



Facultad 5

MÓDULO DE SEGMENTACIÓN DE IMÁGENES MÉDICAS DIGITALES MEDIANTE TÉCNICAS DE WATERSHED

**Trabajo de diploma para optar por el título de Ingeniero
en Ciencias Informáticas**

Autor: Andrés Miralles Chaple

Tutor: MSc. Osvaldo Pereira Barzaga

Tutor: Ing. Ernesto Carrasco de la Torre

Co-Tutor: Ing. Ernesto de la Cruz Guevara Ramírez

Junio 2011

Declaración de Autoría

Declaro ser autor de la presente tesis y reconozco a la Universidad de las Ciencias Informáticas los derechos patrimoniales de la misma, con carácter exclusivo.

Para que así conste firmo la presente a los ____ días del mes de _____ del año _____.

Andrés Miralles Chaple

Autor

M. Sc. Osvaldo Pereira
Barzaga

Tutor

Ing. Ernesto Carrasco De La
Torre

Tutor

Ernesto De La Cruz Guevara
Ramirez

Co-Tutor

Datos de contacto

Tutor: MSc. Osvaldo Pereira Barzaga.

Edad: 26.

Ciudadanía: Cubano.

Institución: Universidad de las Ciencias Informáticas (UCI).

Título: MSc. en Informática Aplicada.

Categoría Docente: Instructor.

E-mail: opereira@uci.cu

Graduado de la UCI, con cuatro años de experiencia en el tema de la Gráfica Computacional y líder de un proyecto de Realidad Virtual en la Universidad de las Ciencias Informáticas.

Tutor: Ing. Ernesto Carrasco De la Torre.

Edad: 25.

Ciudadanía: Cubano.

Institución: Universidad de las Ciencias Informáticas (UCI).

Título: Ing. en Ciencias Informáticas.

Categoría Docente: Instructor Recién Graduado.

E-mail: ecarrasco@uci.cu.

Graduado de la UCI, con dos años de experiencia en el tema de la Gráfica Computacional y profesor de un proyecto de Realidad Virtual en la Universidad de las Ciencias Informáticas.

Dedicatoria

Dedicado a mi familia. En especial a mi mamá Arelys y a mi abuela Enriqueta, las mejores personas del mundo.

Agradecimientos

Agradezco a todas las personas que me han ayudado y las que no, a través de la vida. Gracias a ellos, me han convertido en un profesional y una mejor persona.

Un agradecimiento especial a mi familia que me ha acogido con cariño y afecto desde el día en que nací. A mi mamá por ser lo más grande que tiene la vida, por reír y llorar conmigo en todo momento, aunque no estemos cerca, sin ti nada de esto tendría sentido. A mi papá por ayudarme en todo lo que ha podido y guiarme en los momentos que hemos podido compartir como padre-hijo, gracias por ser siempre mi papá. A mi segundo padre Anibal, que desde mis 5 años no me ha faltado nada en la casa e hiciste de mí tu hijo. A mis cuatro abuelos que siempre lo han dado todo por mí por encima de todo, en especial a mi abuela Enriqueta, si todas las personas fueran como tú no existirían problemas en el mundo, gracias por ser mi mayor ejemplo a seguir y acogermelo como el menor de tus hijos. A mi hermanita que a pesar de no habernos criado juntos siento que es la mitad de mi vida. A mis tíos y tías que por mí fueran al fin del mundo, gracias por defenderme y guiarme en todo. A mis primos que a pesar de que son todos menores que yo, se que vamos a mantener el amor que caracteriza a nuestra familia. A los que no he mencionado de la familia quiero agradecerles todo lo que han hecho por esta persona que siempre va estar orgulloso de tener a la mejor del mundo.

Agradecer a todas las personas que me ayudaron con la tesis directamente a pesar de no tenían porque hacerlo, a la Bebé Yanet por ayudarme y escucharme siempre en las buenas y en las malas, a Rubén que siempre que le pedí por ayuda me la dió, a Calviño, Alberto, Osmany, Guille, Gustavo, el Kenya, Sardiñas, Andy, entre otros que se que me ayudaron y les voy a estar eternamente agradecido.

A mis tutores Osvaldo y Ernesto Carrasco por ayudarme y defenderme a pesar de todo y ser mi ejemplo profesional a seguir. A mi nuevo tutor Ernesto de la Cruz por interesarse por mi tesis y defenderme a pesar de apenas conocerme y conocer de mi trabajo en tan poco tiempo. A mi oponente por ser estricto y ponerme un buen desafío. A todo el tribunal por ayudarme en todo lo que pudieron.

A Liuba por todo lo que hizo por mí y a todas las parejas que tuve en mi estancia en la escuela por ayudarme e inspirarme en su momento.

Gracias a todos mis amigos de toda la vida y de los 5 años en la universidad por ser lo mejor que he conocido.

GRACIAS.

Resumen

En este trabajo son empleadas técnicas de segmentado mediante técnicas de watershed y el pre-procesamiento necesario para el tratamiento y mejora de la imagen con el objetivo de obtener un mejor resultado. Surge con la necesidad del proyecto Visualización Médica de la Universidad de las Ciencias Informáticas de mejorar la etapa de segmentación en el proceso de reconstrucción 3D que hasta el momento se realizaba con la utilización de técnicas de segmentación básicas que van en detrimento de la calidad de los resultados.

En el presente trabajo se expone la investigación realizada para la selección de las técnicas de pre-procesamiento las cuales están enfocadas principalmente en el suavizado de la imagen y el gradiente de la imagen para la detección de bordes. Así como la investigación de los algoritmos mediante técnicas de watershed.

Fue implementado el algoritmo de inundación de watershed, así como también el gradiente de la imagen mediante Sobel para un correcto funcionamiento del algoritmo propuesto, donde se obtuvo resultados de imágenes sobre-segmentadas. En consecuencia se implementaron filtros para el pre-procesamiento de las imágenes, con los que se logró una reducción de mínimos indeseables y con esto la reducción de regiones para obtener un resultado más adecuado.

Palabras clave:

Filtro, pre-procesamiento, reconstrucción 3D, segmentación, watershed.

Índice del Contenido

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1 FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA	5
1.1 INTRODUCCIÓN	5
1.2 IMAGEN DIGITAL	5
1.2.1 Vecindad entre píxeles.....	7
1.2.2 Adyacencia, Conectividad, Regiones, y Límites.....	7
1.3 PRE-PROCESAMIENTO.....	8
1.3.1 Suavizado	9
1.3.2 Agudización de detalles y detección de bordes.....	10
1.4 MÉTODOS DE SEGMENTACIÓN	12
1.5 TIPOS DE SEGMENTACIÓN.....	12
1.5.1 Umbralización	12
1.5.2 Basado en regiones.....	13
1.5.3 Clustering	14
1.5.4 Guiados por Plantilla	15
1.5.5 Watershed.....	15
CAPÍTULO 2 SOLUCIÓN PROPUESTA	17
2.1 INTRODUCCIÓN	17
2.2 WATERSHED	17
2.2.1 Conceptos Básicos	17
2.2.2 Algoritmo Watershed por Inundación.....	18
2.2.3 Construcción del muro	20
2.3 EL GRADIENTE Y LA DETECCIÓN DE BORDES.....	23
2.4 SUAVIZADO Y SOBRE-SEGMENTACIÓN	25
CAPÍTULO 3 CARACTERÍSTICAS DEL SISTEMA	27
3.1 REGLAS DEL NEGOCIO	27
3.2 MODELO DE DOMINIO	27
3.3 CAPTURA DE REQUISITOS.....	28
3.3.1 Requisitos funcionales.....	28
3.3.2 Requisitos no funcionales.....	29
3.4 MODELO DE CASOS DE USO DEL SISTEMA	30
3.4.1 Actores del Sistema.....	30
3.4.2 Diagrama de Casos de Uso del Sistema	31
3.4.3 Descripción de Casos de Uso del Sistema	31
3.5 DIAGRAMA DE CLASES.....	34
3.6 DIAGRAMAS DE SECUENCIA DEL DISEÑO	34
3.6.1 Diagrama de Secuencia del Caso de Uso Procesar Imagen	35
CAPÍTULO 4 IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DE RESULTADOS	36
4.1 IMPLEMENTACIÓN.....	36
4.2 DIAGRAMA DE COMPONENTES	36
4.3 RESULTADOS.....	37
4.3.1 Datos de Entrada.....	37
4.3.2 Resultados Obtenidos de pre-procesamiento	38
4.3.3 Resultados Obtenidos del segmentado.....	42
CONCLUSIONES	45
RECOMENDACIONES	46

BIBLIOGRAFÍA	47
ANEXOS	49

Índice de Figuras

FIG. 1 REPRESENTACIÓN DE UNA IMAGEN	6
FIG. 2 FILTRO DE 3x3	9
FIG. 3 FILTROS PROMEDIADORES.....	10
FIG. 4 FILTRO LAPACIANO	11
FIG. 5 FILTRO LAPACIANO CON DIRECCIONES DIAGONALES.....	11
FIG. 6 CUENCAS EN EL NIVEL N-1	21
FIG. 7 INUNDACIÓN DEL NIVEL N	22
FIG. 8 ELEMENTO ESTRUCTURADOR	22
FIG. 9 DILATACIONES	23
FIG. 10 REGIÓN DE UNA IMAGEN DE 3 x 3.....	24
FIG. 11 OPERADORES DE SOBEL.....	25
FIG. 12 FILTRO PROMEDIADOR DE 5 x 5.....	26
FIG. 13 DIAGRAMA DEL MODELO DEL DOMINIO	28
FIG. 14 DIAGRAMA DE CASOS DE USO DEL SISTEMA	31
FIG. 15 DIAGRAMA DE CLASES	34
FIG. 16 DIAGRAMA DE SECUENCIA DEL CASO DE USO PROCESAR IMAGEN.....	35
FIG. 17 DIAGRAMA DE COMPONENTES	37
FIG. 18 IMAGEN MÉDICA FILTRADA CON SOBEL (VISTA SUPERIOR).....	38
FIG. 19 IMAGEN MÉDICA FILTRADA CON SOBEL (VISTA FRONTAL).....	39
FIG. 20 IMAGEN MÉDICA FILTRADA CON SOBEL (VISTA LATERAL)	39
FIG. 21 FILTRO PROMEDIADOR 5 x 5 (VISTA SUPERIOR).....	40
FIG. 22 FILTRO PROMEDIADOR 5 x 5 (VISTA FRONTAL).....	40
FIG. 23 FILTRO PROMEDIADOR 5 x 5 (VISTA LATERAL)	41
FIG. 24 FILTRO DE LA MEDIANA DE 3 x 3 (VISTA SUPERIOR).....	41
FIG. 25 FILTRO DE LA MEDIANA DE 3 x 3 (VISTA FRONTAL).....	42
FIG. 26 FILTRO DE LA MEDIANA DE 3 x 3 (VISTA LATERAL)	42
FIG. 27 IMAGEN MÉDICA SEGMENTADA (VISTA SUPERIOR).....	43
FIG. 28 IMAGEN MÉDICA SEGMENTADA (VISTA FRONTAL).....	43
FIG. 29 IMAGEN MÉDICA SEGMENTADA (VISTA LATERAL).....	44

Introducción

Las imágenes digitales son utilizadas en varias esferas de la ciencia, teniendo un positivo destaque en la medicina. Mediante tecnología médica como Tomografía Axial Computarizada y Resonancia Magnética son generadas imágenes de zonas en el interior del cuerpo del paciente de forma no invasiva con importante información clínica, las cuales son utilizadas por los especialistas en el tema.

Con el ascendente desarrollo de las tecnologías de adquisición de imágenes médicas digitales se ha estado revolucionando la medicina, permitiendo a los sistemas de cómputo el mejoramiento de la calidad mediante eliminación de ruido producido por la tecnología médica encargada de la captura de la imagen, el resalte de zonas específicas y la segmentación de la imagen en diferentes partes.

Numerosas aplicaciones informáticas para el tratamiento de imágenes digitales han surgido en nuestro país y algunas de estas especializadas en la reconstrucción de modelos anatómicos 3D. En consecuencia, el proyecto Visualización Médica (VisMedic) de la Universidad de las Ciencias Informáticas fue creado con el objetivo de desarrollar aplicaciones que permitan la visualización 3D de modelos anatómicos obtenidos a partir del procesamiento de imágenes médicas digitales, basado en la reconstrucción tridimensional.

Este proceso de reconstrucción tridimensional tiene una etapa que consiste en la segmentación de la imagen, que se basa en dividir la imagen en zonas adyacentes para un mejor tratamiento de esta y que actualmente se realiza con la utilización de técnicas manuales y muy básicas lo cual conlleva a que los modelos tridimensionales no representen de forma exacta los órganos humanos y/o estructuras anatómicas, lo cual trae como consecuencia la falta de realismo, haciendo su interpretación más difícil para los especialistas. Actualmente el proyecto VisMedic cuenta con dos técnicas de segmentación implementadas donde a pesar que responden a este problema con resultados aceptables presentan algunas deficiencias e inconvenientes. El primer método propone una segmentación semiautomática que necesita el punto de partida mediante la interacción del usuario y segmenta una sola estructura y el segundo método implementa una

segmentación automática mediante técnicas de Clustering que necesita el número de clusters para comenzar el proceso y en estructuras de semejante conformación no permite diferenciación.

Dada la **situación problemática** presentada anteriormente se plantea como problema científico: ¿Cómo segmentar de forma automática estructuras anatómicas humanas relevantes, que se encuentran presentes en imágenes médicas digitales?

Por tanto, se toma como **objeto de estudio**: la segmentación de imágenes digitales.

Y para darle solución al problema formulado se plantea como **objetivo**: desarrollar un módulo para la segmentación de imágenes médicas digitales mediante técnicas de Watershed.

Por lo que el **campo de acción** queda definido como: la segmentación de imágenes médicas digitales.

Tomando como **idea a defender**: Con el módulo propuesto para la segmentación de imágenes médicas digitales mediante técnicas de Watershed, se logrará segmentar estructuras anatómicas de forma automática.

Para dar cumplimiento a los objetivos planteados se establecen las siguientes **tareas de investigación**:

1. Elaboración del marco teórico a partir del estado del arte existente actualmente del tema a investigar.
2. Caracterización de los métodos de segmentación de imágenes médicas digitales para establecer criterios de comparación entre los diferentes métodos.
3. Selección de algoritmos utilizados para la segmentación mediante técnicas de Watershed.
4. Selección de patrones arquitectónicos y de diseño para aumentar la robustez, reusabilidad y rendimiento del módulo a desarrollar.
5. Selección e implementación de técnicas y algoritmos de pre-procesamiento de imágenes médicas digitales para mejorar las imágenes médicas a segmentar.

6. Validación de resultados del funcionamiento y rendimiento del módulo.

En la realización del siguiente trabajo se destacan, entre los métodos científicos de investigación, los siguientes:

- **Métodos Teóricos:**
 - **Analítico – Sintético:** Para concretar y resumir el conocimiento reflejado en los materiales consultados y utilizarlo en el desarrollo de esta investigación.
 - **Modelación:** Para predecir acontecimientos que no han sido observados aún.
- **Métodos Empíricos:**
 - **Observación:** Pues es el método empírico contemplativo que permite obtener información necesaria de cualquiera de las fases de la investigación.
 - **Medición:** Para obtener información numérica acertada de magnitudes medibles que permitan realizar comparaciones en los resultados.
 - **Experimentación Científica:** Para llegar a conclusiones a través de la alteración controlada de las condiciones que permitan crear modelos, reproducir condiciones y extraer rasgos distintivos.

