

Segmentación de patologías vasculares severas en imágenes de tomografía computarizada

Fernando Yepes Calderon
Maestría en Ciencias Biomedicas.
Universidad de los Andes
2007

Índice.

0. Introducción.....	4
Capítulo 1.....	6
1.1 Estado del arte.....	6
1.1.1 Enfoque pared primero	6
1.1.2 Enfoque pared-eje-pared.....	6
1.1.3 Enfoque eje primero.....	7
1.2 Limitantes de los métodos de segmentación vascular.....	7
Capítulo 2.....	8
Cálculo automático de umbrales por valor semilla, valor estadístico en un plano y valor estadístico en un cubo.	8
2. Introducción.....	8
2.1 Implementación del algoritmo de umbralización al 90 y 110 % [WESARG04]	8
2.2 Implementación del algoritmo de umbralización con rango variable por estadística en un plano.....	9
2.3 Implementación del algoritmo de umbralización con rango variable por estadística en un cubo.....	10
2.4 Discusión y conclusiones.....	12
Capítulo 3.....	14
Caracterización estadística de zonas de interés en imágenes de tomografía computarizada.....	14
3.1 Introducción.....	14
3.2 Metodología.....	14
3.3 Diseño del experimento.....	15
3.3.1 Cantidad de muestras.....	15
3.3.2 Cercanía de las zonas y variación en la intensidad aun en el mismo corte	15
3.3.3 Influencia del protocolo de adquisición en cada entidad.....	15
3.4 Mecanismo de adquisición de las muestras.....	16
3.5 Resultados.....	17
3.5.1 Registro de Umbrales por Zona para: HOTEL DIEU LYON.....	17
3.5.2 Registro de Umbrales por Zona para: CHU LA CAVALE BLANCHE BREST. .	18
3.5.3 Registro de Umbrales por Zona para: SCANNER CT PONTCHAILLOU RENNES.	19
3.5.4 Registro de Umbrales por Zona para: HOP SALENGRO LILLE	20
3.6 Observaciones.....	21
3.7 Discusión y Conclusiones	21
3.8 Registros de dispersión de intensidad en zonas por laboratorios.....	22
3.9 Comparación grafica de dispersión por zonas entre laboratorios.	24
Capítulo 4.....	26
Ubicación y supresión de calcificaciones por gradiente de cambio en el patrón de intensidades.....	26
4.1 Introducción.....	26
4.2 Metodología.....	26
4.2.1 Aplicación de filtro de suavizado y corrección de retrazo.....	27
4.2.2 Detección de envolvente y vector de envolvente bajo umbral.....	28

4.2.3	<i>Calculo de gradiente de crecimiento, énfasis en grandes cambios y ventana de promediado.</i>	29
4.3	Guía grafica del método	29
4.4	Resultados	32
4.5	Conclusiones	33
5	Bibliografía	34

0. Introducción.

La arteriosclerosis es una enfermedad que se manifiesta mediante una alteración de la pared arterial. La arteriosclerosis presenta consecuencias diversas según su localización y el tamaño del vaso comprometido. Estas pueden ser de dos tipos: estenosis (estrechez arterial) ocasionada por la formación de placas de ateroma y vulnerabilidad de la pared arterial.

La problemática médica asociada a estas patologías arteriales (estenosis y aneurismas) es extremadamente importante. La mortalidad por enfermedades cardiovasculares es de 28.7% (125.6 por 100 mil habitantes), siendo la segunda causa de muerte. Considerando solo el caso de estenosis de las arterias coronarias, su consecuencia directa, que es el infarto del miocardio, representa una de las primeras causas de mortalidad a nivel mundial. En Colombia, la cardiopatía isquémica es la primera causa de mortalidad por enfermedad en personas mayores de 45 años. En 1990, 26.362 personas fallecieron por enfermedad coronaria y la tasa de mortalidad entre 1989-1991 por 10.000 habitantes fue de 8.09. En ese mismo año, los años de vida saludables perdidos (AVISAS: años de vida saludable perdido por morir prematuramente o por vivir con discapacidad) por enfermedad coronaria fue de 265.119 mientras que por todas las enfermedades se perdieron 5.512.686 AVISAS. La enfermedad coronaria produce el 12.3 % de los años de vida saludables perdidos por enfermedad no transmisible (265.119 / 2.149.099) y es la segunda causa de muerte después de los homicidios y de la violencia [MER04]. Para 1995, la cardiopatía isquémica representó la primera causa de años saludables perdidos por enfermedad superando en cerca del doble a los homicidios que es la segunda causa [GAR99]. El infarto cerebral, por su parte, no es una entidad esencialmente mortal, pero consume recursos post-hospitalarios en magnitud inmensa y creciente [MUÑ99]. Aproximadamente 750.000 personas experimentan un evento cerebrovascular isquémico al año en Estados Unidos, con un valor estimado en 40 mil millones de dólares en costos directos e indirectos. El 25% de esos eventos están relacionados con enfermedad oclusiva de las arterias carótidas extracraneales [HAN03].

Asociada a la problemática, existen otros inconvenientes relacionados directamente al diagnóstico y tratamiento. El especialista encuentra dificultad en adquirir suficientes elementos de juicio para el diagnóstico, aun cuando se tiene la asistencia de dispositivos de adquisición de imágenes avanzados. Además, la posibilidad de generar un modelo mental, a partir de los planos, que facilite la visualización del problema es casi imposible. Es aquí donde el procesamiento digital de imágenes tiene cabida.

El alto impacto que el procesamiento digital de imágenes ha tenido en el diagnóstico y tratamiento de las enfermedades asociadas a estenosis y aneurismas se debe a la posibilidad de hacer estudios sobre modelos tridimensionales. En la actualidad, los especialistas no actúan únicamente basados en su experiencia y en una reconstrucción mental del modelo real. A través del procesamiento digital de imágenes se obtienen modelos sobre los cuales, en un futuro, se podrán simular tratamientos y los efectos que dichos tratamientos tendrán sobre fenómenos de diagnóstico tan críticos como el flujo y la tensión en las paredes de la arteria antes de empezar cualquier intervención sobre el paciente.

