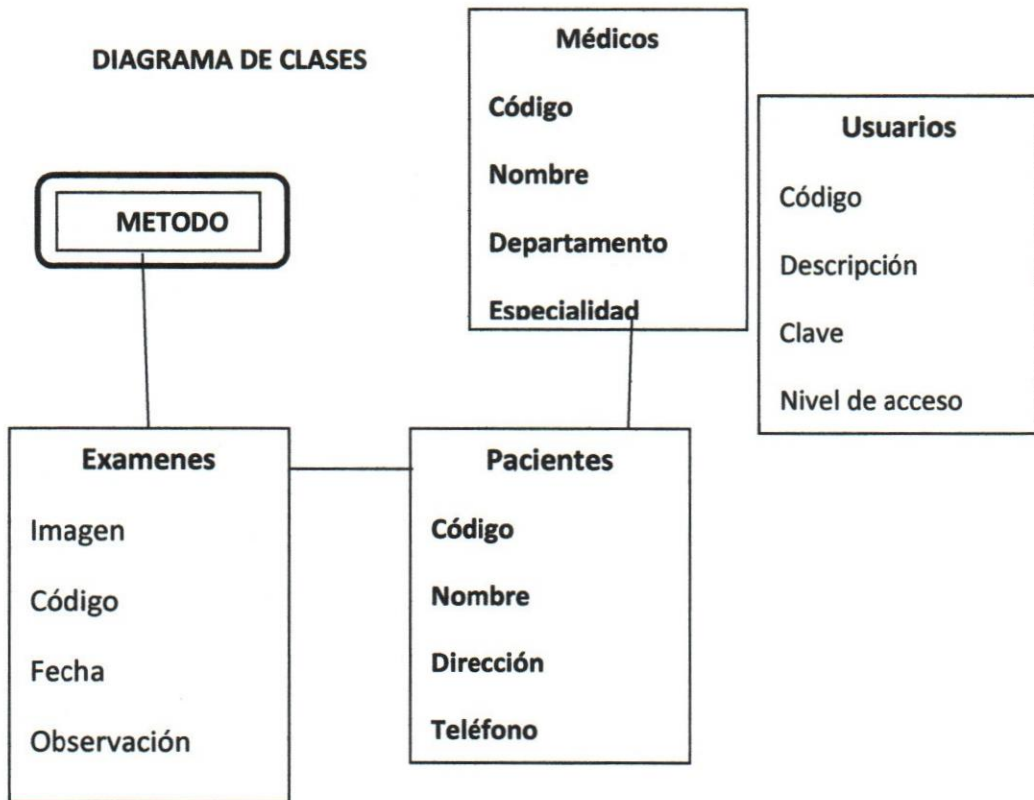


Fig. 18 (Diagrama de clases)