El presente trabajo está conformado por cuatro capítulos, los cuales serán vistos en síntesis a continuación con el objetivo de una panorámica general sobre los temas abordados.

- **Capítulo 1. Fundamentación Teórica:** En este capítulo se mencionan los diferentes métodos de segmentación utilizados en imágenes digitales y se hace referencia a cada una de las características de cada uno de ellos, así como ventajas y desventajas.
- **Capítulo 2. Solución Propuesta:** En este capítulo se presenta la descripción de la solución propuesta para la segmentación mediante Watershed, así como el pre-procesamiento y el post-procesamiento involucrado en este método.

- **Capítulo 3. Características del Sistema:**En este capítulo se definirán las reglas del negocio así como el modelo de dominio. Se expondrá la captura de requisitos. Se elaborará el Modelo de Casos de Uso que estará formado por los actores, el Diagrama de Casos de Uso y la descripción textual de cada Caso de Uso. Finalmente se elaborarán los diagramas de clases del diseño y los diagramas de secuencia del diseño.
- **Capítulo 4. Validación de Resultados:**En este capítulo se abordan los temas de la implementación del módulo basados en todo el trabajo acumulado a lo largo de los capítulos anteriores.Se hará un análisis de los resultados obtenidos en cuanto a calidad de segmentado, según los diferentes algoritmo de suavizado y detección de bordes implementados, cumpliendo con los objetivos propuestos.

Capítulo 1 Fundamentación Teórica

1.1 Introducción

Normalmente el médico utiliza un conjunto de imágenes 2D para llevar a cabo el diagnóstico. Debe reconstruir mentalmente un modelo tridimensional a partir de una serie de imágenes en dos dimensiones. El proceso de *reconstrucción 3D de modelos anatómicos*, provee de grandes ventajas en el tratamiento de enfermedades, detección de patologías o anomalías y entrenamiento de profesionales, todo con el objetivo de facilitar la labor del médico al presentar la información de una manera que le sea fácil de interpretar y visualizar, lo que permite un diagnóstico médico más preciso. El proceso que se sigue para realizar la reconstrucción consta de dos partes fundamentales, la *segmentación* y la triangulación o reconstrucción propiamente dicha. [2] [3] [5]

La segmentación es un proceso por el que la imagen se divide en diferentes regiones para aislar las regiones de interés lo cual la convierte en una etapa imprescindible en numerosas aplicaciones biomédicas. [19] Por lo que la precisión y eficiencia del resultado final de una reconstrucción 3D depende grandemente de la calidad del trabajo en la etapa de segmentación. Para aumentar el nivel de precisión y lograr mejores resultados en la etapa de segmentación se hace necesario antes, llevar a cabo un *tratamiento y mejora de la imagen*, conocida como la etapa de *pre-procesamiento*.

1.2 Imagen Digital

Una *imagen* puede ser definida matemáticamente como una función bidimensional,

$$f(x, y),$$

donde x y y son coordenadas espaciales (en un plano), y f en cualquier par de coordenadas es la intensidad o nivel de gris de la imagen en esa coordenada. [2]

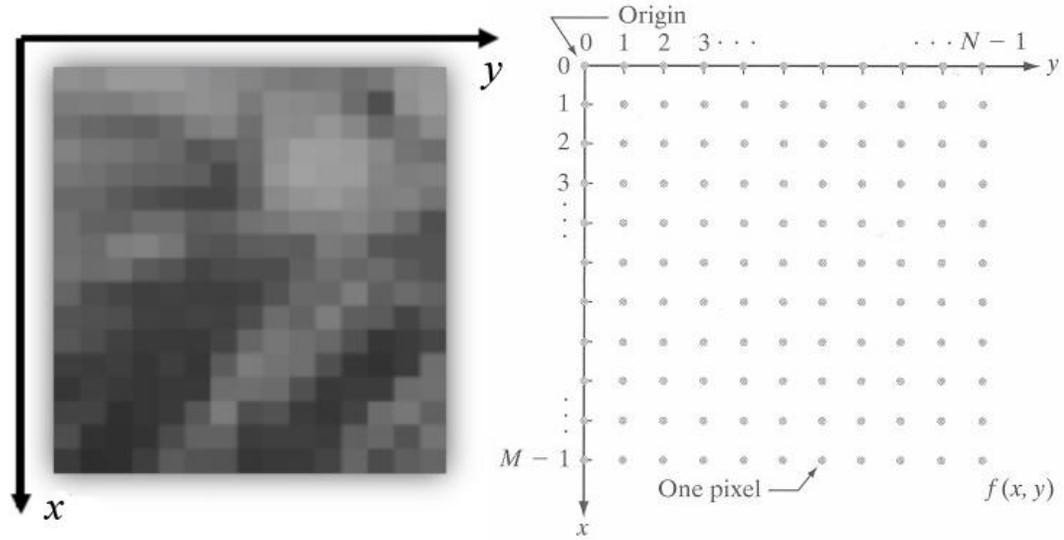


Fig. 1 Representación de una imagen

Cuando x, y y los valores de f son todas cantidades finitas, discretas, decimos que la imagen es una *imagen digital*. Una imagen digital se compone de un número finito de elementos, cada uno con un lugar y valor específicos. Estos elementos son llamados píxeles. [2]

Así mismo, una imagen digital puede ser convenientemente representada por una matriz $f(x, y)$ de tamaño $M \times N$ de la forma:

$$f(x, y) = \begin{matrix} \hat{e} & f(0,0) & f(0,1) & \cdots & f(0, N-1) & \hat{u} \\ \hat{e} & f(1,0) & f(0,1) & \cdots & f(0, N-1) & \hat{u} \\ \hat{e} & \vdots & \vdots & & \vdots & \hat{u} \\ \hat{e} & f(M-1,0) & f(M-1,1) & \cdots & f(M-1, N-1) & \hat{u} \end{matrix}$$

Los elementos de la matriz (píxeles) en una *imagen monocromática (niveles de gris)* típica son del orden de 2^8 o 256 niveles de gris de tal manera que $f(x, y) = 0$ y $f(x, y) = 255$ donde 0 representa el negro y 255 el blanco [20], por tanto, pueden ser representados como caracteres en la mayoría de los lenguajes de programación. Las columnas y las filas de las matrices de imágenes digitales, por tanto, tienen un rango de: $0 \leq i \leq N - 1, 0 \leq j \leq M - 1$. [2]

1.2.1 Vecindad entre píxeles

Un píxel p en la coordenada (x, y) tiene cuatro vecinos horizontales y verticales cuyas coordenadas son

$$(x + 1, y), (x - 1, y), (x, y + 1), (x, y - 1)$$

Este grupo de píxeles, llamados los *4-vecinos* de p , es denotado por $N_4(p)$. Cada píxel está a una unidad de distancia desde (x, y) , por lo que algunos de los vecinos de p se encuentran fuera de la imagen digital si (x, y) está en el borde de la imagen.

Los cuatro vecinos *diagonales* de p tienen coordenadas

$$(x + 1, y + 1), (x + 1, y - 1), (x - 1, y + 1), (x - 1, y - 1)$$

y están denotados por $N_D(p)$. Estos puntos, juntos con los 4-vecinos, son llamados los *8-vecinos* de p , denotado por $N_8(p)$. Igual como antes, algunos de los puntos en $N_D(p)$ y $N_8(p)$ caen fuera de la imagen si (x, y) está en el borde de la imagen. [2]

1.2.2 Adyacencia, Conectividad, Regiones, y Límites

Para establecer si dos píxeles están conectados, debe ser determinado si ellos son vecinos y si sus niveles de gris satisfacen un criterio específico de similitud (digamos, si sus niveles de gris son iguales). [5]

Tomemos a V como el conjunto de valores de niveles de gris usados para definir adyacencia. En una imagen binaria, $V = \{1\}$ si nos estamos refiriendo a adyacencia de píxeles con valor 1. En imágenes en escala de gris, la idea es la misma, pero el grupo V típicamente contiene más elementos, o sea, un subconjunto del conjunto de valores entre el 0 y el 255. Consideramos tres tipos de adyacencia:

- *4-adyacencia*. Dos píxeles p y q con valores de V son 4-adyacentes si q está en el grupo $N_4(p)$.
- *8-adyacencia*. Dos píxeles p y q con valores de V son 8-adyacentes si q está en el grupo $N_8(p)$.
- *m-adyacencia (adyacencia mixta)*. Dos píxeles p y q con valores de V son m -adyacentes si

- q está en $N_4(p)$, o
- q está en $N_D(p)$ y el grupo $N_4(p) \cap N_4(q)$ no tiene píxeles cuales valores pertenecen a V .

La adyacencia mixta es una variación de 8-adyacencia para eliminar las ambigüedades que salen cuando utilizamos 8-adyacencia.

S representa un subconjunto de píxeles en una imagen. Dos píxeles p y q están conectados en S si existe un camino entre ellos consistiendo completamente en píxeles de S . Para cualquier píxel p en S , el conjunto de píxeles que están conectados a él en S es llamado un *componente conectado* de S . Si solo tiene un componente conectado, entonces el conjunto S es llamado un *conjunto conectado*.

Sea R un conjunto de píxeles en una imagen. Llamamos R una *región* de la imagen si R es un conjunto componente. El *límite* (también llamado *borde* o *contorno*) de una región R es el conjunto de píxeles en la región que tiene uno o más vecinos que no están en R . Si R resulta ser una imagen entera, entonces sus límites están definidos como el conjunto de píxeles de las primeras y últimas filas y columnas de la imagen. [2]

1.3 Pre-Procesamiento

Al digitalizar una imagen, es común introducir ruido o degradación de la misma así como también en la digitalización de las imágenes médicas producidas por los equipos médicos, por ello es importante considerar técnicas para restaurarla antes de procesarla. Dentro de las etapas del gran proceso de reconstrucción tridimensional existe una muy importante y que se realiza antes que la segmentación, llamada *pre-procesamiento*, que consiste en el *tratamiento y mejora de la imagen*. El principal objetivo de la *mejora* es procesar una imagen para que el resultado sea más adecuado que la imagen original para una aplicación específica, ya sea mediante el *suavizado*, *reducción de ruido*, *agudización de detalles*, *realce de bordes*, entre otros o la combinación de varios de estos. Mediante la mejora de la imagen se obtienen mejores resultados en la etapa de segmentación.

Las aproximaciones de mejora de imagen caen principalmente en dos grandes categorías: *métodos del dominio espacial* y *métodos del dominio de frecuencia*. El término *dominio espacial* se refiere al plano de la imagen en sí mismo, y los acercamientos en esta categoría están

basados en la manipulación directa de los píxeles en una imagen. Las técnicas de procesamiento de *dominio de frecuencia* están basadas en modificar la transformada de Fourier en una imagen.

El tratamiento y mejora de la imagen del dominio espacial se basa fundamentalmente en el uso de *filtros* (*máscaras / plantillas de ventana* como también se le conoce). Básicamente un filtro es un pequeño (digamos, 3 x 3) arreglo 2D, como el de la Fig. 2, en el cual los valores de los coeficientes de la vecindad de la máscara determinan la naturaleza del proceso, ya sea suavizado, agudización de detalles o cualquier mejora en la imagen. Este consiste principalmente en mover la máscara punto a punto sobre la imagen. Las máscaras de filtrado también pueden ser llamadas *máscaras de convolución*. Estas técnicas de mejoramiento son frecuentemente llamadas *filtrado* o *procesamiento de máscara*.

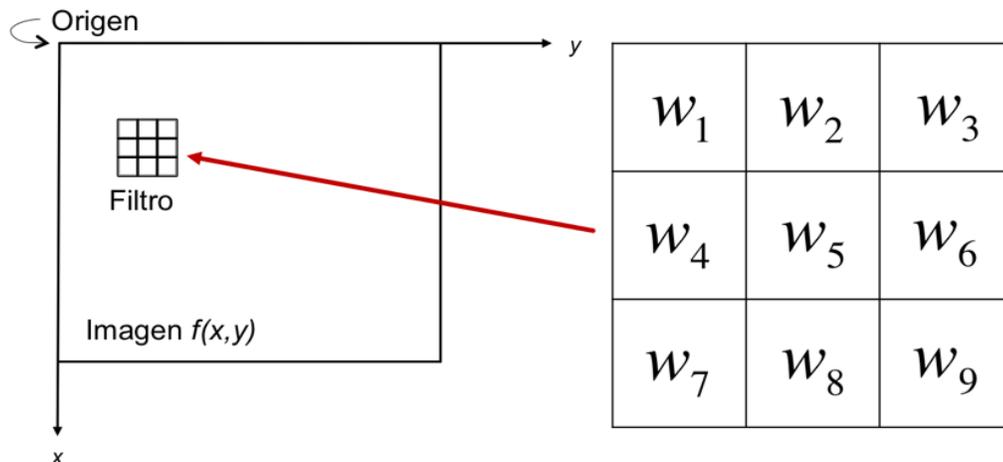


Fig. 2 Filtro de 3x3

1.3.1 Suavizado

Son utilizados principalmente para la atenuación (falta de definición) y reducción de ruido. Donde existen básicamente dos tipos de filtros espaciales para el suavizado: *Filtro lineal de suavizado* y *filtro no lineal de suavizado*.

El *filtrado lineal de suavizado* es un *filtro lineal espacial* donde la respuesta es igual al promedio de la vecindad de píxeles de la máscara, este tipo de respuesta viene dada por los *filtros promediadores*. Se reemplaza cada píxel en una imagen por el promedio de nivel de gris de la vecindad.

El resultado es una imagen con reducción en las transiciones agudas de los niveles de gris donde uno de los usos más significativos es la reducción de detalles irrelevantes o regiones que sean más pequeñas que la máscara. Sin embargo, bordes (los cuales casi siempre son características deseadas en una imagen) también son caracterizados en las transiciones afiladas en niveles de gris, por lo tanto filtros promediadores tiene el indeseado efecto que también suavizan los bordes.

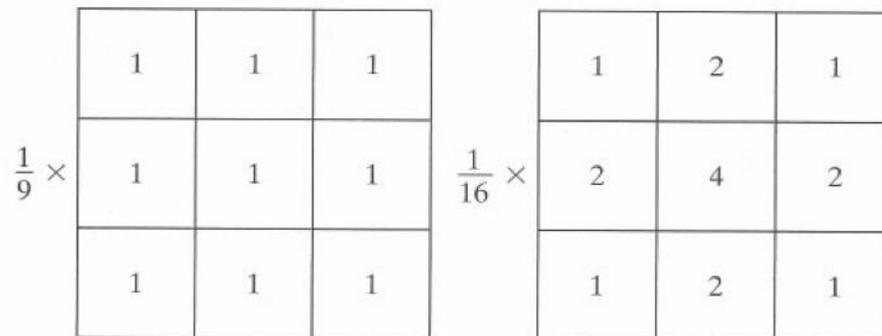


Fig. 3 Filtros Promediadores

El mayor uso de los filtros promediadores es en la reducción de detalles “irrelevantes” en una imagen. Por “irrelevante” entendemos, regiones de píxeles que son pequeñas con respecto al tamaño de la máscara de filtrado.