En el estudio de las imágenes y la forma de procesarlas, se han definido unos pasos que pueden o no ser de rigor dependiendo de la calidad de la información adquirida, pero siempre será de rigor el proceso de segmentación.

La segmentación de imágenes es un procedimiento para dividir la imagen en regiones disyuntas de forma que los voxels en una misma región comparten las mismas características. La segmentación de estructuras vasculares consiste en su separación de otros elementos presentes en la imagen. Esto con el fin de lograr una mejor visualización o para permitir la cuantificación de la estructura

vascular. La segmentación vascular y la calidad de los resultados obtenidos de esta son fundamentales en la incorporación del procesamiento digital de imágenes como apoyo al diagnóstico médico.

Los trabajos que preceden a este, al interior del grupo de desarrollo en imágenes (IMAGINE) de la Universidad de los Andes, han planteado dos algoritmos para la segmentación vascular. El primero de ellos fue concebido para trabajar sobre imágenes de resonancia magnética (RM) y se pretende, aun hoy en día, adaptarlo para que funcione bien sobre imágenes de Tomografía computarizada (TC). El segundo algoritmo fue pensado para trabajar sobre ambos tipos de imagen. Sin embargo, para los dos algoritmos, se presentan limitantes en las imágenes de TC.

Este trabajo está dividido en cuatro capítulos. En el primer capítulo se hace una introducción a los aspectos relevantes del problema a manera de contextualización. El segundo capítulo, muestra los resultados de los experimentos ejecutados usando diferentes estrategias propuestas en la revisión bibliográfica. El tercer capítulo muestra en detalle, un estudio orientado a definir si hay diferencia estadística entre muestras de intensidad que provienen de cuatro laboratorios de adquisición diferentes. En el cuarto capítulo se plantea una solución cuyo método se basa en un criterio de decisión completamente novedoso para este tipo de problemas y se plantea un trabajo a futuro sobre la metodología propuesta.

Todos los capítulos a partir del segundo, tiene su propia discusión y sus propias conclusiones.

1.1 Estado del arte

Esta sección presenta una revisión de los trabajos más relevantes sobre segmentación vascular que se encuentran en la literatura y algunas de sus limitantes. Una revisión extensa de los métodos de segmentación para imágenes vasculares puede encontrarse en [TIZON04, WINK04, KIRBAS04, HERNANDEZ05].

Muchos de los métodos de segmentación existentes utilizan modelos cilíndricos para la segmentación de objetos tubulares como las arterias. Este modelo es definido por su eje central y su superficie. La extracción de la línea central de la arteria es esencial para esta tarea, pues resulta ser el elemento fundamental del modelo. La superficie es generalmente aproximada por una pila de contornos. [ZULUAGA05].

Dentro de la literatura se encuentran diferentes propuestas de clasificación de los métodos de segmentación de las estructuras vasculares. Estas pueden ser según el criterio que usa el algoritmo para la segmentación como en [BOLDAK03, KIRBAS04], según el método que se utiliza para extraer el eje como propone [HERNANDEZ06], dependiendo de si se usa un método de esqueletización o no como [SURI02] o según el orden en que se extraen las estructuras vasculares (eje y superficies) como propone [ZULUAGA05]. Bajo este último esquema, los métodos de segmentación de estructuras vasculares pueden ser clasificados en tres principales categorías: "contornos primero", "contorno-eje-contorno" y "eje primero", de acuerdo a la manera como definen, extraen y acoplan estas dos entidades: línea central y contornos [ZULUAGA05]. Sin embargo, este planteamiento se limita únicamente al procesamiento sobre 2D porque toma cada uno de los planos (cortes) de la imagen y efectúa el análisis sobre cada uno de estos en lugar de trabajar sobre el volumen. Si se generaliza esta clasificación pensando en la posibilidad de trabajar sobre estructuras 3D (volúmenes), se puede hablar de "pared primero", "pared-eje-pared" y "eje primero".

1.1.1 Enfoque pared primero

La primera categoría reagrupa los métodos que inicialmente extraen la pared sobre las imágenes nativas o el volumen. Después de haber efectuado la discretización de los contornos extraídos, la superficie y su línea central se extraen de los puntos obtenidos. Este enfoque es apropiado en el caso de imágenes en las que las arterias son aproximadamente perpendiculares a los cortes nativos. En caso contrario, cuando la arteria es localmente paralela a los cortes nativos y en especial cuando los cortes son espesos, pueden aparecer errores significativos.

1.1.2 Enfoque pared-eje-pared

La segunda categoría es similar a la primera, ya que el eje es definido por los centros de una serie de contornos, en el caso 2D, o superficies para 3D. Para limitar los errores de localización de los puntos del eje, estos métodos detectan los contornos en los planos aproximadamente perpendiculares al eje.

Dentro de esta categoría se encuentra el trabajo de [WINK04] en el que propone un método que define el contorno mediante un número limitado de puntos situados sobre rayos que parten del eje. Estos puntos están determinados por una búsqueda de los máximos locales del gradiente de intensidad, calculado en la dirección radial. Para la extracción del centro del contorno (que

determina la posición y orientación del eje) propone una medida de pertenencia al centro de la arteria a partir de las longitudes de los rayos lanzados.

También se encuentra en esta categoría el trabajo de [CARRILLO06] que extrae el árbol vascular a partir del análisis de los componentes conexos en la superficie de una esfera que se mueve a lo largo de las arterias. A medida que la esfera se desplaza se va generando el eje del árbol y la superficie que corresponde a la pared vascular.

1.1.3 Enfoque eje primero

El tercer enfoque consiste en extraer enteramente la línea central de la arteria antes de llevar a cabo la extracción de la pared. El eje no es en este caso definido por los centros de los contornos, sino por otro criterio.

Dentro de esta categoría se pueden clasificar los métodos de esqueletización propuestos en [SURI02]. También caben en esta categoría los métodos que para obtener el eje buscan la ruta de costo mínimo entre dos puntos seleccionados cercanos al eje. La ruta de costo mínimo es obtenida de un grafo utilizando el algoritmo de Dijkstra [WINK02, KANISTAR01, AVANTS00] o por propagación de onda utilizando el método de level sets [VAN BEMMEL03, DESCHAMPS01, YOUNG01].