Diagrama de Entidad Relación----→base de datos

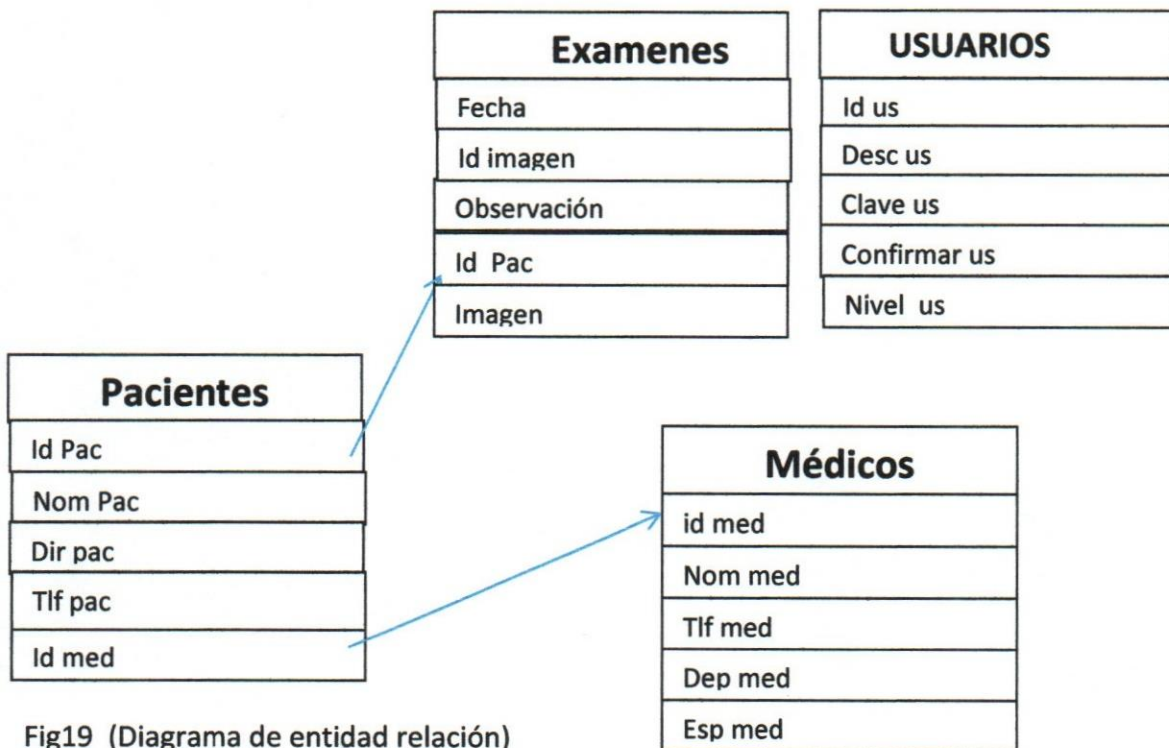


Fig19 (Diagrama de entidad relación)