Por otro lado, dentro de los *filtros espaciales no lineales de suavizado* tenemos los *filtros de orden estadístico* el cual está basado en el ordenamiento (ranking) de los píxeles contenidos en el área de la imagen que cubre el filtro, y entonces reemplazando el valor del píxel del centro con el valor determinado por el resultado del ranking. El ejemplo más conocido en esta categoría es el *filtro medio filtro mediana*, como, su nombre implica, reemplaza el valor de un píxel por la media de los niveles de gris en el vecindario de ese píxel.

Los filtros medios son bastante populares pues, para varios tipos de ruido aleatorios, proporcionan excelente capacidad de reducción de ruido, con considerablemente menos suavizado que los filtros lineales de suavizado de tamaño similar.

1.3.2 Agudización de detalles y detección de bordes

El principal objetivo de la agudización de detalles es resaltar los pequeños detalles en una imagen o mejorar detalles que han sido suavizados, tanto en un error como un efecto natural de

un método particular en la adquisición de la imagen. Teniendo entonces que el promedio es análogo a la integración, entonces es lógico concluir que la agudización de detalles se puede obtener por la diferenciación espacial. Fundamentalmente, la fuerza de la respuesta de un operador de derivación es proporcional al grado de discontinuidad de una imagen en el punto en el cual el operador es aplicado. Por tanto, la diferenciación de la imagen mejora los bordes y otras discontinuidades (como el ruido) y le da menos importancia a las áreas con poca variación de los valores de niveles de grises.

0	1	0
1	-4	1
0	1	0

Fig. 4 Filtro Lapaciano

Dentro de los filtros de agudización de detalle entra *Lapaciano* el cual aumenta la nitidez, destacando los detalles de la imagen, al afinar las líneas de transición de niveles de gris. El valor central de la máscara de los filtros lapacianos es negativo entre 4 a 8 veces menor que los parámetros del entorno. Esto crea el problema que la imagen queda muy oscura después de aplicar el filtro. La implementación del lapaciano por medio de una máscara de convolución queda como en la siguiente Fig. 4. E introduciendo las direcciones diagonales en la Fig. 5.

1	1	1
1	-8	1
1	1	1

Fig. 5 Filtro Lapaciano con direcciones diagonales

1.4 Métodos de Segmentación

Varios han sido los métodos de segmentación creados y aplicados en diferentes situaciones, la mayoría con fines específicos. Dentro de la teoría para la segmentación de imágenes, no ha florecido un método estándar y ningún método de los existentes actualmente resuelve el problema de manera global. Más bien lo que hay es una colección de métodos con fines específicos que han recibido cierto grado de popularidad debido a que cada uno presenta ventajas y desventajas, dependiendo del tipo de imagen y otros factores [11].

“Actualmente no existe un método de segmentación que alcance resultados aceptables para todo tipo de imagen médica. No existen métodos que sean generales y que puedan ser aplicados a cualquier variedad de datos.” [11]

1.5 Tipos de segmentación

Manual:

El usuario realiza la segmentación él mismo con la ayuda de una herramienta informática. Consiste en seleccionar manualmente las fronteras de las regiones que se desea segmentar, bien mediante el marcado de puntos de las mismas o usando algunas herramientas de apoyo más complejas. Es un método muy preciso, pero es muy lento y se hace impracticable cuando necesitamos segmentar un gran número de imágenes.

Semiautomática:

El ordenador realiza el proceso, pero el usuario interviene en determinados momentos sobre el mismo para definir parámetros o corregir resultados.

Automática:

El ordenador realiza todo el proceso de forma automática y sin interacción alguna por parte del usuario.

1.5.1 Umbralización

Debido a sus propiedades intuitivas y simplicidad de implementación. Son los métodos de segmentación más simples y usados, se basan en el valor del píxel y no consideran el contexto

espacial, es decir, deciden solamente en base a las características del color de los píxeles individuales [17]. La idea se basa en suponer que el rango de valores de un objeto respecto a una determinada propiedad es relativamente pequeño. Aquellos píxeles que estén en ese rango serán parte del objeto y aquellos que queden fuera formarán parte del fondo de la imagen. La dinámica de aplicación hace que el proceso de umbralización sea muy rápido computacionalmente pues se trata simplemente, de recorrer secuencialmente todos los píxeles de la imagen y seleccionar aquellos que son mayores (o menores) que un umbral prefijado. La parte más difícil es encontrar el valor correcto del umbral [21].

Se emplea cuando hay una clara diferencia entre los objetos a extraer respecto del fondo de la escena. Los principios que rigen son la similitud entre los píxeles pertenecientes a un objeto y sus diferencias respecto al resto. Por tanto, la escena debe caracterizarse por un fondo uniforme y por objetos parecidos para que el proceso de segmentación de buenos resultados.

La umbralización es una técnica de segmentación ampliamente utilizada en las aplicaciones industriales.

Si bien hay diferentes métodos para hallar un umbral, la mayoría de ellos no dan buenos resultados cuando se trabaja con imágenes del mundo real debido a la presencia de ruido, histogramas planos o una iluminación inadecuada [1].

Su principal limitación es que al no establecer restricciones espaciales son muy sensibles al ruido [17].

1.5.2 Basado en regiones

El objetivo de la segmentación es dividir la imagen en regiones. Otras aproximaciones simplemente encuentran límites mediante las discontinuidades en niveles de gris, mientras que otras fueron logradas basadas en umbrales en la distribución de las propiedades del píxel, como son valores de niveles de gris o colores. Los métodos basados en regiones están basados en encontrar las regiones directamente.

Las técnicas de segmentación basadas en regiones tienen su base en las reglas de similitud y en la conectividad de los píxeles. Las regiones se forman mediante píxeles que tengan conectividad

y presenten alguna propiedad de similitud y discrepancia respecto al resto de los píxeles que no pertenecen a la región [11].

Los métodos basados en regiones se centran en áreas del plano de la imagen en las que una propiedad de la imagen es homogénea. Tiene en cuenta tanto la distribución de color como la posición espacial de los píxeles. Son muy usados en la práctica debido a su simplicidad de implementación.

Estas técnicas orientadas a regiones emplea el criterio de homogeneidad para asociar puntos a un conjunto de "semillas" elegidas en la etapa inicial. La elección de los puntos semilla no es sencilla y es, probablemente, el punto más débil del método pues la solución final depende directamente de las posiciones de las semillas [21].

1.5.3 Clustering

Los algoritmos de Clustering (agrupamiento) 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 [9].

Los algoritmos de Clustering proveen un método para representar un conjunto de datos de puntos a través de un conjunto de puntos, donde el nuevo conjunto de datos es, de alguna forma, representativo del conjunto completo. La mayoría de los algoritmos de agrupaciones son iterativos, donde se parte de un conjunto inicial de puntos y, por división, fusión, o promediado, van ajustándose hasta obtener el conjunto óptimo de puntos representativos de toda la imagen [16].

Hasta el momento existen muchos algoritmos de agrupación de píxeles, siendo los dos más conocidos el algoritmo de K -means y el Fuzzy K -means.

Los algoritmos de Clustering tienen la desventaja que necesitan conocer a priori el número de agrupaciones, por eso es recomendable utilizar un método para calcular este parámetro.

Al ser técnicas de segmentación basadas en el píxel y no orientadas a regiones no tienen en cuenta las restricciones espaciales, lo cual los hace susceptibles al ruido. Pero esto puede ser mejorado utilizando en la medida de la distancia entre cluster algunas componentes que reflejen la distancia euclidiana, también es posible incorporar robustez al ruido usando campos aleatorios de Markov.

El elemento fundamental en un algoritmo de Clustering es la medida de la distancia que se utilice, pues es el reflejo de cuán cerca se encuentra un cluster de otro, por lo que constituye el modelo del problema a tratar.

1.5.4 Guiados por Plantilla

Una herramienta muy importante y utilizada para la segmentación de imágenes digitales está constituida por los métodos guiados por plantillas, los que basan su funcionamiento en la existencia de una plantilla o mapa estándar de los objetos que se quieren segmentar. El mapa puede ser generado por información referida a los objetos que se desea segmentar, que bien podrían ser imágenes segmentadas por el criterio de un experto. Esta plantilla es utilizada como referencia para segmentar nuevas imágenes [9]. Para la segmentación de imágenes médicas digitales las plantillas presentan el problema de no ajustarse adecuadamente a las diferencias anatómicas de las personas y peor aún, introducen errores al existir estructuras que no están presentes en el mapa como bien podrían ser huesos rotos, sin embargo, son ampliamente utilizadas en la segmentación de imágenes médicas digitales.

1.5.5 Watershed

La transformación *watershed* como también se le conoce es una técnica morfológica de segmentación de imágenes de niveles de gris. Es un método de segmentación basado en regiones, que divide todo el dominio de la imagen en conjuntos conexos. Se aplica a imágenes 2D [2] y 3D [8]. Esta técnica encierra varios de los conceptos de las otras tres técnicas antes mencionadas y, produce a menudo un resultado más estable de la segmentación, incluyendo bordes de segmentación continuos.

El concepto de *watershed* procede del campo de la topografía: en un relieve topográfico, las líneas *watershed* son las fronteras de separación entre las cuencas de deyección de ríos y lagos.

Además, cada cuenca está asociada a un mínimo local de relieve. La transformación watershedse puede aplicar a imágenes en escala de grises (multinivel), tomando en cuenta que la intensidad de un punto representa una altura equivalente en un relieve topográfico asociado.

Debido al gran número de mínimos locales que presenta una imagen digital ruidosa, cada uno de ellos asociado a una cuenca watershed, este operador morfológico produce una gran sobre-segmentación en pequeñas regiones cuando se aplica a una imagen sin pre- procesar. En una RM típica puede haber del orden de decenas de miles de mínimos locales [1] [3].

Capítulo 2 Solución Propuesta

2.1 Introducción

Este capítulo abarca todo el recorrido del proceso de investigación para resolver la situación problemática. Se detallan las descripciones de los algoritmos de filtrado en la etapa de pre-procesamiento. Además, se describe una adaptación del algoritmo por inundación de la técnica de watershed.

2.2 Watershed

Watershed abarca varios de los principales conceptos de otras técnicas de segmentación como: detección de discontinuidades, umbralización, y procesamiento de regiones. Cada una de estas técnicas tienen sus ventajas y sus desventajas. La segmentación mediante técnicas de watershed encierra varios de los conceptos de las otras técnicas antes mencionadas y, produce a menudo un resultado más estable de la segmentación, incluyendo bordes de segmentación continuos. Este acercamiento también proporciona un framework simple para la incorporación de *limitantes basados en el conocimiento* (knowledge-based constraints) en el proceso de segmentación. [2]

2.2.1 Conceptos Básicos

El concepto de watershed está basado en la visualización de una imagen en tres dimensiones: dos coordenadas espaciales contra niveles de grises. En esa interpretación "topográfica", consideraremos tres tipos de puntos: **(a)** puntos pertenecientes a un *mínimo local*; **(b)** puntos en el cual una gota de agua, si es colocada en alguno de esos puntos, caería con certeza a un mínimo; y **(c)** puntos en los cual el agua estaría en las mismas posibilidades de caer en más de un mínimo. Para un mínimo local en particular, el conjunto de puntos que satisfacen la condición **(b)** es llamado el *cuenca* o *watershed* (*catchment basin*) de ese mínimo. Los puntos que satisfacen la condición **(c)** forman las *crestas* (*crestlines*) en la superficie topográfica y son llamadas *líneas divisorias* o *líneas de watershed* (*divide lines* o *watershedlines*).

El objetivo principal de los algoritmos de segmentación basados en estos conceptos es el de encontrar las líneas de watershed. La idea básica es simple: suponga que un hueco es abierto en

cada mínimo local y que la topografía entera es inundada desde debajo dejando el agua subir a través de los huecos a un ritmo uniforme. Cuando el agua que va subiendo en las distintas cuencas está a punto de mezclarse, entonces un *muro* (*dam*) es construido para prevenir el desbordamiento. La inundación eventualmente alcanzará un estado en el cual solo la parte superior de los muros serán visibles encima de las líneas de watershed. Estos *muros límites* (*damboundaries*) corresponden a las líneas divisorias del watershed. Por tanto, ellas son los *límites* (continuos) extraídos por un algoritmo de segmentación mediante técnicas de watershed.

2.2.2 Algoritmo Watershed por Inundación

M_1, M_2, \dots, M_R serán los conjuntos que denotan las coordenadas de los puntos en los mínimos locales de una imagen $g(x, y)$, los cuales se irán llenando a medida que avanza el algoritmo. $C(M_i)$ será un conjunto que denota las coordenadas de los puntos en las cuencas asociadas con el mínimo local M_i (los puntos en cualquier cuenca forman un componente conectado). Se definen como *min* y *max* para denotar los valores mínimos y máximos de $g(x, y)$. Finalmente, $T[n]$ queda definido como el conjunto de coordenadas (s, t) para el cual $g(s, t) \leq n$. Eso es,

$$T[n] = \{(s, t) | g(s, t) \leq n\}.$$

Geoméricamente, $T[n]$ es el conjunto de coordenadas de puntos en $g(x, y)$ que están en el plano $g(x, y) = n$ y por debajo. Básicamente es un vector de punteros a los píxeles que están en el nivel por el que va la inundación y por debajo (todos los puntos en el terreno que ya “tienen agua”).

La topografía se inunda en incrementos enteros, desde $n = \text{min}$ a $n = \text{max}$. Para optimizar el trabajo con los valores de grises de cada nivel se propone una estructura de datos llamada *histograma*, donde podremos tener todos los píxeles que aparecen en el nivel n con una llamada a $\text{histograma.en}(n)$. Cada posición del vector *histograma* posee un vector de punteros a píxeles, así de esta manera evitamos buscar en todas las coordenadas de la imagen, como también evitamos analizar los niveles de inundación que no poseen píxeles de ese nivel, simplemente chequeamos que $\text{histograma.en}(n)$ no esté vacío. Esta estructura también nos ayuda a conocer el

valor *min* y el *max*, evitando analizar niveles inferiores a *min* y superiores a *max*. Esta estructura es inicializada al mismo tiempo que se obtenían cada uno de los valores de la imagen.

A cada paso n del proceso de inundación, el algoritmo obtiene los componentes conectados de $T[n]$. Si las coordenadas en $T[n]$ que están por debajo del plano $g(x, y) = n + 1$ están "marcadas" de negro, y todas las demás coordenadas están marcadas de blanco. Entonces cuando miramos hacia "abajo" en el plano-xy a cualquier incremento $n + 1$ del inundamiento, veremos una imagen binaria en el cual los puntos negros corresponden a puntos en la función que están por debajo del plano $g(x, y) = n + 1$.