Existe también en esta categoría una serie de métodos que obtienen el eje a partir de la reconstrucción, paso a paso, del eje de forma iterativa dentro de un marco de predicción y estimación. Dentro de esta subcategoría se encuentran una serie de métodos cuyo análisis parte de los valores de la matriz Hessiana [GRATAMA04, DESCOTEAUX04] y los que utilizan la matriz de inercia para caracterizar la forma vascular haciendo un paralelo entre la masa y la intensidad de la imagen [BOLDAK03, HERNANDEZ06, TOUMOULIN01].

1.2 Limitantes de los métodos de segmentación vascular

En gran número, los métodos de segmentación vascular existentes han sido creados para extraer un solo segmento de la arteria a la vez, ignorando las bifurcaciones. Algunas veces, estos métodos son combinados con un algoritmo adicional para poder incluir las bifurcaciones [CARRILLO06]. Ejemplos de métodos que combinan un algoritmo adicional para resolver el problema de la bifurcación pueden encontrarse en la literatura en [TOUMOULIN01, BULLITT01, YIM00, DESCOTEAUX04]. Estos métodos tienen la desventaja de requerir mucha interacción por parte del usuario o son computacionalmente costosos si el criterio que se utiliza para extraer el eje es evaluado en cada punto de la imagen. Existe otra serie de algoritmos, que se reportan en [AGAM05, FLASQUE01, ANTIGA01], que manejan enfoques diferentes para reducir el tiempo de procesamiento.

Los trabajos precedentes a este siguen dos enfoques diferentes para la extracción del eje central de la arteria. El primero lleva a cabo la extracción de la línea central de la usando un modelo de esqueleto extensible [HERNAND06]. El segundo extrae las ramas y las bifurcaciones de un árbol vascular a partir del análisis de los componentes conexos en la superficie de una esfera que se mueve a lo largo de las arterias [CARRILLO06]. Ambos métodos, aunque se desempeñan bien en la mayoría de los casos, tienen algunas limitantes que pueden ser corregidas. El primero no logra extraer el eje de forma totalmente automática sobre imágenes de tomografía computarizada, mientras que el segundo se detiene cuando el árbol vascular contiene estenosis muy severas.

Cálculo automático de umbrales por valor semilla, valor estadístico en un plano y valor estadístico en un cubo.

2. Introducción.

El primer método de extracción de líneas centrales al que se hace referencia en este trabajo, fue originalmente concebido para ser aplicado en angiografías por resonancia magnética sustraídas [HERNAND06]. En dichas imágenes, el lumen arterial es resaltado, mientras que los tejidos estacionarios que lo rodean y en particular las placas de ateroma son removidos por medio de una sustracción digital de dos conjuntos del mismo volumen, adquiridos antes y después de la inyección de un medio de contraste. En este caso, la arteria puede ser modelada como un sólido homogéneo rodeado por un fondo negro (o al menos de densidad casi nula comparada con la densidad de la arteria) y los momentos de inercia pueden ser calculados sobre la imagen original. En el caso de las imágenes de tomografía computarizada, el lumen es igualmente resaltado por un medio de contraste, pero los tejidos que lo rodean no son suprimidos. Pueden entonces aparecer en la imagen estructuras con mayor intensidad que el lumen (calcificaciones de la placa, huesos) o con menor intensidad (tejido adiposo de la placa).

El fundamento teórico del método reside en el cálculo de los centros de gravedad y de las orientaciones de los cilindros que representan segmentos de la arteria incluidos en las celdas esféricas. Está basado en las propiedades mecánicas de los objetos tubulares. Dichos objetos giran alrededor de su eje principal más fácilmente que alrededor de cualquier otro eje, porque su momento de inercia en esta dirección es mínimo. Para aplicar esta teoría a las imágenes 3D se hace una analogía entre las intensidades de voxels y las masas de partículas de un sólido. En este contexto, los puntos pertenecientes a calcificaciones o a huesos cercanos a la arteria poseen una "masa" mayor que los puntos del lumen y por consiguiente el eje es atraído por estos puntos, resultando en una línea central errónea.

Debido a este comportamiento, es necesario eliminar todos los componentes de la imagen que no hagan parte del lumen y que puedan interferir en la extracción del eje.

2.1 Implementación del algoritmo de umbralización al 90 y 110 % [WESARG04]

Se propone entonces una etapa preliminar de preprocesamiento basada en un algoritmo de crecimiento de regiones con un criterio compuesto de homogeneidad (doble umbral) a partir de un punto semilla al interior del lumen, seleccionado manualmente. Para eliminar las calcificaciones dejando el resto de la arteria intacta, se debe seleccionar un valor de umbral inferior cercano al nivel típico de la sangre. Por otra parte, el umbral superior debe garantizar que las calcificaciones sean eliminadas sin que se afecte el lumen. Al manejar dos umbrales la estructura resultante es aproximadamente cilíndrica con huecos que representan las calcificaciones eliminadas. Con esto, se pretende que las calcificaciones no sean tenidas en cuenta como parte de la arteria al momento de extraer el eje. Como consecuencia, el eje resultante pasa por el centro del lumen.

En la actualidad, los valores que se utilizan como umbral inferior y superior han sido tomados del estudio fotométrico de imágenes TC de arterias carótidas realizado por Florez [FLOREZ04]. Esto representa una desventaja pues exige un buen grado de conocimiento tanto del grupo de imágenes bajo estudio como de conceptos de procesamiento de imágenes por parte del usuario final.

La automatización de la etapa de preprocesamiento consiste en encontrar un mecanismo que permita calcular los dos valores de umbral (inferior y superior) necesarios para eliminar las estructuras que alteran el buen funcionamiento del método de extracción del eje.

La primera propuesta evaluada está diseñada para trabajar sobre planos de CT tomados con medio de contraste [WESARG04]. Aquí se propone hacer una doble umbralización usando la intensidad de un punto seleccionado por el usuario y, a partir de este valor, definir los dos valores. Los puntos que se encuentran por fuera del 90% y 110% del valor de intensidad del punto seleccionado son totalmente oscurecidos, mientras que los que se encuentran dentro del rango reciben el máximo de intensidad. Ver ejemplo de implementación en la figura 2-1.