MODELO DE DIAGNOSTICO

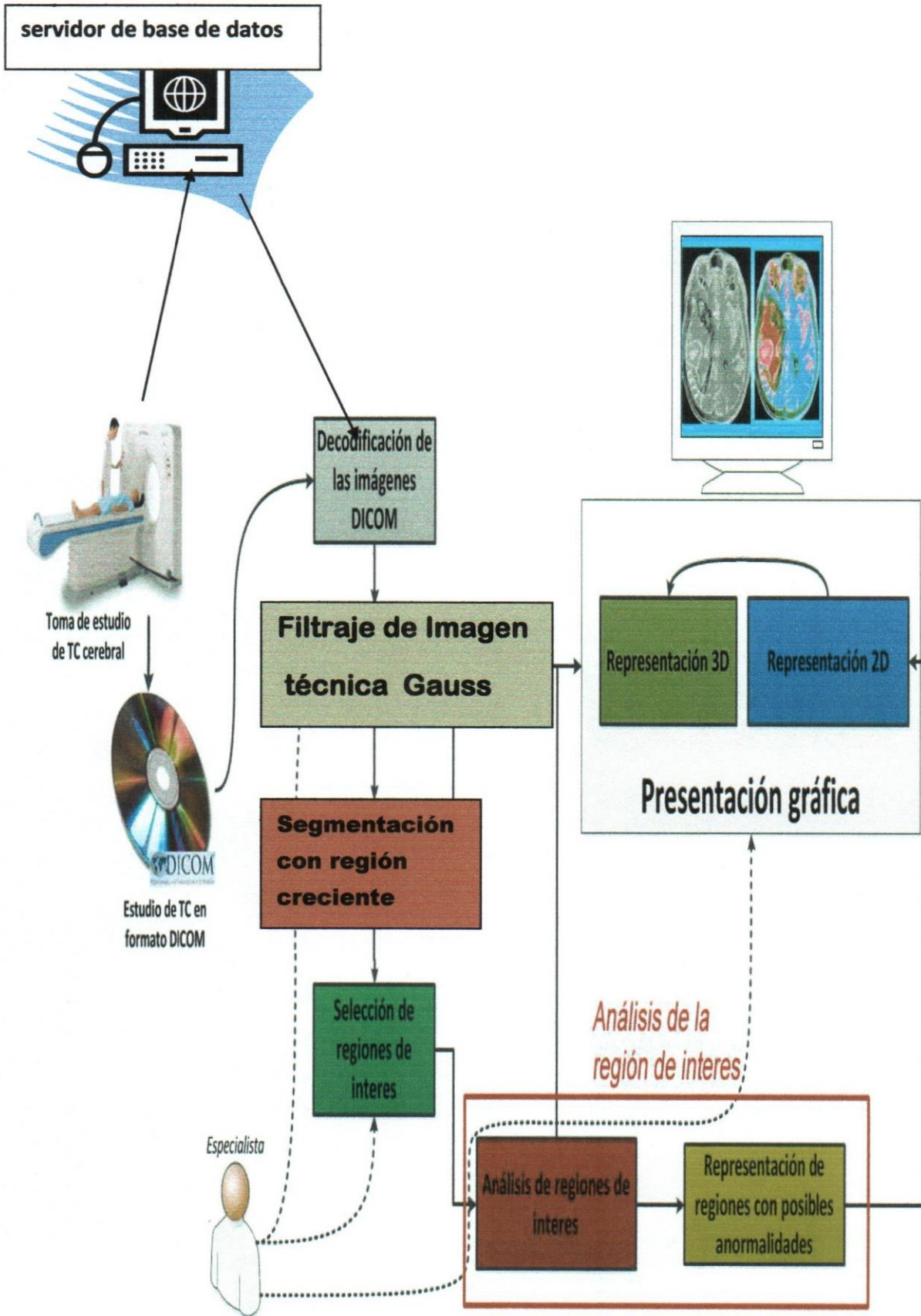


Fig. 20 (modelo de Diagnostico)

CAPITULO V

CONCLUSIONES, RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

El presente trabajo propone y verifica la utilidad de utilizar algoritmos computacionales en estudios imagenológicos de tomografía cerebral computarizada. La propuesta implementada ofrece resultados útiles para un especialista, además de que deja atrás trabajos realizados que se apoyan de la simple imagen visual que ofrece un estudio de tomografía computarizada ya que se opera de manera directa con el estándar DICOM; esto nos permite poder operar con valores de densidad en los pixels en una escala apropiada para los especialistas, así como tener conocimiento de información relevante de un estudio completo de tomografía cerebral todo esto operado dentro de una interfaz que identifica al paciente y el médico tratante.

Esta información nos permite poder realizar la reconstrucción de una secuencia axial de imágenes tomográficas, tales como la representación visual del estudio bajo diferentes ventanas y niveles de gris.

El tratar con los archivos DICOM permite poder operar con cualquier tipo de imagen médica sin importar los dispositivos que las generan, pero crea la necesidad de construir un decodificador y visualizador de las imágenes médicas que opere bajo la norma. De ahí la necesidad de implementar el estándar DICOM, que determina como se almacena la información de una imagen médica y la manera en que se representa la información según la modalidad imagenologica empleada para tomar un estudio específico. El construir esta plataforma base de decodificación permite comprender de una mejor manera como analizar y tratar una imagen médica, específicamente las imágenes de tomografía computarizada.

La reconstrucción en tres dimensiones realizada en el trabajo se apoya del uso de una librería capaz de implementar el método por lo que existe la posibilidad de

mejorar la implementación de la vista y reconstrucción en tres dimensiones de los resultados e imágenes axiales originales con el uso de otra herramienta grafica que ofrezca mejores resultados y permita mayor interacción con las reconstrucciones que se realicen. La aplicación y el método construido pueden ser empleados para reconstruir otro tipo de anatomías con base en tomografías en formato DICOM.

-El método de diagnóstico pudo ser elaborado en Matlab y ejecutarse dentro de la interfaz como una opción para mostrar la imagen de la tomografía del paciente lo que permite analizar y visualizar el estudio para dar apoyo al diagnóstico del especialista. Y además conocer los datos del paciente del médico tratante y las imágenes tomográficas del paciente.

La utilización de base de datos externas al entorno de programación utilizando un ODBC para el enlace hace muy lenta la ejecución de la interfaz c(construida en Visual Fox) y el método (construido en Matlab) por lo que se utilizó un entorno de programación que incluye el manejador de base de datos el VisualFoxpro.