$C_n(M_i)$ denota el conjunto de coordenadas de puntos en la cuenca asociada al mínimo M_i que está inundado al nivel n . Con referencia a la discusión del párrafo anterior, $C_n(M_i)$ es visto como una imagen binaria dada por

$$C_n(M_i) = C(M_i) \cap T[n]$$

En otras palabras, $C_n(M_i) = 1$ en (x, y) si $(x, y) \in C(M_i)$ Y $(x, y) \in T[n]$; de cualquier otro modo $C_n(M_i) = 0$. Se hace uso del operador AND para aislar al nivel n de inundación la parte de la imagen binaria en $T[n - 1]$ que está asociada con el mínimo local M_i .

Después, se utiliza a $C[n]$ como la unión de las porciones inundadas de las cuencas al nivel n :

$$C[n] = \bigcup_{i=1}^R C_n(M_i)$$

Entonces $C[max]$ es la unión de todas las cuencas:

$$C[max] = \bigcup_{i=1}^R C(M_i)$$

Se puede ver que los elementos tanto en $C_n(M_i)$ como en $T[n]$ nunca son reemplazados durante la ejecución del algoritmo, y que el número de elementos en estos dos conjuntos o aumenta o se mantiene igual a medida que n incrementa. Por lo que $C[n - 1]$ es un subconjunto de $C[n]$. Acorde a las ecuaciones, $C[n]$ es un subconjunto de $T[n]$, por lo que $C[n - 1]$ es un subconjunto

de $T[n]$. Queda que cada componente conectado de $C[n - 1]$ está contenido en exactamente un componente conectado de $T[n]$.

El algoritmo para encontrar las líneas de watershed es inicializado con $C[\min] = T[\min]$. En cada nivel de inundación del algoritmo buscamos todos los componentes conectados. Se toma a Q como el conjunto de componentes conectados en $T[n]$. Entonces, para cada componente conectado $q \in Q[n]$, hay tres posibilidades o casos:

Caso 1. $q \cap C[n - 1]$ está vacía.

Caso 2. $q \cap C[n - 1]$ contiene un componente conectado de $C[n - 1]$.

Caso 3. $q \cap C[n - 1]$ contiene más de un componente conectado de $C[n - 1]$.

La construcción de $C[n]$ a partir de $C[n - 1]$ depende en cual de estas tres condiciones se encuentra. El **1er caso** ocurre cuando un nuevo mínimo es encontrado, por lo que el componente conectado q es incorporado a $C[n - 1]$ para formar $C[n]$ y marcamos a todos sus píxeles con la nueva etiqueta correspondiente. El **2do caso** ocurre cuando q está dentro de la cuenca de algún mínimo local, entonces q es incorporado en $C[n - 1]$ para formar $C[n]$ y marcamos a los píxeles que no cumplen con la intersección con la etiqueta del componente conectado resultante de la intersección de $C[n - 1]$. Por último, el **3er caso** ocurre cuando todo, o parte, de una cresta que separa dos o más cuencas es encontrada. Una inundación más tarde causaría que el nivel del agua en estas cuencas se mezclen. Por lo que un muro (o muros si están involucrados más de dos cuencas) debe ser construido dentro de q para prevenir el desbordamiento entre las cuencas. Por lo tanto un muro de un píxel de grosor se construye dilatando $q \cap C[n - 1]$ con un elemento estructurador de 3×3 de unos, y limitando la dilatación a q . Este **3er caso** será explicado más detalladamente en el sub-epígrafe siguiente.

2.2.3 Construcción del muro

La construcción de los muros está basada en imágenes binarias, las cuales son miembros del espacio 2D entero Z^2 . Se usa la dilatación morfológica para construir los muros separando conjuntos binarios.

La solución de cómo construir muros usando dilatación es ilustrado en las figuras Fig. 6, Fig. 7, Fig. 8 y Fig. 9. La figura Fig. 6 muestra porciones de dos cuencas al nivel de inundación $n - 1$ y la figura Fig. 7 muestra el resultado de la inundación al siguiente nivel, n . El agua se ha derramado de una cuenca a otra, por tanto, debe ser construido un muro para evitar que esto pase. Tomamos como ejemplo que M_1 y M_2 serán los conjunto de coordenadas de puntos de los dos mínimos locales. A los conjuntos de coordenadas de puntos en las cuencas asociadas con estos dos mínimos en el nivel $n - 1$ de inundación los denotamos por $C_{n-1}(M_1)$ y $C_{n-1}(M_2)$, respectivamente. Estas son las dos regiones mostradas en la figura Fig. 6.

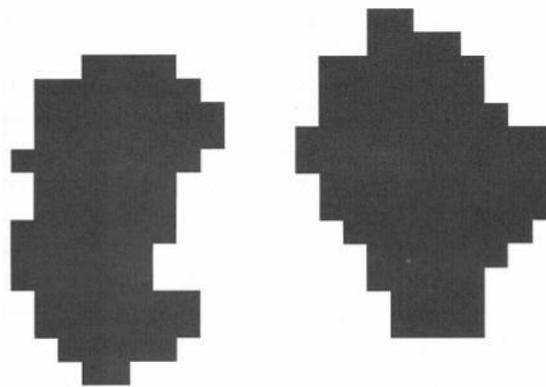


Fig. 6 Cuencas en el nivel n-1

La unión de estos dos conjuntos los denotamos por $C[n - 1]$. Como vemos, hay dos componentes conectados en la figura Fig. 6 y solo un componente conectado en la figura Fig. 7. Este componente conectado encierra y contiene los dos componentes anteriores, mostrados en líneas discontinuas. El hecho de que dos componentes conectados se hayan convertido en un solo componente conectado indica que el agua de las dos cuencas se han unido en el nivel n de inundación. Denominamos a este nuevo componente conectado q . Los dos componentes conectados del nivel $n - 1$ pueden ser extraídos desde q haciendo un simple operación AND $q \cap C[n - 1]$ y viendo las etiquetas que los forman.

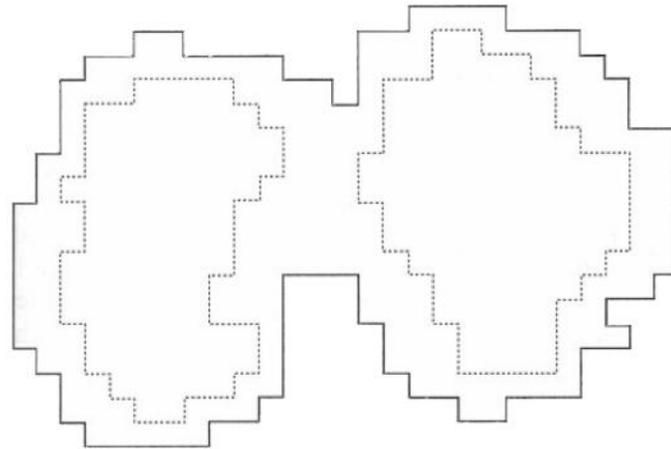


Fig. 7 Inundación del nivel n

Cada componente conectado de la figura Fig. 6a) al ser dilatado por el elemento estructurador (constructor) mostrado en la Fig. 8, se sujeta a dos condiciones: (1) la dilatación tiene que ser limitada a q (esto significa que el centro del elemento estructurador solo se puede ubicar en puntos en q durante la dilatación), y (2) la dilatación no puede realizarse en puntos que causarían que los conjuntos sean unidos (que se conviertan en un solo componente conectado). La figura Fig. 9 muestra el paso de la primera dilatación (en gris claro) expandiendo los límites de cada componente conectado original. Como se puede ver en el ejemplo de la solución, la condición (1) fue cumplida para cada punto durante la dilatación, y la condición (2) no se aplicó a ningún punto durante el proceso de dilatación; los límites de cada región fueron expandidos uniformemente.

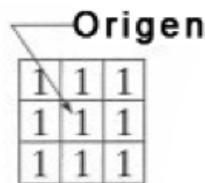


Fig. 8 Elemento Estructurador

En la segunda dilatación (en gris medio), muchos de los puntos fallaron en la condición (1) mientras que la condición (2) resultó en un perímetro dañado mostrado en la figura. Es también evidente que los únicos puntos en q que satisfacen las dos condiciones que están bajo consideración describen un camino conectado de un píxel de grosor mostrado como cuadros-cruzados en la figura Fig. 9. Este camino constituye el muro separador deseado en el nivel n de inundación. La construcción del muro en este nivel de inundación se completa al cambiar todos los puntos en este camino obtenido por un valor más grande que el valor de nivel de gris máximo en la imagen. Esto evitará el desbordamiento del agua de una cuenca a otra en todos los niveles

restantes. Es importante notar que todos los muros construidos con esta solución, los cuales son los límites de la segmentación deseados, son componentes conectados. En otras palabras, elimina el problema de las líneas de segmentación discontinuas o dañadas.[2]

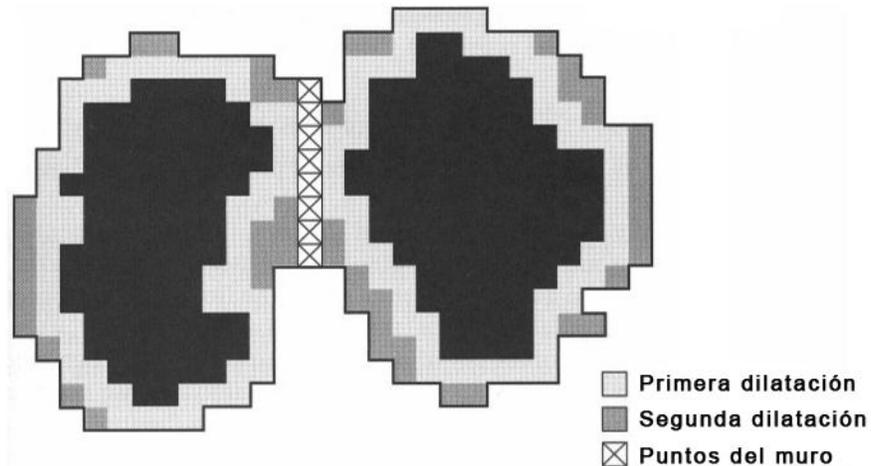


Fig. 9 Dilataciones

Al finalizar el algoritmo propuesto queda la imagen segmentada en regiones, dividida por líneas continuas. Cada una de estas regiones tendrá una etiqueta distinta, y queda la información de los muros guardada en una matriz binaria.

Al analizar esta solución, se puede concluir que las cuencas o regiones se generan a partir de su mínimo local, por lo que una aplicación directa a la imagen original de este algoritmo lleva a un resultado no deseado. Generalmente el valor de gris de los mínimos locales son pequeños o se encuentran cercanos a 0, y en cambio las crestas generalmente son encontradas en píxeles con altos valores de intensidad de niveles de gris, por lo que no tiene sentido generar los muros encima de los huesos (que es lo más cercano al blanco en estas imágenes médicas) cuando realmente los necesitamos en los bordes de estos.

2.3 El gradiente y la detección de bordes

El uso del gradiente es la aproximación más común para resaltar las principales discontinuidades en los niveles de gris. Estas discontinuidades o diferencias de intensidad se pueden obtener mediante la derivada. El uso de las máscaras nos permite aproximarnos al concepto de las derivadas en el dominio espacial. Se puede obtener el gradiente de la imagen mediante el valor absoluto del gradiente en x para aproximarnos a la derivada en la dirección- x más el valor

absoluto del gradiente en y para aproximarnos a la derivada en la dirección- y , como la ecuación siguiente:

$$\nabla f \approx |G_x| + |G_y|$$

Para la explicación de la solución se usa la notación Fig.10 para denotar los puntos de la imagen en una región de 3×3 . El punto central, z_5 , denota a $f(x, y)$, z_1 denota a $f(x - 1, y - 1)$, y así sucesivamente. La aproximación más simple a una derivada de primer orden que satisface las condiciones de que sea 0 en regiones de valores constantes de niveles de gris y distinto de 0 en cambios de intensidad, en rampas y a lo largo de estas es $G_x = (z_8 - z_5)$ y $G_y = (z_6 - z_5)$.



Fig. 10 Región de una imagen de 3×3

Para la solución propuesta se tomarán las máscaras de la Fig.11, llamadas los *operadores de Sobel*, los cuales serán implementados por la ecuación siguiente:

$$\nabla f \approx |(z_7 + 2z_8 + z_9) - (z_1 + 2z_2 + z_3)| + |(z_3 + 2z_6 + z_9) - (z_1 + 2z_4 + z_7)|.$$

Sobel se caracteriza por dar un peso de valor 2 para lograr un suavizado dándole más importancia al punto central.

-1	-2	-1	-1	0	1
0	0	0	-2	0	2
1	2	1	-1	0	1

Fig. 11 Operadores de Sobel

Como se puede notar en la Fig.11 los coeficientes de la máscara suman 0, indicando que tendrán una respuesta de 0 en zonas de constantes niveles de gris, como se espera de un operador de derivada.

Las imágenes médicas que generalmente son utilizadas en el proyectotienen la resolución de 512x512. En este tamaño de imagen existen pequeños detalles que son irrelevantes y solo generan gran cantidad de pequeños mínimos locales. La cantidad de mínimos es importante, pues en el algoritmo de watershed propuesto se genera una región por cada uno de ellos. Al obtener el gradiente de Sobel se genera un mayor número de mínimos que la imagen original por lo que un modo de evitar estos detalles irrelevantes es mediante el suavizado en la etapa de pre-procesamiento.

2.4 Suavizado y sobre-segmentación

Para evitar la generación los detalles irrelevantes en el gradiente se propone un método de suavizado mediante un filtro promediador con una máscara de 5 x 5 dada por la Fig.12.

	1	1	1	1	1
	1	1	1	1	1
1/25 x	1	1	1	1	1
	1	1	1	1	1
	1	1	1	1	1

Fig. 12 Filtro promediador de 5 x 5

La aplicación del algoritmo de watershed sobre la imagen gradiente lleva al problema de la sobre-segmentación, debido a la gran cantidad de mínimos que poseen estas imágenes. O sea, un gran número de regiones segmentadas. Una solución práctica a este problema es limitar el número de regiones permitidas con la incorporación de una etapa de pre-procesamiento diseñada para traer conocimiento adicional al procedimiento de la segmentación.

Para limitar el número de regiones y así evitar la sobre-segmentación, se propone la utilización de un filtro promediador de 5 x 5 luego de tener el gradiente de la imagen. Dependiendo de la resolución de la imagen será el número de iteraciones de este filtro.

Finalmente con el objetivo de eliminar profundidad a la imagen, o sea eliminarle valores de escala de grises que sean irrelevantes se propone la utilización del filtro de la mediana. Con esto el tamaño de los mínimos incrementan y por ende se “plana” más la imagen, mejorando la calidad de la segmentación.

Capítulo 3 Características del Sistema

Durante este capítulo se describe el sistema desde la perspectiva de Ingeniería de Software. Se presentan las reglas específicas del negocio y el modelo de dominio del problema. Posteriormente se muestran los requisitos funcionales y no funcionales detectados durante la Captura de Requisitos y el modelo de Casos de Uso del Sistema; dentro de este último, los Actores del Sistema, los Casos de Uso y sus respectivas descripciones. Del flujo de trabajo Diseño del Sistema se muestra el Diagrama de Clases del Diseño y los Diagramas de Secuencia correspondientes a los Casos de Uso del Sistema.