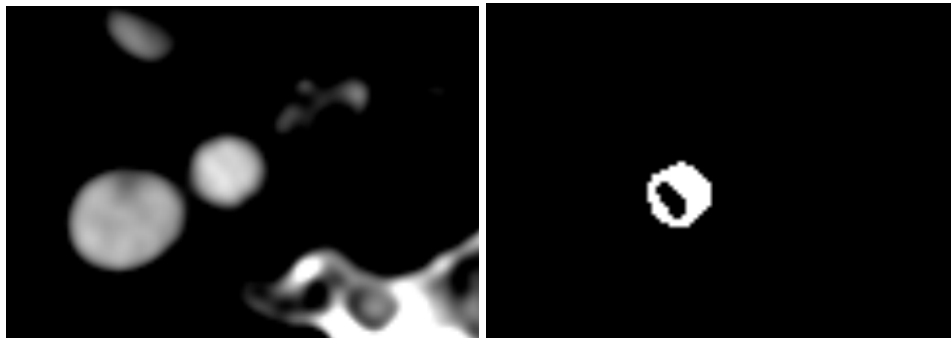


Figura 2 -1. El efecto isla. La arteria contiene solo lumen pero el resultado de umbralización genera zonas negras en las zonas de mayor intensidad dentro del lumen.

2.2 Implementación del algoritmo de umbralización con rango variable por estadística en un plano.

Por la variabilidad en las intensidades aun dentro de la zona de mayor intensidad, se decidió dejar que los rangos de umbralización fueran definidos por un conjunto de funciones estadísticas. El proceso estadístico asume que la distribución de la intensidad en un rango responde a un patrón normal. El algoritmo, por ser una implementación experimental, fue creado con la flexibilidad de recibir la cantidad de píxeles alrededor del punto seleccionado que se tendrían en cuenta en el análisis estadístico.

En la tabla 2-1 se registran los resultados obtenidos para un área de estudio de cinco por cinco píxeles teniendo como centro el punto seleccionado por el usuario.

Coordenadas	-2	-1	0	1	2
2	38	246	63	12	4
1	117	276	242	238	0
0	5	302	223	240	3
-1	0	291	110	198	0
-2	0	0	0	8	11

Tabla 2-1. Registro de intensidades alrededor de un punto seleccionado por el usuario en un plano. El punto seleccionado por el usuario es el de coordenadas (0,0).

El algoritmo se probó para diferentes valores de desplazamiento sobre el punto seleccionado por el usuario final, pero nunca se obtuvo un proceso de extracción de eje satisfactoria (Figura 2-2) . Esto se debe a que el lumen presenta variaciones de un corte a otro. Por lo tanto, la estadística que se hace sobre un corte no necesariamente aplica para todos causando que la umbralización no tenga los mismos resultados en cada uno de los cortes.

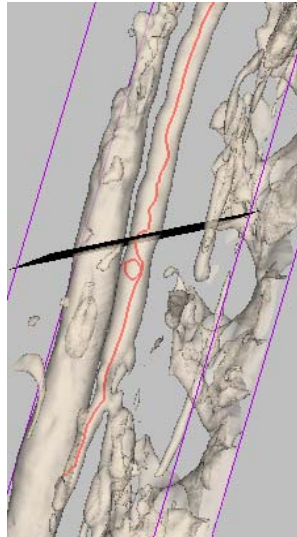


Figura 2-2. Ejemplo de un eje erróneo extraído después de aplicar umbralización con rango variable por estadística en un plano. Se observa como el eje da un giro en una zona completamente tubular de la arteria.

2.3 Implementación del algoritmo de umbralización con rango variable por estadística en un cubo.

Se ha podido definir que el lumen tiene poca variabilidad en intensidad a lo largo del volumen [FLOREZ04]. Sin embargo, la practica de tomar la estadística para la selección de umbrales sobre una imagen nativa y aplicar el resultado en todo el volumen, sugiere que no se tienen en cuenta las variaciones en intensidad de los puntos en los cortes que se encuentran sobre y bajo la imagen en estudio. El modelo implementado en este aparte tiene en cuenta el aporte de intensidad que hacen los puntos de una región de interés volumétrica.

Otra razón para migrar el algoritmo de selección de umbrales por proceso estadístico al modelo en 3D, es que esta práctica aumenta la cantidad de puntos respecto al mismo algoritmo en 2D y la estadística es más representativa cuando se tienen más muestras.

En el modelo en 2D, cuando se intentó abarcar más área en el plano, y así aumentar la cantidad de muestras para la estadística, entraron en el análisis valores fuera del área del lumen, como consecuencia la varianza creció y para valor de $n > 5$ hizo que el algoritmo tomara, de forma automática, un valor de umbral negativo. Como consecuencia se pierde selectividad y se aclaran todas las superficies.

El algoritmo de cálculo estadístico en 3D arrojó los valores registrados en la tabla 2-2. El ejercicio se ejecutó para diferentes puntos por coordenada (PPC) variando el factor multiplicador de la desviación.

Registro de datos arrojados por el algoritmo de pre-procesamiento de la imagen. MARACAS							
multiplicador de la desviación		2.5					
PPC	Media	Desviación	Umbral max	Umbral min	Obtiene Eje	Ptos Evaluados	Obs
3	312.25	7.81	331	292	NO	27	
4	301.39	19.74	350	252	NO	64	
5	247	86.32	462	31	NO	125	
multiplicador de la desviación		1.5					
PPC	Media	Desviación	Umbral max.	Umbral min.	Obtiene Eje	Ptos Evaluados	Obs
4	301.39	19.74	331	271	NO	64	
5	247	86.32	376	117	SI	125	
multiplicador de la desviación		3					
PPC	Media	Desviación	Umbral max.	Umbral min.	Obtiene Eje	Ptos Evaluados	Obs
4	301.39	19.74	360	242	SI	64	

Tabla 2-2. Datos arrojados por el algoritmo de estimación de umbrales con proceso estadístico, usando tres coordenadas.