Teniendo en cuenta que vtk ocupa demasiado recurso y se hace muy lenta la ejecución se usó matlab para el método por ser muy sencillo y porque utiliza muy poco recurso para la ejecución

El empleo de un algoritmo común de segmentación creciente permite relacionar los pixeles en una imagen para determinar la región de la mal formación en ella; el empleo de su variante en tres dimensiones aporta resultados mucho más útiles, ya que en el campo medico permite poder relacionar ya no simples pixeles, sino voxeles de una secuencia de imágenes, para extraer las anatomías y tejidos en tres dimensiones. La segmentación creciente logra aislar una anatomía completa como es el caso del cerebro en el presente trabajo. La implementación de una segmentación creciente se apoya de la Imagen original captada por un tomógrafo digital, lo que ofrece resultados mucho más confiables que si se aplica sobre una representación en niveles de gris de las imágenes captadas. La aplicación del algoritmo de segmentación creciente en tres dimensiones, requirió del empleo previo de técnicas de filtrado de y técnicas de contraste de imágenes para luego presentar la imagen a segmentar y colocar la semilla que marca el

punto de inicio de la segmentación, ya que en su inicio solo se da desde este punto

Finalmente durante la realización del presente trabajo se tuvo la constante necesidad de buscar estudios documentados de pacientes con Malformaciones cerebrales, enfrentándose al problema de no poder tener un grupo de estudios debidamente documentados y comparativos capaces de permitir documentar de mejor manera cada uno de los resultados que ofrece la propuesta construida, lo que implica que como trabajo futuro se realice un exhaustivo análisis estadístico de los resultados que arroja la propuesta para poder ser del todo validada por los especialistas.

RECOMENDACIONES

.-La aceptación de este modelo como una guía para la construcción de la interfaz y el método conduce a hacerle recomendaciones a los analistas y programadores que llevarán a cabo la implementación de la aplicación:

- Con la finalidad de desarrollar la aplicación en un entorno web y usando software libre Para la construcción de la interfaz se propone usar Php porque permite realizar de manera sencilla el diseño de las aplicaciones, las técnicas deben ir mejorando continuamente a medida que se va desarrollando el software usando prototipos evolutivos, lo que dará como resultado una interfaz de usuario amigable,

.-El modelo contempla la posibilidad de desarrollar la interfaz en ambiente web pero la ejecución del método no se podría hacer debido a que ningún navegador permite la ejecución de aplicaciones por seguridad para protegerse de los virus solo permite descargar para que el usuario sea quien ejecute y se enfrente a los virus. También es posible usar un entorno de desarrollo de software privado y en forma local utilizando como Lenguaje el visual FoxPro porque permite construir de manera sencilla las aplicaciones utilizando objetos y además permite la ejecución de otra aplicación lo que no se permite en ambiente web.

.-El método de diagnóstico puede ser Construido en VTK o Matlab y debe ejecutarse dentro de la interfaz como una opción para mostrar la imagen de la tomografía del paciente lo que permite analizar y visualizar el estudio para dar apoyo al diagnóstico del especialista. Y además conocer los datos del proceso y las entidades registradas.

-si se captura la imagen desde un manejador de base de datos este debe ser MySql porque Matlab permite Conectarse Utilizando un ODBC para el enlace. La utilización de base de datos externas al entorno de programación utilizando enlaces hace muy lenta la ejecución de la interfaz y el método por lo que se recomienda un entorno de programación que incluya el manejador de datos

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

Alarcon, R. (2000). Diseño Orientado a Objetos con UML. España:

Barrow DL, Boyer K, (2004). Intraoperative angiography in the management of neurovascular,

Besag, J. (1986). On the statistical analysis of dirty pictures. Journal Royal Statistical Society B, vol. 48, num. 3 pp. 259–302.

Burger, P. (1995). Contour fitting using an adaptive spline model. British Machine Vision Conference Rueckert, vol. 1. Birmingham, UK. September.