3.1 Reglas del Negocio

A continuación se mencionan las restricciones correspondientes al módulo implementado:

- Las imágenes médicas que se deseen visualizar deben estar en los formatos *.png, *.bmp o *.jpg.
- El valor del color de los píxeles de las imágenes brindados al módulo para la segmentación estarán preferentemente en escala de grises.

3.2 Modelo de Dominio

Como parte de la solución propuesta no es necesario modelar el negocio, ya que los procesos que componen el mismo no se definen claramente. Por lo que se utilizó el Modelo de Dominio.

Se presenta un diagrama que describe los conceptos fundamentales en términos de sus relaciones y atributos, estos fueron estudiados durante el primer acercamiento al problema de la segmentación de imágenes médicas digitales con el objetivo de alcanzar dominio pleno sobre el ambiente donde se desenvuelve la problemática.

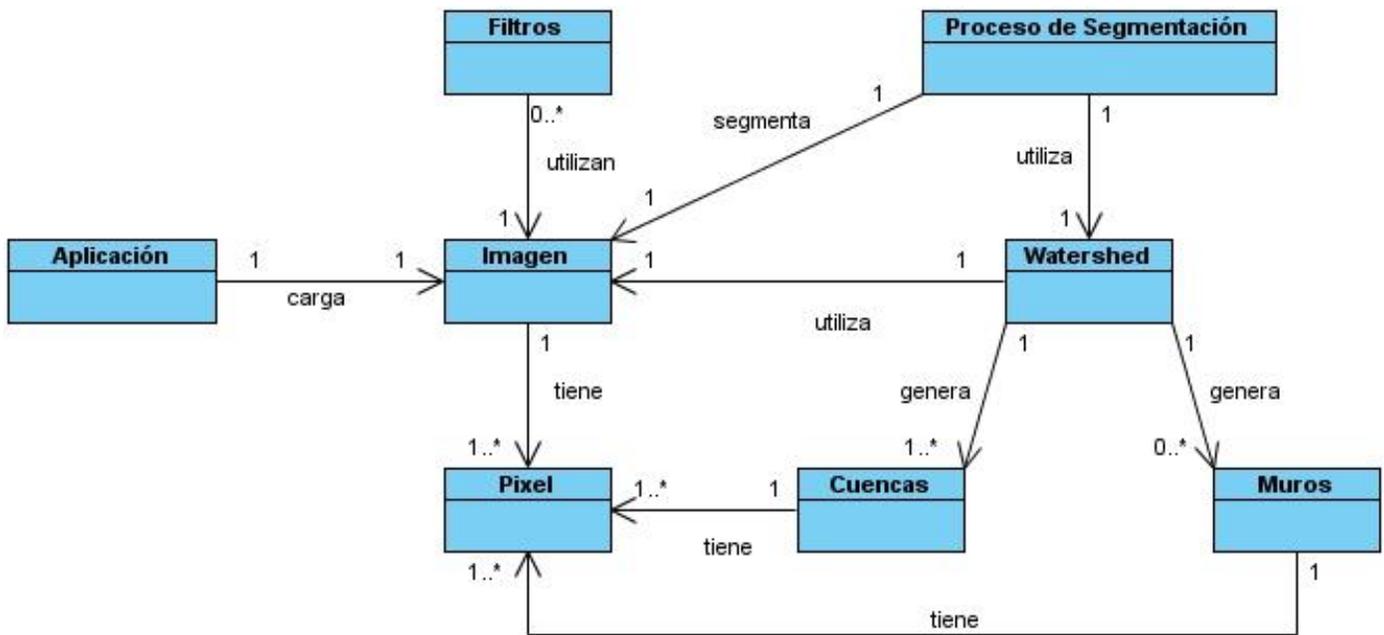


Fig. 13 Diagrama del Modelo del Dominio

3.3 Captura de requisitos

Un requisito es una condición o capacidad que debe tener un sistema o un componente de un sistema para satisfacer un contrato, norma, especificación u otro documento formal. Estos facilitan el entendimiento entre usuarios y desarrolladores del sistema a elaborar. A continuación se exponen los requisitos funcionales por los que se registrará el sistema y los no funcionales que exponen las características de la aplicación.

3.3.1 Requisitos funcionales

Los requisitos funcionales representan la funcionalidad del sistema y se modelan mediante diagramas de casos de uso. Los siguientes requisitos responden a las funcionalidades que el sistema debe tener una vez concluida la implementación.

- RF1. Cargar imagen.
- RF2. Procesar imagen digital.

3.3.2 Requisitos no funcionales

Los requisitos no funcionales representan aquellos atributos que debe tener el sistema, pero que no son una funcionalidad específica. Por ejemplo requisitos de facilidad de uso, fiabilidad, eficiencia, portabilidad. Los requisitos no funcionales que debe de tener el módulo elaborado son los siguientes:

RnF1. Software

- El sistema operativo sobre el cual debe ejecutarse la aplicación será Windows XP, Windows 7 o Ubuntu.

RnF2. Hardware

- El modelo de microprocesador será Intel Pentium IV a 3.0 GHz o superior.
- La memoria RAM será DDR2 o superior de 1GB.

RnF3. Seguridad

- Fiabilidad: Los modelos tridimensionales visualizados deben tener una gran calidad para permitir un análisis lo más exacto posible para los especialistas.
- Confidencialidad: Los modelos 3D obtenidos en la visualización deben lograr representar la anatomía humana.
- Integridad: No debe haber pérdidas de información ni de calidad en las imágenes obtenidas durante el proceso de corte.

RnF4. Interfaz Externa

- La interfaz de usuario debe ser sencilla y amigable permitiéndole al usuario una rápida y cómoda interacción con las funcionalidades del módulo.

RnF5. Restricciones en el diseño e Implementación

- Se empleará como lenguaje de programación C++ Standard bajo el paradigma de Programación Orientada a Objeto y el Framework Qt para el diseño de las interfaces gráficas.

RnF6. Usabilidad.

- Los usuarios del sistema serán programadores con conocimientos básicos del tratamiento de imágenes digitales.

RnF7. Eficiencia.

- Rendimiento: El sistema no debe brindar los resultados necesariamente en tiempo real.

RnF8. Soporte.

- Deberá ser compatible con las plataformas Linux y Windows.

RnF9. Portabilidad.

- Deberá garantizar su fácil integración en diversas aplicaciones.

3.4 Modelo de Casos de Uso del Sistema

En este epígrafe se identificarán los actores del sistema que se desea desarrollar así como los casos de uso. Además se hará la descripción textual de los casos de uso del sistema, permitiendo así una comprensión más precisa y una mejor idea de la lógica del funcionamiento del módulo.

3.4.1 Actores del Sistema

Los actores del sistema son entidades externas al sistema que guardan una relación con este y que le demandan una o más funcionalidades. Esto incluye a los operadores humanos, pero también incluye a todos los sistemas externos. El módulo propuesto posee un actor, el cual iniciará el caso de uso que representa la funcionalidad principal, denominado como aplicación pues es el sistema el encargado de proveer los datos de entrada y obtener los datos de salida.

Actor	Aplicación
Justificación	Es la aplicación la que se beneficia con los resultados de los procesos de filtrado y segmentación.

Tabla. 1 Actores del sistema.

3.4.2 Diagrama de Casos de Uso del Sistema

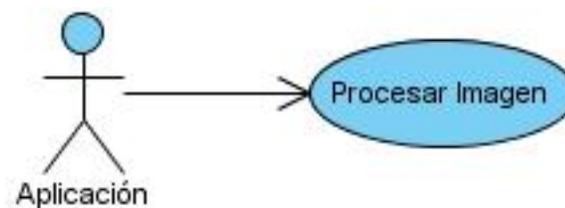


Fig. 14 Diagrama de Casos de Uso del Sistema

3.4.3 Descripción de Casos de Uso del Sistema

Cada caso de uso tiene una descripción de las funcionalidades que ejecutará el sistema propuesto como respuesta a las acciones del usuario. La tabla siguiente muestra los flujos operacionales del caso de uso detectado.

Nombre	Procesar Imagen
Actor	Aplicación
Propósito	Segmentar la imagen de entrada.
Resumen	El caso de uso se inicia cuando la aplicación carga las imágenes en memoria, luego le aplica los filtros de la etapa de pre-procesamiento a la

	imagen, seguidamente la segmenta mediante watershed, para finalmente mostrar los resultados.
Referencia	RF1, RF2.
Precondiciones	La imagen debe haber sido cargada.

Flujo Normal de Eventos

Acción del Actor	Respuesta del Sistema
1. Carga la imagen a procesar.	1.1. Aplica a la imagen el filtro de suavizado de promedio con una máscara de convolución de 5x5 para descartar mínimos indeseables a la hora de detectar los bordes.
	1.2. Filtra la imagen mediante el gradiente de Sobel para detectar los cambios de intensidades, es decir, para detectar y resaltar los bordes.
	1.3. Aplica nuevamente a la imagen filtros de suavizado de promedio con una máscara de convolución de 5x5 para descartar los mínimos indeseados, generados del resultado del gradiente.
	1.4. Aplica a la imagen filtros de suavizado de la mediana con una máscara de convolución de 3x3 para aumentar el número de puntos en cada

	mínimo.
	1.5. Segmenta la imagen mediante el algoritmo de inundación de la técnica de watershed.
	1.6. Devuelve los resultados obtenidos y finaliza el caso de uso.
Flujos Alternos	
Acción del Actor	Respuesta del Sistema
Pos-condiciones	Se obtiene la información de las diferentes etiquetas de cada región segmentada y la información de los muros generados por el algoritmo.
Prioridad	Crítico

Tabla. 2 Caso de Uso: Procesar Imagen

3.5 Diagrama de Clases

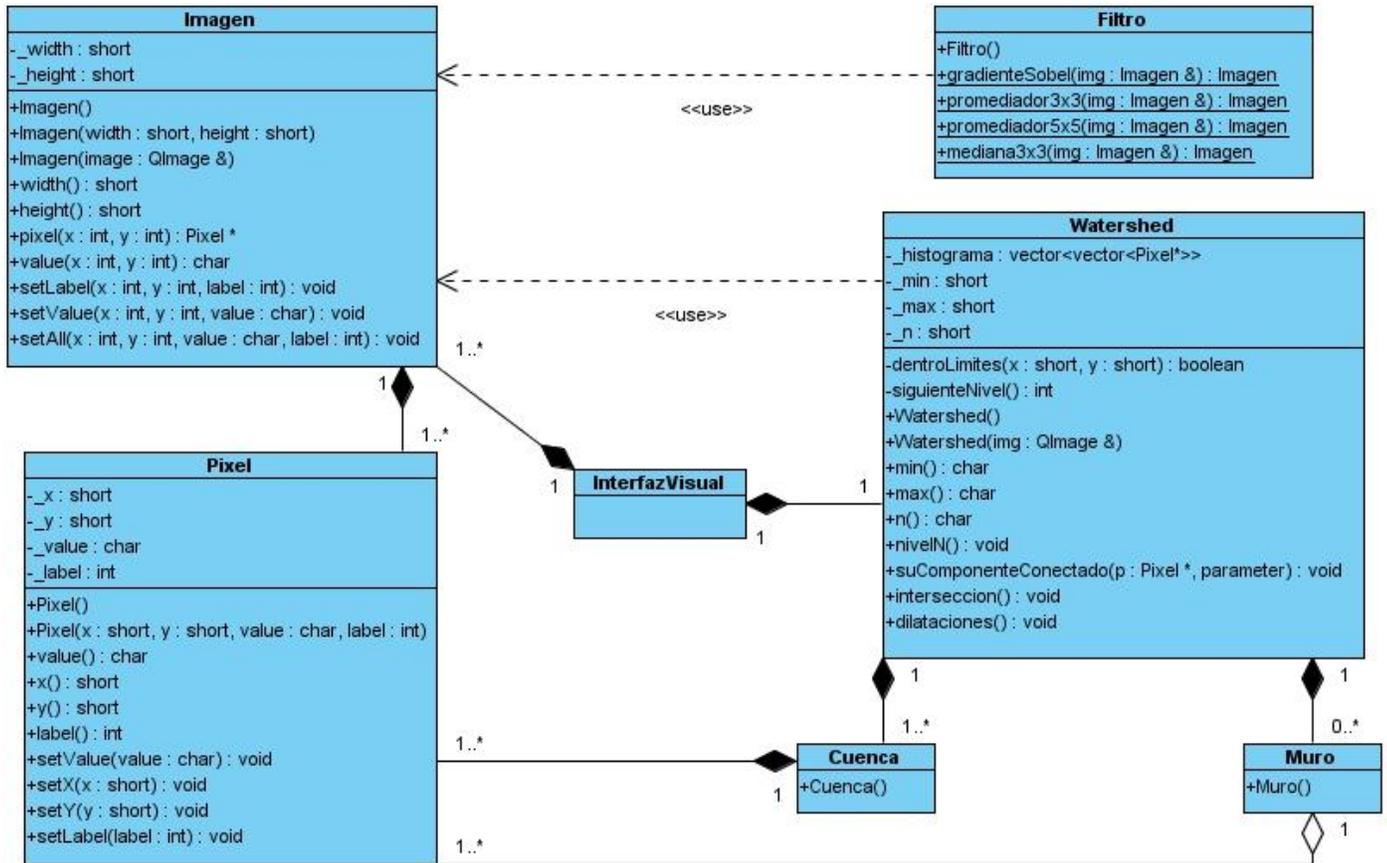


Fig. 15 Diagrama de Clases

3.6 Diagramas de Secuencia del Diseño

Se representaráa continuación el diagrama de secuencia del diseño para tener una idea más general sobre el flujo que se realiza entre las clases del diseño y que posibilita comprender mejor el módulo elaborado en términos de implementación.