Se establecieron los siguientes valores; tres para el factor multiplicador y cuatro para los puntos por coordenada. La razón para esta selección es que los valores de umbrales obtenidos, fueron los que mas se acercaron a los valores seleccionados por el especialista antes de que se implementara el algoritmo semiautomático.

Con estos valores fijos, se probó el algoritmo en tres series de imágenes diferentes. Logrando la extracción del eje. (Figura 2-3).

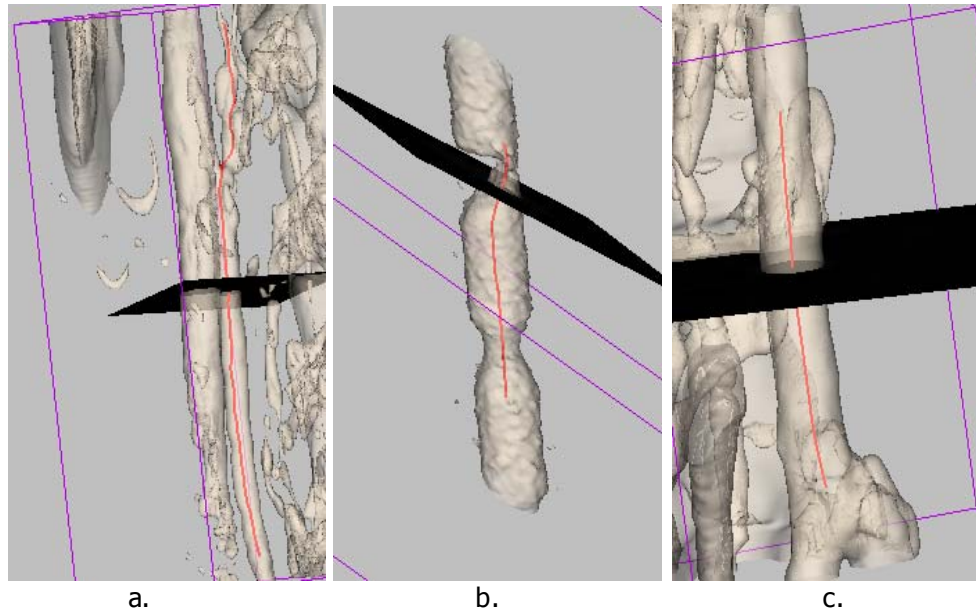


Figura 2-3. Vistas de eje extraído. a. Serie 1. b. Serie 2. c. Serie 3.

2.4 Discusión y conclusiones

El procesamiento de imágenes en tomografía computarizada requiere un tratamiento diferente al que se ha planteado para las imágenes adquiridas por resonancia magnética. El pre procesamiento sobre imágenes de TC pretende hacer una umbralización de las imágenes nativas 2D para entregar al algoritmo de extracción de eje un volumen con similares propiedades al volumen que se puede crear a partir de planos obtenidos con resonancia magnética donde el énfasis se hace en el lumen anulando las estructuras adyacentes. En las imágenes de TC, además de lumen, aparecen estructuras adyacentes que se manifiestan con múltiples componentes de intensidad, por lo que las técnicas de umbralización no son fácilmente repetibles de una serie a otra.

El algoritmo descrito en [WESARG04], donde se propone hacer la umbralización definiendo el rango con el 90% y 110% de la intensidad del punto seleccionado por el usuario, solo trabaja con imágenes de muy buena calidad donde el medio de contraste ha trabajado excepcionalmente y esta condición es difícil de mantener incluso entre tomas de la misma serie.

El pre procesamiento usando el método estadístico puede ser una solución sencilla y con considerables ventajas pues se minimiza el efecto de la variabilidad entre series. En esta implementación, los niveles de umbral para cada serie dependen de la calidad del plano que contiene el punto seleccionado y no solo de la suerte al seleccionar el punto. En las pruebas realizadas se pudo detectar la falta de resolución de las series en estudio, de esto existe evidencia en la tabla 1, donde solo con tres píxeles de desplazamiento teniendo como referencia el píxel seleccionado, el nivel de intensidad cae a cero, lo que nos lleva a pensar que el índice señalaba píxeles fuera del lumen.

Hallazgos en el desarrollo de este trabajo hacen pensar que las fuentes de adquisición insertan alta variabilidad en los dominios de intensidad por cada zona y es por esta razón que los umbrales definidos para un grupo de series podrían no ser óptimos para los grupos de series provenientes de otras fuentes.

El trabajo expuesto en el capítulo 3 se basa en la premisa del párrafo anterior. En este trabajo, se determinan cuantitativamente las diferencias entre las fuentes de información y se amplía el alcance del trabajo expuesto en [FLOREZ04].

Caracterización estadística de zonas de interés en imágenes de tomografía computarizada.

3.1 Introducción

Inicialmente se enfrentó el problema de segmentar las estructuras existentes en un corte de tomografía computarizada (CT) usando umbrales de intensidad definidos por el 90% y 110% de la intensidad de un punto semilla [WESARG04]. Los resultados no fueron los que se registraron en la literatura sobre implementaciones previas y algunas imágenes, después del pre-procesamiento tenían mas artefactos que las imágenes originales, con el agravante de que estas nuevas imágenes se presentan en solo dos intensidades limitando la posibilidad de cualquier otro tipo de procesamiento.

El problema se vuelve entonces un problema estadístico dada la variabilidad que muestran las imágenes en cuanto a las intensidades aun en un mismo corte. El paso obligado es hacer un estudio estadístico involucrando los vecinos del punto semilla con el cual se hace la segmentación para obtener un valor promedio que se ajusta dinámicamente, basándose en la variabilidad de intensidades en la región de interés (ROI). En este grupo de experimentos, se mantiene el estudio en el dominio de un corte, sin embargo se puede identificar que los niveles de umbralización que resultan de un corte no son característicos de las diferentes ROIs a lo largo del volumen, por esta razón el experimento pudo limpiar la imagen en la que se hizo el estudio estadístico y algunos cortes vecinos pero los cortes mas alejados del corte donde se hace la estadística siguen presentando artefactos.

En este punto del estudio se hace necesario construir un experimento robusto donde se puedan aislar las variables controlables que afectan la uniformidad de las imágenes y reconocer el grado de incidencia de las variables no controlables sobre la intensidad de las diferentes estructuras que pueden aparecer en un corte.