Bushberg J. (2002). The essential physics of medical imaging.

Cohen, L (1991). On Active Contour Models and Balloons. Computer Vision, Graphics and Image Processing: Image Understanding, vol. 53, num. 2.

Chung, A. (1999); Segmentación estadística de vasos 3D usando una distribución Rician. 99 MICCAI .

Collins, L. Y Zudaire, E.(2004). Assessment of Vascular Network Segmentation. Journal International de procesamiento of images, (IJIP), Volumen 4.

Ernesto C. (2003). Métodos de Segmentación de Imágenes Médicas.

Universidad Central de Venezuela. Facultad de Ciencias. Escuela de Computación. Laboratorio de Computación Gráfica (LCG url:

<http://ccg.ciens.ucv.ve/~ernesto/nds>

Fernández, R.; Melo G.; López, O.; García, J.; González, A.; Morán, J. Barbosa, G.; Mosquera, B. (1996). Diagnóstico de las MAV.

Franco Martínez; tesis Análisis: digital de imágenes Politécnico de México; 2011

Formentí, R.; (1995). Reimpresión: tratamiento de la imagen, Ed., Fundación de Industrias Gráficas; Barcelona.

German, S.;. (1984). Stochastic relaxation, Gibbs distribution, and the Bayesian restoration of images. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence: vol. 6, pp

Gustavo, G.; (1999). Diseño y tratamiento de la imagen; Ediciones Tajamar;

Gustavo, G.; (1993). Abad/Carrión; Madrid; Ed. Barcelona.

Haykin, S, (1994). Neural networks: a comprehensive foundation. Macmillan College, New York.

Jacobson, I., Booch, G., Rumbaugh, J.; (2000) El proceso Unificado de Desarrollo de Software UML. Addison Wesley..

Jensch, P. (2009). NEMA Medical Imaging & Technology Alliance. Digital imaging and communications medicine (Standard Dicom) , .

Joseph G. (2003) "Malformaciones arteriovenosas", NINDS. 2Publicación e NIH.

Martínez. S.; (1989) Manual de edición y autoedición; Editorial. Pirámide;

Mantilla Ramírez, Marysol P. (2004) Diseño e implantación de una interfaz para el manejo de transacciones medicas.

Moniz E., (1927) Lencéphalographie artérielle, son importance dans la locali-

sation des tumeurs cerebrales. Rev. Neural (Paris).

Iuenschwander, W.; Fua, P.; Iverson, L.; Székely, G.; Kübler, O. (1997). Ziploc snakes.. International Journal of Computer Vision: vol. 25, num. 3,

Qian Li; (2007)Recent progress in computer-aided diagnosis of lung nodules on thinsectionct. Comput Med Imaging Graph.

Ricard , C.; (1984)Gestión de la calidad Total (TQM) en Artes Gráficas, Editorial: Tecnoteca.

Rueckert, D., (1992) Automatic tracking of the aorta in cardiovascular MR images using deformable models. IEEE.

Sarmiento F. (2012). Neurorehabilitación : La otra revolución del siglo XXI. Acta Médica Colombiana, 34(2), 88-9.

from <http://www.scielo.org/cgi-bin/wxis.exe/applications/scielo-org/iah>

Seldinger SI. (1953) Catheter replacement of the needle in percutaneous arteriography: a new technique. Acta Radial; 39: 368-76.

Send T., (2005). PHP Certification Study technologies Guide. U.S.A.: Sams Publishing.

Senn J. (1992). Análisis y Diseño de Sistemas de Información. (2ª ed.) México:McGraw-Hill.

SousaM., GRACOL; Ed.. Foundation Industries Gráficas; 1989.

Wong, C. y Chyu, S. Local Orientation Smoothness Prior for vascular Segmentation of Angiography. (Eds.): ECCV 2004, Springer-Verlag Berlin HeidelbergLNCS3022, 2004

Yasargil M.(1987)Micro neurosurgery. In Yarsagil MG, ed. AVM of the brain: history, embriology, pathologic considerations, hemodynamics, diagnostic studies. Stuttgart: Thieme.