3.6.1 Diagrama de Secuencia del Caso de Uso Procesar Imagen

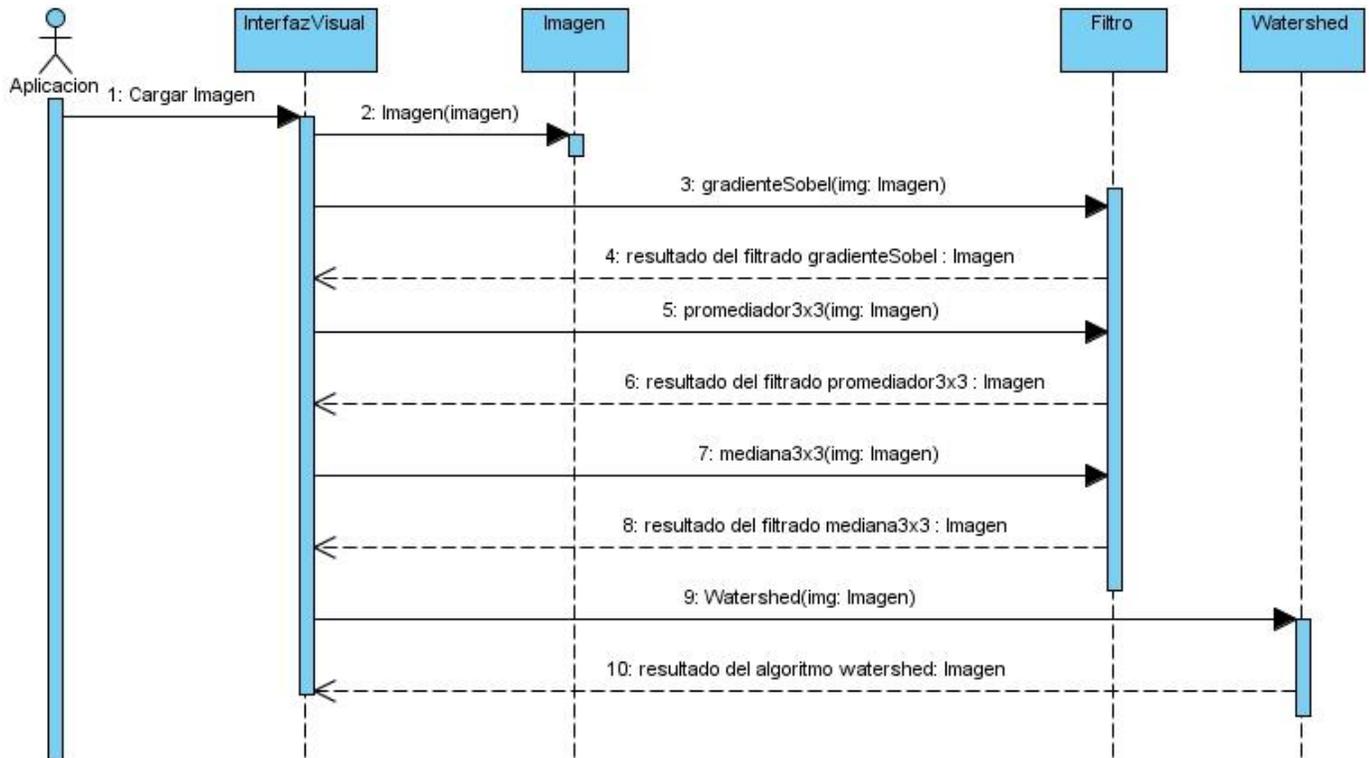


Fig. 16 Diagrama de Secuencia del Caso de Uso Procesar Imagen

Capítulo 4 Implementación y Validación de Resultados

En el siguiente capítulo se abordan los temas de la implementación del módulo basados en todo el trabajo acumulado a lo largo de los capítulos anteriores. Se hará un análisis de los resultados obtenidos en cuanto a calidad de segmentado, según los diferentes algoritmos de suavizado y detección de bordes que fueron implementados, cumpliendo con los objetivos trazados durante el desarrollo del trabajo.

4.1 Implementación

El principal resultado del proceso de implementación, es la obtención de componentes, dentro de los que se pueden incluir ficheros, ejecutables y las dependencias existentes entre estos. En este flujo se especifica cómo van a estar ubicadas físicamente las distintas partes del sistema.

4.2 Diagrama de componentes.

Un componente por si solo representa una parte física del sistema, por ejemplo, una biblioteca de clases, un ejecutable, una tabla, entre otros., que engloba la implementación de las clases definidas en el diseño. Este diagrama le permite conocer a los desarrolladores y clientes la estructura física con la que cuenta el módulo y la relación entre sus partes.

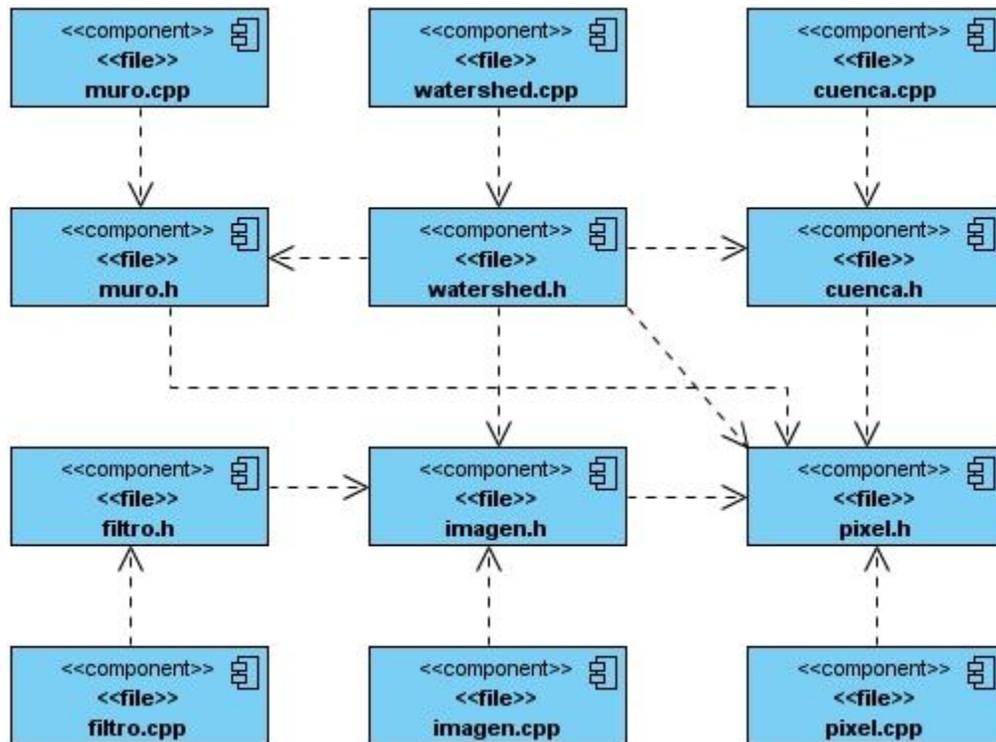


Fig. 17 Diagrama de Componentes

4.3 Resultados

En este epígrafe se muestran los resultados que se obtuvieron con el desarrollo del módulo. Los mismos permitirán mostrar los análisis y las comparaciones de los resultados obtenidos al realizar la división de la imagen mediante la segmentación, basados en la calidad de los métodos de tratamiento y mejora de la imagen en la etapa de pre-procesamiento y además en la cantidad y calidad de las estructuras segmentadas. Todas las pruebas se realizaron sobre una computadora personal con un procesador Intel Core2 Duo a una frecuencia de 2.26 GHz, 2 GB de memoria RAM y tarjeta gráfica NVIDIA GeForce 9400M con 256 MB de RAM para video donde se alcanzaron resultados positivos con el algoritmo propuesto.

4.3.1 Datos de Entrada

Para la realización de las pruebas se tomaron imágenes *.png exportadas a partir de las imágenes médicas DICOM, las cuales corresponden a la extensión estándar que son utilizadas para guardar la información de los diferentes cortes en un diagnóstico de tecnologías médicas.

Cada una de estas imágenes representan diferentes zonas del interior del cuerpo humano, específicamente de la cabeza.

4.3.2 Resultados Obtenidos de pre-procesamiento

A continuación se muestran las imágenes seleccionadas para realizar las pruebas del módulo comprobando la calidad y cantidad resultante antes y luego de realizarse el pre-procesamiento y el segmentado.

Se encuentran ubicadas de la siguiente forma: a) representa la imagen original y b) la imagen con el filtrado de Sobel aplicado. Mostrando las diferentes vistas: la superior, frontal y lateral.

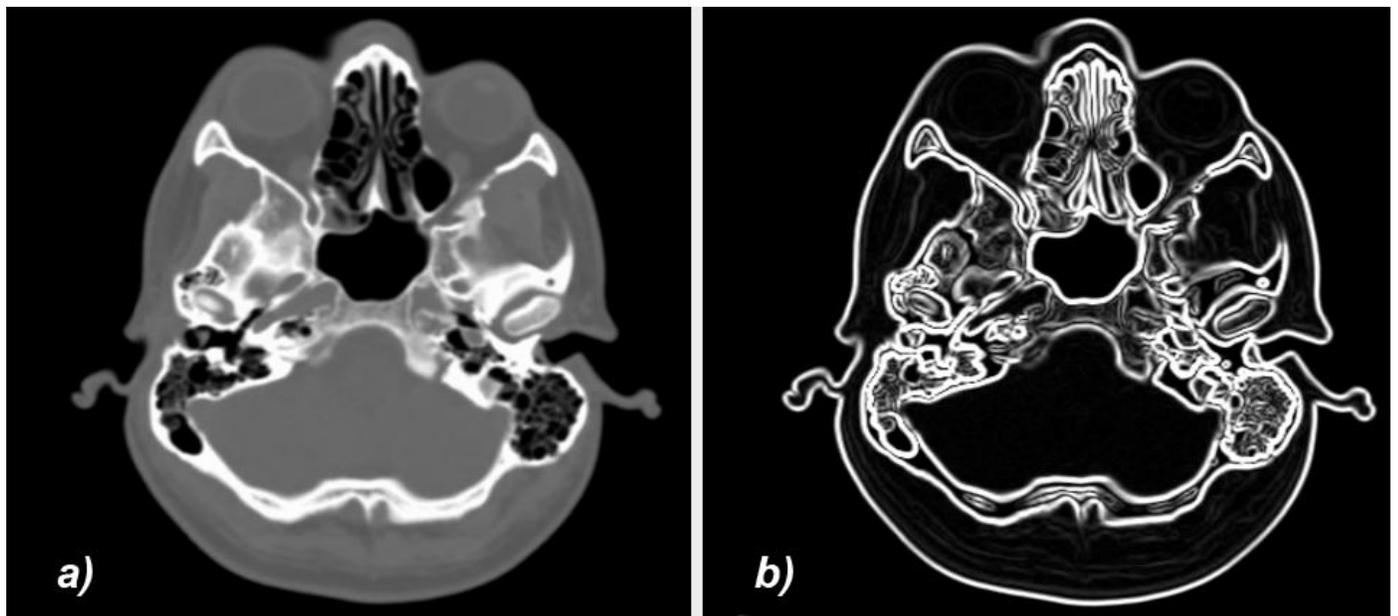


Fig. 18 Imagen médica filtrada con Sobel (vista superior)

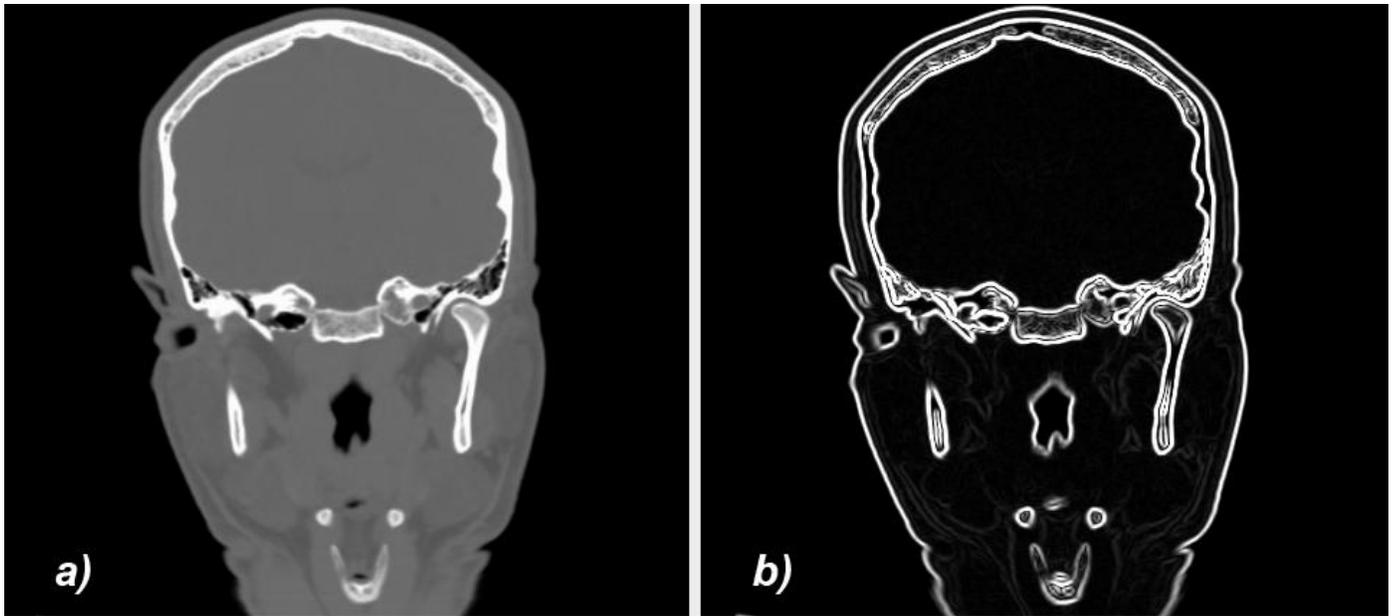


Fig. 19 Imagen médica filtrada con Sobel (vista frontal)

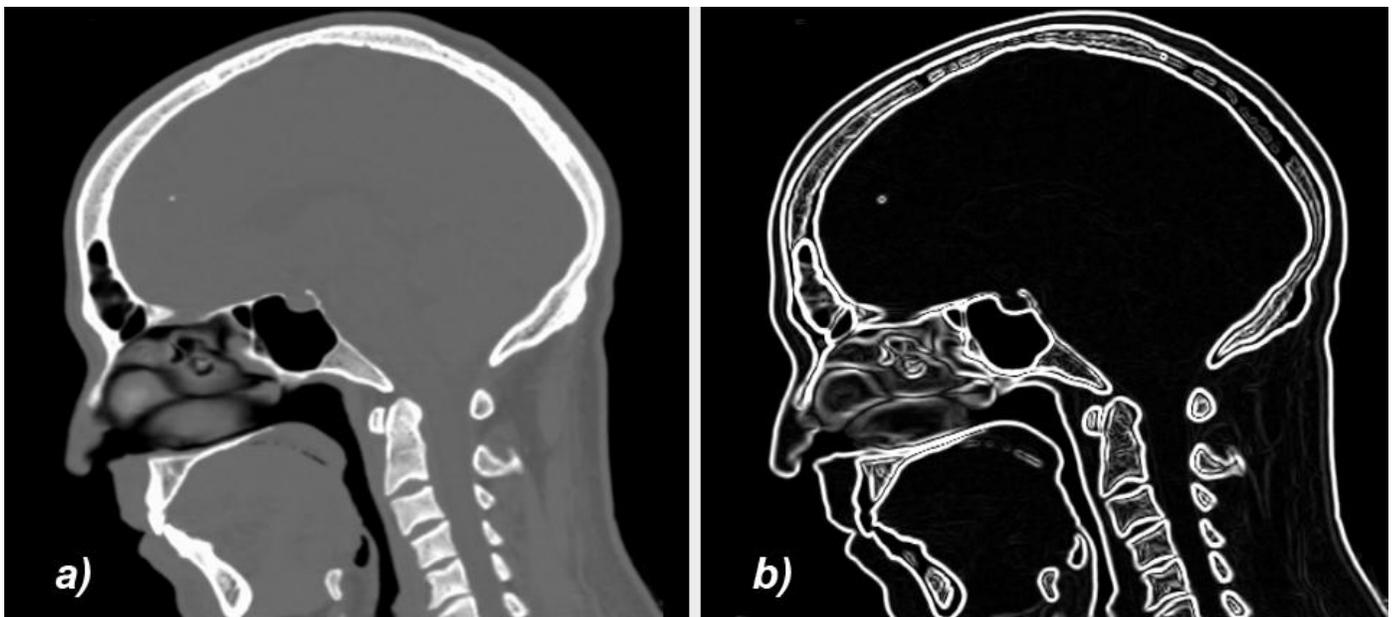


Fig. 20 Imagen médica filtrada con Sobel (vista lateral)

Seguidamente, se presenta la misma serie de imágenes seleccionadas en las cuales a) representa la imagen original y b) representa al filtro promediador de suavizado de 5 x 5 con varias iteraciones para que se note la diferencia.