Este trabajo parcial incluye los detalles de diseño del experimento, los resultados estadísticos de la implementación, una comparación grafica con los resultados del estudio fotométrico realizado por Flórez [FLOREZ04], y sugerencias sobre los rangos de intensidad para cada una de las estructuras que aparecen en CT, dependiendo del laboratorio donde se hizo la adquisición.

3.2 Metodología.

En el diseño del experimento se trató de mantener toda posibilidad de ruido, al margen de la implementación. Por eso se involucran diferentes plataformas y se hace uso de formatos de intercambio de información entre aplicaciones especializadas como SCILAB, Mysql y otras más genéricas como Calc. Se modificó la interfaz de MARACAS para que reaccionara a interacción por parte del usuario, conforme a las necesidades de este experimento y permitiera la extracción de

intensidades sobre los cortes nativos. Se creó una clase con toda la funcionalidad estadística y de generación de archivos de datos separados por comas (Archivos de extensión CSV). Estos formatos son compatibles ciento por ciento con mecanismos de importe tanto en Calc como en Mysql. De esta forma, la información viaja de una aplicación a otra en su totalidad o por agrupación selectiva que realiza un programa especializado en consultas y cuya fiabilidad ha sido comprobada incluso en necesidades industriales.

En la modificación de la interfaz de maracas se usaron métodos inicialmente creados para visualizar puntos dentro del contexto de otras implementaciones y se trajeron a esta implementación, con el objetivo de entregar realimentación sobre las zonas que el programa tendría en cuenta para extraer las medidas de intensidad. De esta forma se controló en todo momento la posibilidad de que una ROI abarcara un espacio que pudiese ser compartido por dos o más zonas a caracterizar dentro de un corte de CT.

3.3 Diseño del experimento

3.3.1 Cantidad de muestras.

En experimentos anteriores se ha intentado definir rangos de umbralización que se basan en la información de un punto semilla seleccionado por el especialista. Como se sugiere en [WESARG04]. Por la variabilidad en intensidades que existe en un mismo corte, se decide definir una ROI y hacer un promedio de intensidades en esa ROI para posteriormente determinar un rango de umbralización, basándose en la variabilidad que presentaron los datos en el corte. Desde el mismo momento en el que se incluye el factor de incertidumbre, se hace necesario manejar mas muestras y de esa forma hacer que la cantidad de puntos seleccionados en la ROI sea representativa. Sin embargo, se sigue definiendo un rango de umbralización para todo el volumen con la información de intensidad que resulta del análisis sobre un corte. Los resultados de este segundo experimento generan la necesidad de definir la media y el factor de incertidumbre en intensidad, usando todo el volumen y es esta precisamente la medida de diseño que se tomo para aumentar la cantidad de muestras.

3.3.2 Cercanía de las zonas y variación en la intensidad aun en el mismo corte

La cercanía de las zonas a caracterizar y la facilidad con la que se puede definir donde se encuentra la frontera entre ellas depende del parámetro de resolución llamado *píxel spacing (PS)*. Si bien una ROI amplia en un corte tiene como consecuencia inmediata un mayor numero de muestras, al final de estudio sobre todo el volumen, esta misma práctica hace que se pierda selectividad y si el parámetro PS es muy grande, entonces la probabilidad de tomar valores de intensidad de una zona cuando se está caracterizando otra, crece. Ante este problema se ha definido por protocolo que la ROI debe ser de 1.5 mm y el programa usa el parámetro PS que se encuentra en el encabezado DICOM para determinar dinámicamente cuantos píxeles entran en el estudio por cada corte de CT.

3.3.3 Influencia del protocolo de adquisición en cada entidad.

De la forma como se adquieren las imágenes no se conoce mucho y a través de la información del encabezado DICOM es imposible determinar si las imágenes se adquirieron siguiendo con rigurosidad el protocolo. Los parámetros del encabezado DICOM corresponden a información de

configuración y son estáticos en todos los cortes para un mismo paciente. Las diferencias que puedan existir en los datos arrojados por diferentes laboratorios se deben atribuir a las diferentes configuraciones y protocolos de adquisición. Pero primero se debe definir si dicha diferencia existe. Para determinar si hay influencia del protocolo de adquisición en la información generada por los laboratorios, se hacen agrupaciones por laboratorios y se determinan medias e incertidumbre para cada zona en cada laboratorio.

3.4 Mecanismo de adquisición de las muestras.

- a. Se carga normalmente el paciente usando el aplicativo de maracas.
- b. Se define el volumen de interés (VOI).
- c. se recorren uno a uno los cortes que conforman el VOI, seleccionado un punto en cada corte donde el programa debe determinar:
 - Cantidad de píxeles a desplazarse a partir del punto semilla en x y y tales que el punto semilla quede en el centro de un cuadrado que tiene 1.5 mm de lado.
 - Un área circular que cabe perfectamente dentro del área cuadrada previamente definida y que se constituye en la ROI.
 - Determinar la intensidad de cada punto, obtener promedio, varianza, desviación estándar, todo esto, en la ROI.
 - Modificar un archivo de datos separados por comas, adicionando los datos generados en el aparte anterior e incluyendo las coordenadas de cada punto x,y,z en la ROI. También se incluyen datos del encabezado DICOM que fueron definidos como variables controlables.
 - Saltar al próximo plano donde se espera selección del nuevo punto.