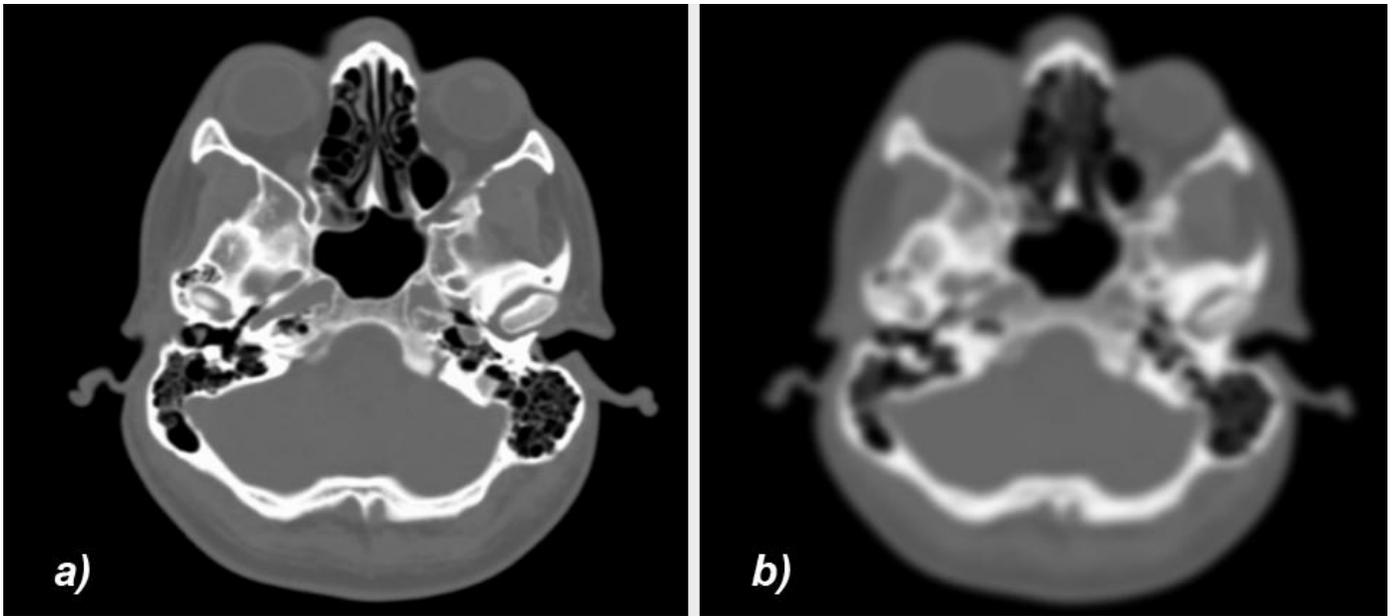


Fig. 21 Filtro promediador 5 x 5 (vista superior)

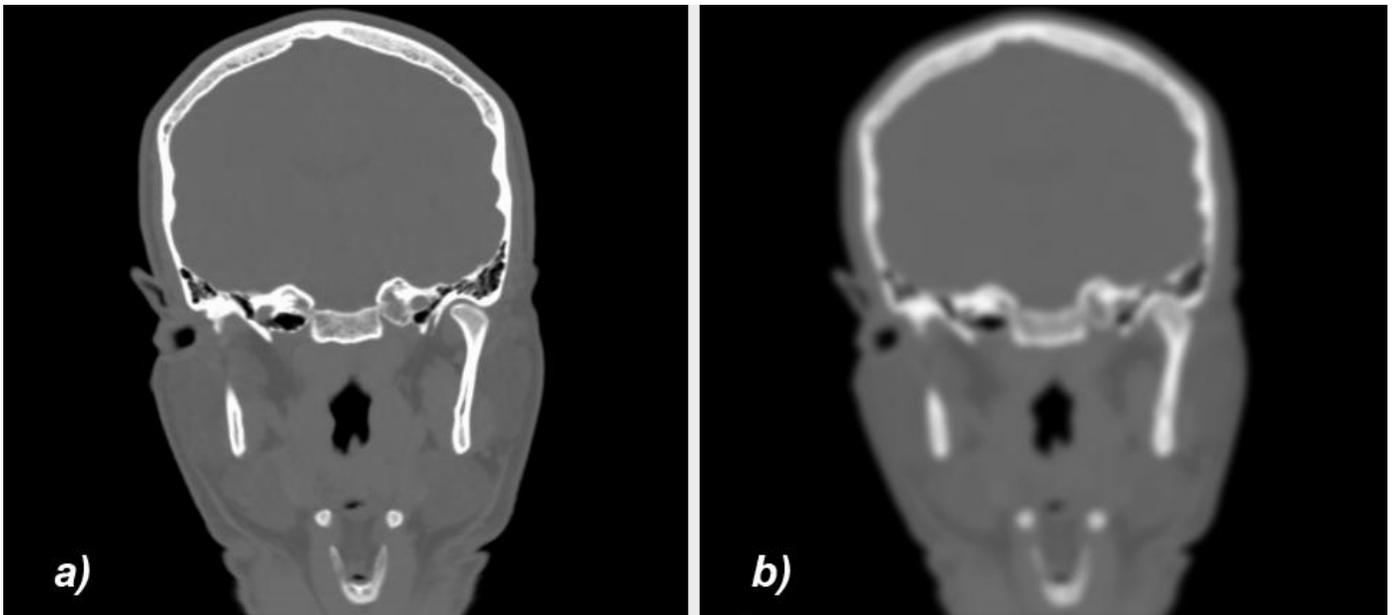


Fig. 22 Filtro promediador 5 x 5 (vista frontal)

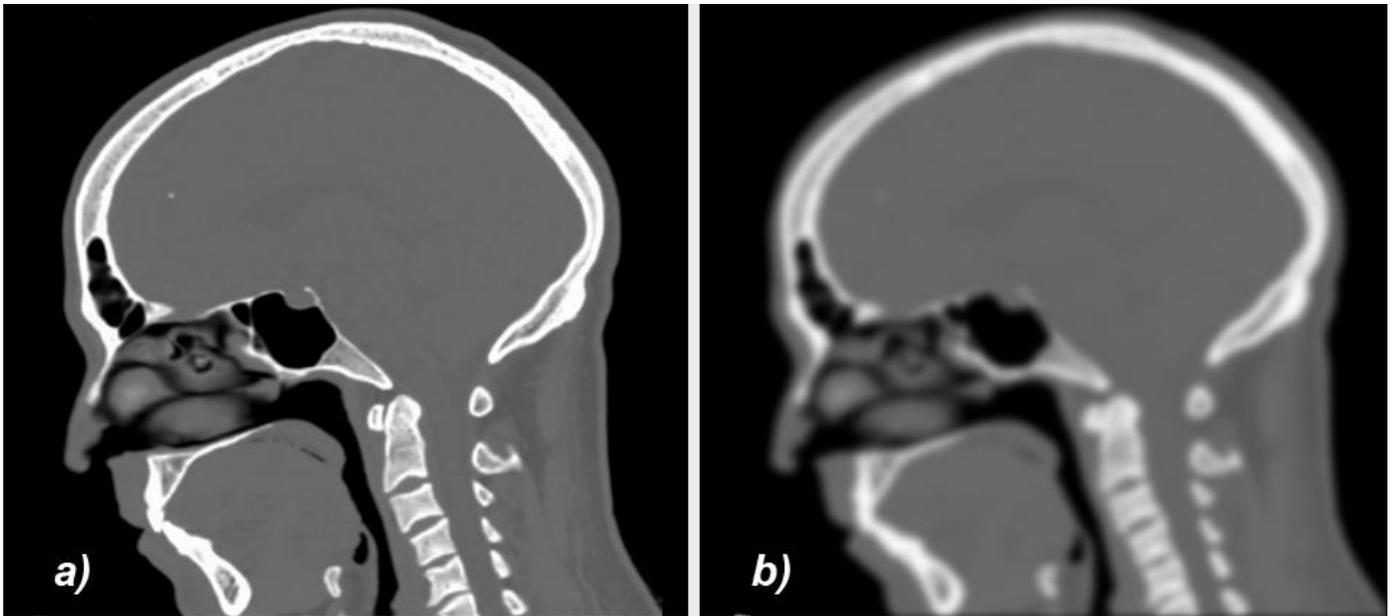


Fig. 23 Filtro promediador 5 x 5 (vista lateral)

En la siguiente serie de imágenes a) representa la imagen original y b) representa al suavizado mediante la mediana con una máscara de 3 x 3 (varias iteraciones para notar la diferencia).

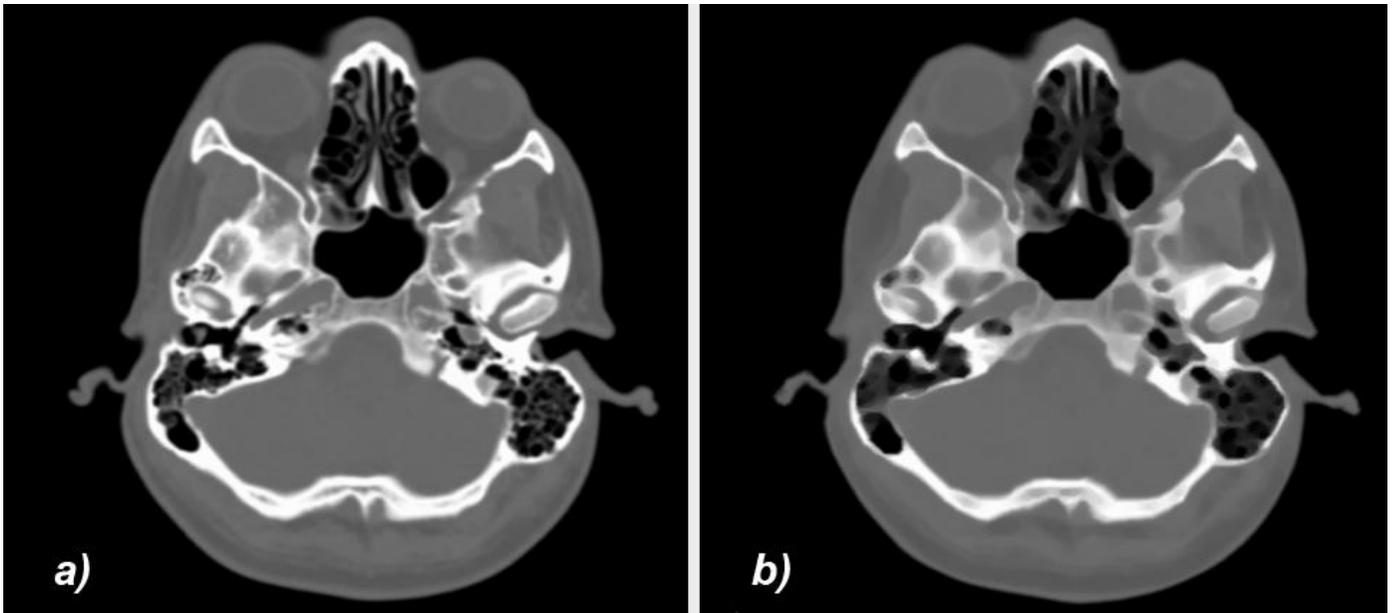


Fig. 24 Filtro de la mediana de 3 x 3 (vista superior)

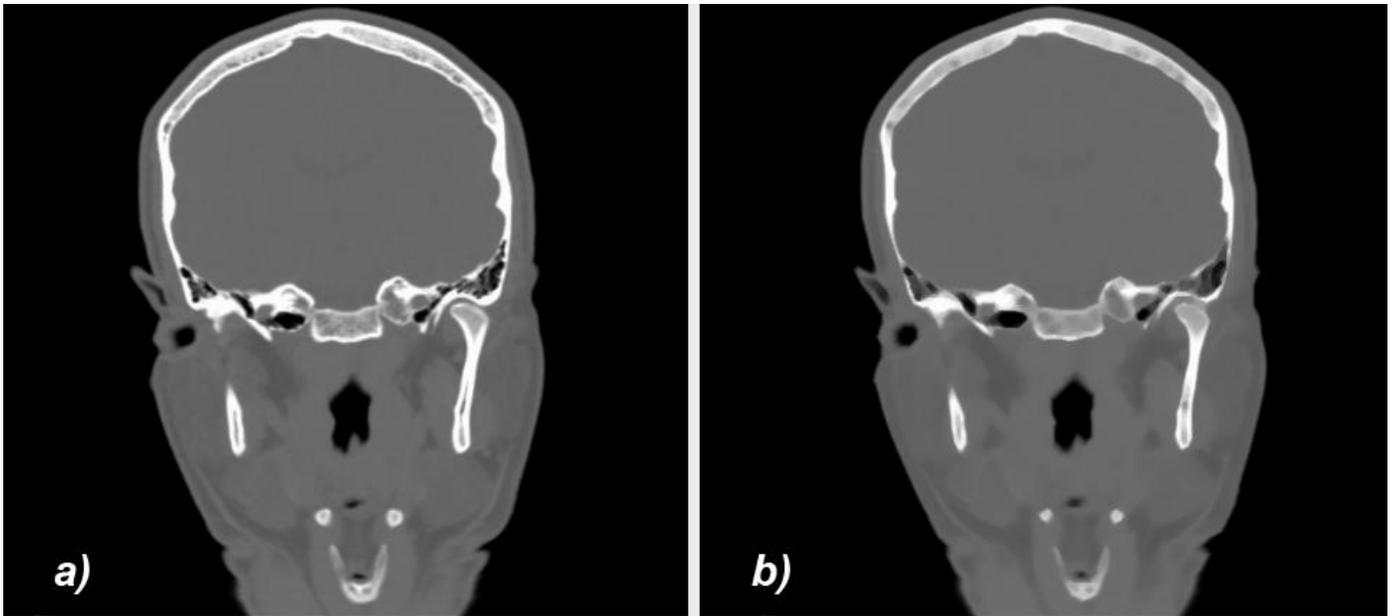


Fig. 25 Filtro de la mediana de 3 x 3 (vista frontal)