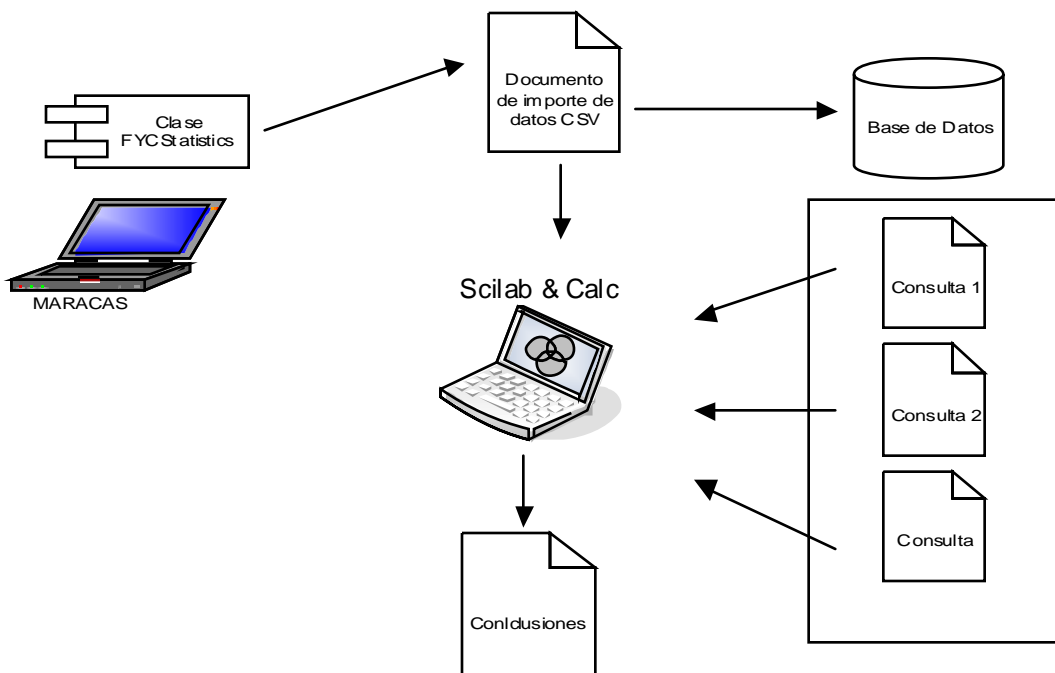


Figura 3-1. Flujo de información en el experimento.

3.5 Resultados

La tabla 3-1 presenta la ficha técnica del experimento desarrollado. En ella se pueden ver el número de registros recopilados, la discriminación de estos registros por zonas de interés (lumen, calcificaciones, lumen en presencia de calcificación y fondo) y el número de laboratorios evaluados. Las tablas posteriores son los rangos para cada zona discriminadas por laboratorio.

Ítem	Valor
Número de registros	8526
Número de laboratorios	4
Muestras en lumen	7635
Muestras en calcificación	2930
Muestras en fondo	8516
Muestras de lumen en presencia de calcificación	1938

Tabla 3 -1. Ficha técnica del experimento.

3.5.1 Registro de Umbrales por Zona para: HOTEL DIEU LYON.

Definición de rangos para Lumen				
X	prom - x*desv	prom + x*desv	Ptos Fuera de rango	%
1,8	229	302	151	10
2,0	225	306	117	8
2,2	221	310	82	5
2,4	217	314	59	4
2,6	213	318	41	3
2,8	209	322	27	2
3,0	205	326	20	1
3,2	201	330	16	1
3,4	197	335	13	1
3,6	192	339	5	0

Resumen estudio fotométrico-Lumen				
Institución	Promedio	Varianza	Desviación	Muestras
Hotel Dieu Lyon	265,5369	411,8004	20,2929	1531

Tabla 3 -2. HOTELDIEU LYON. a. Rangos de intensidad para lumen. b. datos estadísticos lumen

Definición de rangos para calcificación				
X	prom - x*desv	prom + x*desv	Ptos Fuera de rango	%
1,0	660	1294	107	34
1,2	597	1357	69	22
1,4	533	1421	42	13
1,6	470	1484	30	10
1,8	407	1547	19	6
2,0	343	1611	12	1

Resumen estudio fotométrico-calcificación				
Institución	Promedio	Varianza	Desviación	Muestras
Hotel Dieu Lyon	977,0446	100420,5795	316,8921	314

Tabla 3 -3. HOTELDIEU LYON. a. Rangos de intensidad para Calcificación. b. datos estadísticos Calcificación.

Definición de rangos para fondo				
X	prom - x*desv	prom + x*desv	Ptos Fuera de rango	%
1,0	17	84	578	38
1,2	10	90	411	27
1,4	4	97	280	18
1,6	-3	104	7	0

Resumen estudio fotométrico-fondo				
Institución	Promedio	Varianza	Desviación	Muestras
Hotel Dieu Lyon	50,3298	1105,9990	33,2566	1531

Tabla 3 -4. HOTELDIEU LYON. a. Rangos de intensidad para Fondo. b. datos estadísticos Fondo.

3.5.2 Registro de Umbrales por Zona para: CHU LA CAVALE BLANCHE BREST.

Definición de rangos para lumen				
X	prom - x*desv	prom + x*desv	Ptos Fuera de rango	%
1,0	273	425	823	36
1,2	257	440	556	24
1,4	242	455	363	16
1,6	227	470	190	8
1,8	212	486	34	1
2,0	197	501	20	1

Resumen estudio fotométrico-lumen				
Institución	Promedio	Varianza	Desviación	Muestras
BREST	348,6410	5784,7725	76,0577	2273

Tabla 3 -5. CHU LA CAVALE BLANCHE BREST. a. Rangos de intensidad para lumen. b. datos estadísticos Lumen.

Definición de rangos para calcificación				
X	prom - x*desv	prom + x*desv	Ptos Fuera de rango	%
1,0	842	1486	463	33
1,2	778	1550	344	24
1,4	713	1615	254	18
1,6	649	1679	178	13
1,8	584	1743	81	6
2,0	520	1808	38	3

Resumen estudio fotométrico-calcificación				
Institución	Promedio	Varianza	Desviación	Muestras
BREST	1163,9063	103676,1660	321,9878	1408

Tabla 3 -6. CHU LA CAVALE BLANCHE BREST. a. Rangos de intensidad para Calcificación. b. datos estadísticos Calcificación.

Definición de rangos para fondo				
X	prom - x*desv	prom + x*desv	Ptos Fuera de rango	%
1,0	12	69	1305	45
1,2	6	75	1061	36
1,4	1	80	699	24
1,6	-5	86	56	2
1,8	-11	92	11	0

Resumen estudio fotométrico-fondo				
Institución	Promedio	Varianza	Desviación	Muestras
BREST	40,5110	804,6379	28,3661	2914

Tabla 3-7. CHU LA CAVALE BIANCHE BREST. a. Rangos de intensidad para fondo. b. datos estadísticos fondo.