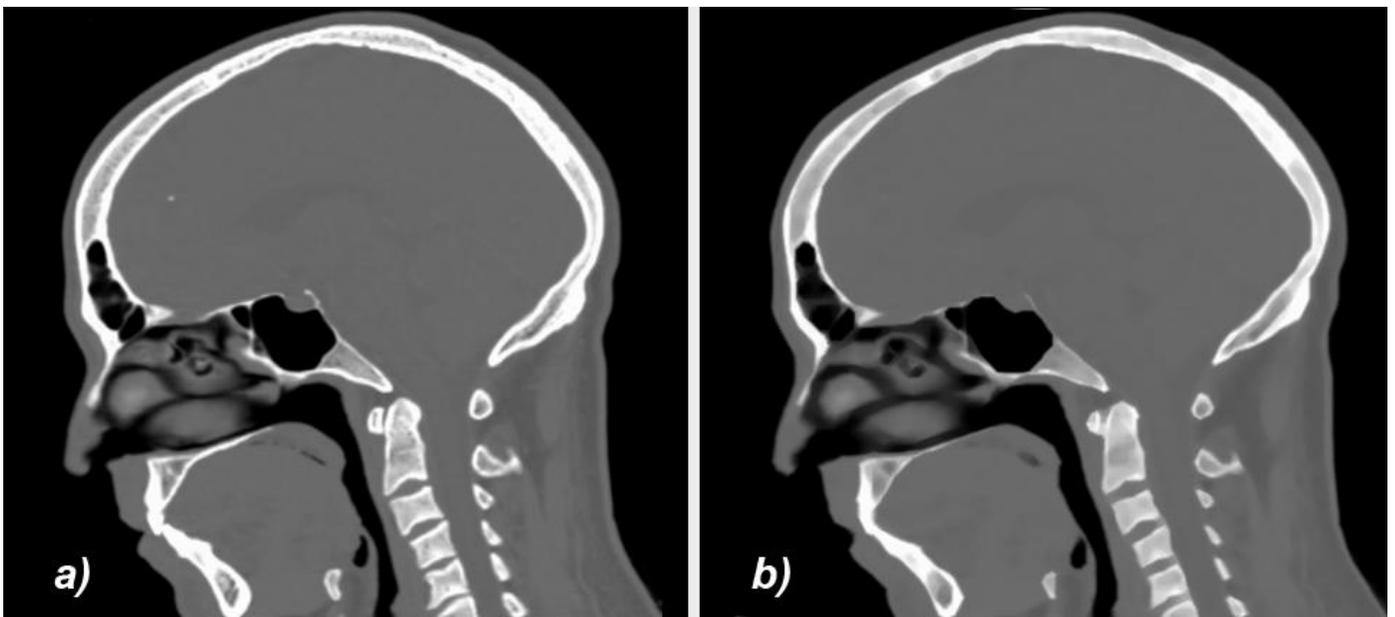


Fig. 26 Filtro de la mediana de 3 x 3 (vista lateral)

4.3.3 Resultados Obtenidos del segmentado

Se muestra una serie de imágenes seleccionadas en las cuales a) representa la imagen original, b) la imagen segmentada sin el filtrado de suavizado y c) la imagen segmentada con el filtrado de suavizado aplicado.

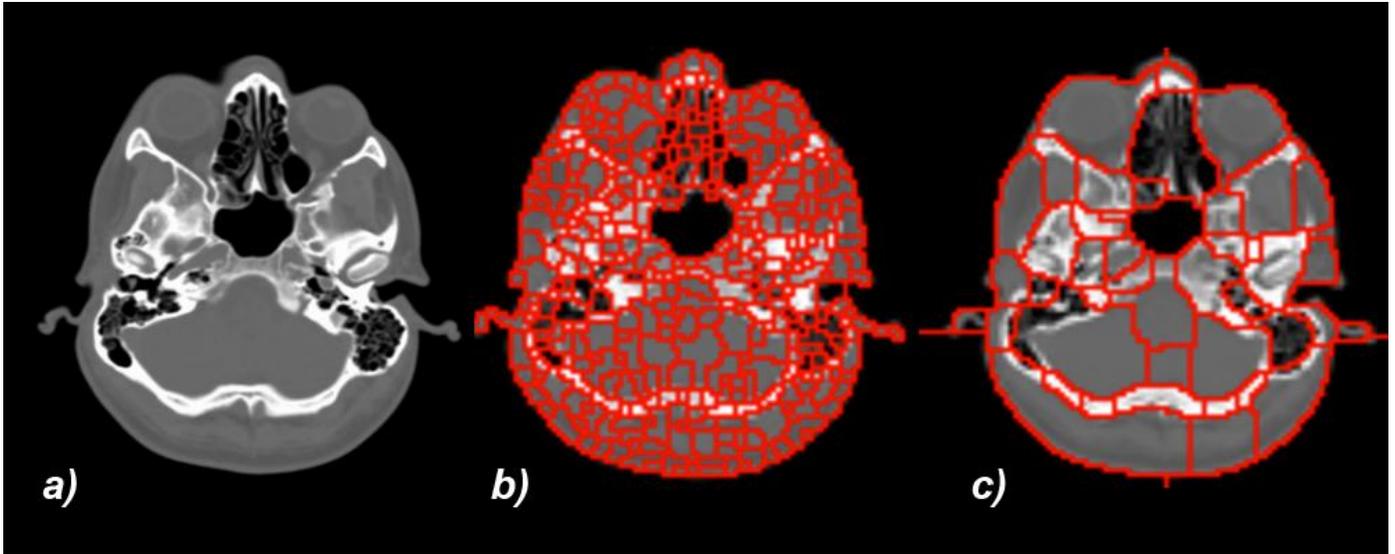


Fig. 27 Imagen médica segmentada (vista superior)

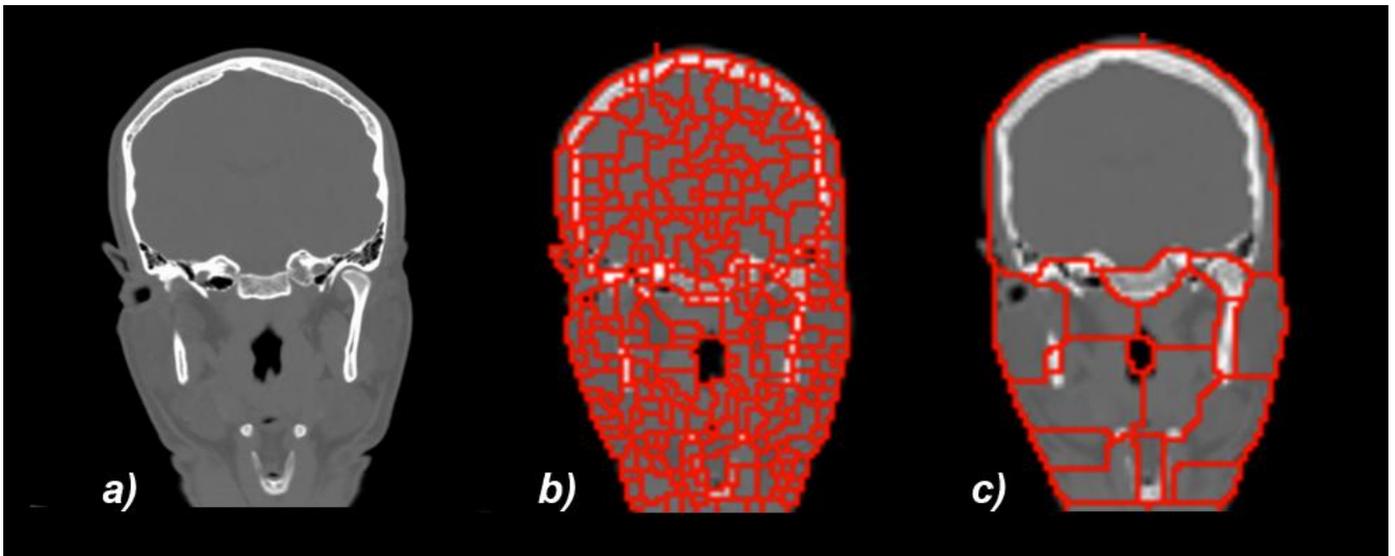


Fig. 28 Imagen médica segmentada (vista frontal)

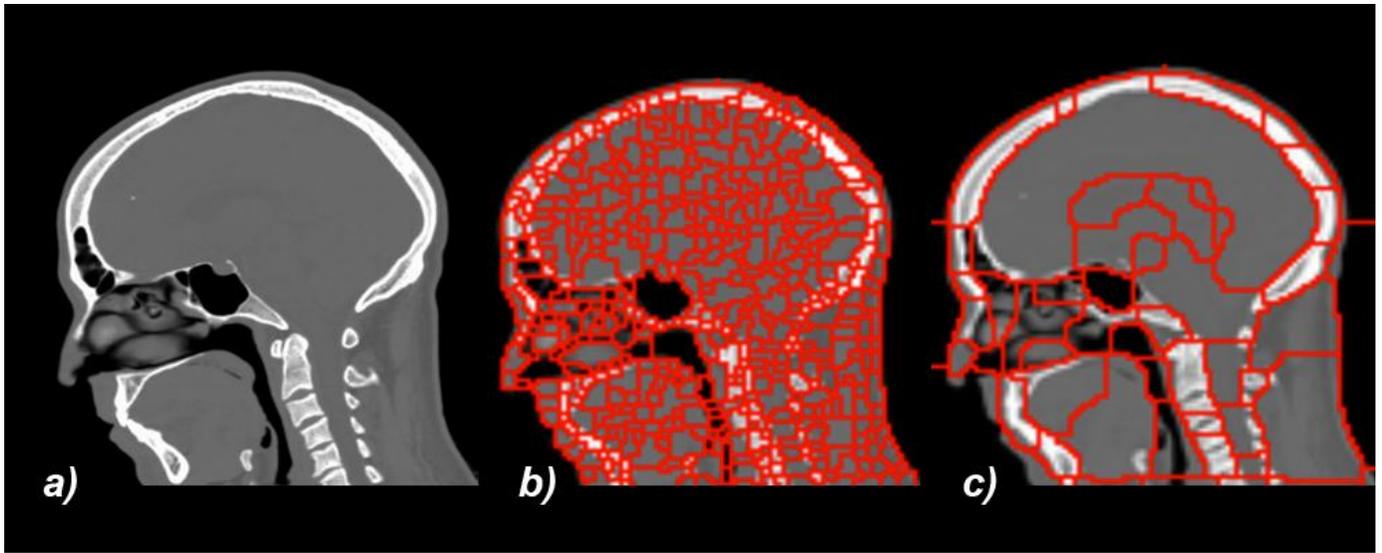


Fig. 29 Imagen médica segmentada (vista lateral)

Conclusiones

- Se desarrolló un módulo de segmentación automática de imágenes basado en técnicas de watershed.
- Se identificó que Sobel es el filtro de realce de bordes que mejores resultados aporta para el algoritmo de segmentación propuesto.
- Se demostró que la segmentación inicial obtenida por watershed requiere un paso de post-procesamiento que elimine la sobre-segmentación de la imagen.

Recomendaciones

- Implementar un criterio matemático al resultado de la solución propuesta para unir regiones similares como: diferencia de intensidad entre los mínimos locales, diferencia del umbral del gradiente.
- Someter los resultados a criterios de especialistas luego de incorporar las funcionalidades a VisMedic.

Bibliografía

- [1] Bernhard Preim & Dirk Bartz. Visualization In Medicine: Theory, algorithms, and applications, 2007.
- [2] Rafael C. Gonzalez & Richard E. Woods. Digital Image Processing, Second Edition, 2001.
- [3] Digital Image Processing: PIKS Scientific Inside, Fourth Edition, William K. Pratt, 2007.
- [4] Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration: Concepts and Methods, Jiri Jan, 2006.
- [5] Introducción al Procesamiento y Análisis de Imágenes Digitales, R. Molina, 1998.
- [6] Image Processing: Principles and Applications, Wiley, Tinku Acharya and Ajoy K. Ray, 2005.
- [7] Filtrado Espacial, Ing. en Automatización y Control Industrial, Cátedra: Visión Artificial, 2005.
- [8] Survey of 3D Image Segmentation Methods, Oliver Wirjadi, Models and Algorithms in Image Processing, Fraunhofer, Institut Techno- Und Wirtschaftsmathematik, 2007.
- [9] Métodos de Segmentación de Imágenes Médicas, Ernesto Coto, 2005.
- [10] Segmentación de Imágenes en Color Basada en Crecimiento de Regiones Multitolerancia, I. Fonfón, C. Serrano, B. Acha, 2002.
- [11] Segmentación de Regiones de Interés en Imágenes Médicas, Mariana del Fresno, Mario Moreno, Marcelo Vénere, 2005.
- [12] Image Segmentation - A State-Of-Art Survey for Prediction, Shital Raut, Dr. M Raghuvanshi, Dr. R. Dharaskar, Adarsh Raut, 2008.
- [13] Algoritmo Morfológico de Segmentación de Imágenes de Resonancia Magnética Normales Ponderadas en T1, J. E. Ortuño, N. Malpica, S. Reig, R. Martínez, M. Desco, A. Santos, 2001.
- [14] Robust Watershed Segmentation Using Wavelets, Cláudio Rosito Jung, Jacob Scharcanski, 2005.

- [15] Gustavo Toranzo, Módulo de Segmentación de Imágenes Médicas mediante Técnicas de Clustering, 2010.
- [16] Alcides, Módulo de Segmentación de Imágenes Médicas mediante Crecimiento de Regiones, 2010.
- [17] Osvaldo Pereira, Rolando Kindelán, Reconstrucción Tridimensional de Modelos Anatómicos a partir de Imágenes Médicas Digitales, 2008.
- [18] Digital Image Processing, Bernd Jähne, Springer, 2002.
- [19] J. Fan, D. k. Y. Yau, A. K. Elmargarmid & W. G. Aref, Automatic image segmentation by integrating color-edge extraction and seeded region growing. Transaction on image processing, IEEE Vol. 10, no. 10, October 2001.
- [20] Caselles, V., & Frangi, A. La Segmentación de Imágenes. El Método de los Contornos Activos Geométricos, 2004.
- [21] González, A. M. (2005). Segmentación basada en Similitud. Retrieved from [\[Online\]:http://gva1.dec.usc.es/~antonio/docencia/20042005tci/teoria/similitud/Similitud.html](http://gva1.dec.usc.es/~antonio/docencia/20042005tci/teoria/similitud/Similitud.html)

Anexos

Glosario de términos del Modelo de Dominio

Algoritmo de watershed: Algoritmo basado en la técnica por inundación que genera las cuencas y los muros de las regiones a segmentar.

Aplicación: Sistema que utiliza el módulo, el cual se encarga de cargar la imagen con el fin de segmentarla.

Cuencas: Componentes conectados que corresponden a un mínimo local y son generados a medida que se realiza el algoritmo, para al finalizar el mismo corresponder con las distintas regiones.

Filtros: Filtros de mejora y tratamiento a la imagen para un mejor resultado en el proceso de segmentación, así como filtros para la detección de bordes como Sobel.

Imagen: Es una imagen digital obtenida a partir de un fichero que almacena información en los estándares reconocidos mundialmente por describir como almacenar información de imágenes digitales.

Muros: Información de los muros que son generados en el algoritmo de watershed como medida para evitar que se mezcle el “agua” de las diferentes cuencas.

Píxel: Unidad mínima de una imagen que tiene la información de su ubicación, valor y etiqueta.

Segmentación: Es el proceso mediante el cual una imagen es dividida en regiones constituyentes no solapadas, las cuales son homogéneas con respecto a alguna característica.