3.5.3 Registro de Umbrales por Zona para: SCANNER CT PONTCHAILLOU RENNES.

Definición de rangos para lumen				
X	prom - x*desv	prom + x*desv	Ptos Fuera de rango	%
1,0	255	369	323	17
1,2	244	380	259	14
1,4	232	392	257	13
1,6	221	403	253	13
1,8	209	415	249	13
2,0	198	426	227	12
2,2	187	437	188	10
2,4	175	449	89	5
2,6	164	460	39	2

Resumen estudio fotométrico-lumen				
Institución	Promedio	Varianza	Desviación	Muestras
RENNES	312,0288	3247,3208	56,9853	1907

Tabla 3-8. SCANNER CT PONTCHAILLOU. a. Rangos de intensidad para lumen. b. datos estadísticos lumen.

Definición de rangos para calcificación				
X	prom - x*desv	prom + x*desv	Ptos Fuera de rango	%
1,0	497	1075	181	27
1,2	440	1133	135	20
1,4	382	1191	79	12

Resumen estudio fotométrico-calcificación				
Institución	Promedio	Varianza	Desviación	Muestras
RENNES	786,2605	83462,1719	288,8982	668

Tabla 3-9. SCANNER CT PONTCHAILLOU. a. Rangos de intensidad para calcificación. b. datos estadísticos calcificación.

Definición de rangos para fondo				
X	prom - x*desv	prom + x*desv	Ptos Fuera de rango	%
1,0	44	74	540	26
1,2	40	77	390	18
1,4	37	80	275	13
1,6	34	83	160	8
1,8	31	86	117	6
2,0	28	89	84	4

Resumen estudio fotométrico-fondo				
Institución	Promedio	Varianza	Desviación	Muestras
RENNES	58,5599	226,7006	15,0566	2111

Tabla 3 -10. SCANNER CT PONTCHAILLOU. a. Rangos de intensidad para fondo. b. datos estadísticos fondo.

3.5.4 Registro de Umbrales por Zona para: HOP SALENGRO LILLE

Definición de rangos para fondo				
X	prom - x*desv	prom + x*desv	Ptos Fuera de rango	%
1,0	359	493	239	12
1,2	346	507	200	10
1,4	332	520	185	10
1,6	319	534	176	9

Resumen estudio fotométrico-lumen				
Institución	Promedio	Varianza	Desviación	Muestras
Lillie	426,2209	45 14,4988	67,1900	1924

Tabla 3 -11. HOP SALENGRO LILLE. a. Rangos de intensidad para lumen. b. datos estadísticos lumen.

Definición de rangos para calcificación				
X	prom - x*desv	prom + x*desv	Ptos Fuera de rango	%
1,0	938	1419	179	33
1,2	890	1467	130	24
1,4	842	1515	97	18
1,6	794	1564	61	11
1,8	746	1612	37	7
2,0	698	1660	19	4

Resumen estudio fotométrico-calcificación				
Institución	Promedio	Varianza	Desviación	Muestras
LILLIE	1178,6759	57876,9356	240,5763	540

Tabla 3 -12. HOP SALENGRO LILLE. a. Rangos de intensidad para calcificación. b. datos estadísticos calcificación.

Definición de Rangos para Fondo				
X	prom - x*desv	prom + x*desv	Ptos Fuera de rango	%
1,0	41	94	247	13
1,2	36	99	159	8
1,4	31	104	131	7
1,6	25	110	108	5
1,8	20	115	89	5
2,0	15	120	87	4

Resumen estudio fotométrico-Fondo				
Institucion	Promedio	Varianza	Desviacion	Muestras
LILLIE	67,5330	692,3882	26,3133	1970

Tabla 3 -13. HOP SALENGRO LILLE. a. Rangos de intensidad para fondo. b. datos estadísticos fondo.

3.6 Observaciones

Los rangos sugeridos en las gráficas anexas se definieron usando una de las siguientes reglas:

- La cantidad de puntos fuera del rango es menor al 1% del total de la muestra.
- La cantidad de puntos fuera del rango es mayor al 1% pero el 98% de esos puntos se ubica en una zona donde no es necesario definir frontera¹

Para cada una de las zonas evaluadas, se hizo un estudio estadístico del comportamiento de las intensidades. El análisis se hizo de forma independiente para cada uno de los laboratorios.

Una vez definidos los rangos de cada una de las zonas, por laboratorio, se hizo una comparación de dichos valores, por zona, entre laboratorios. Los valores también fueron comparados con los arrojados, para cada una de las zonas, por el estudio fotométrico realizado por Flórez [FLOREZ04].

3.7 Discusión y Conclusiones

Una revisión detallada de los resultados obtenidos para cada uno de los laboratorios permite ver que el protocolo de adquisición que se aplica en cada una de estas instituciones tiene una influencia considerable sobre los cortes nativos. Schoepf [SCHOEPF04] en una revisión que hace sobre tomografía computarizada, aunque en arterias coronarias, sostiene que no existe en la literatura un consenso sobre la dosis de radiación que se debe aplicar durante el proceso de escáner para la visualización de las estructuras de interés. Esta aseveración justifica los diferentes resultados obtenidos para cada uno de los laboratorios.

La solución ideal para evitar la heterogeneidad de las imágenes resultantes es la elaboración de un protocolo estándar de adquisición de imágenes. En vista de que puede ser difícil alcanzar la unificación de protocolos entre las distintas instituciones y que ni siquiera en la literatura se puede encontrar un consenso, es necesario plantear una alternativa desde las herramientas de software que procesan las imágenes adquiridas.

¹ Se refiere a los puntos en fondo que tienden a cero y a los puntos en calcificación que se alejan de la zona de lumen.

En dicho sentido, se propone modificar el software de procesamiento MARACAS para que esté en capacidad de identificar el laboratorio que adquirió las imágenes y, con base en esta información, proceder. El encabezado DICOM de las imágenes de tomografía computarizada contiene información que permite identificar el laboratorio. Una vez el software identifica cual es el laboratorio puede trabajar sobre el rango de intensidades asociado a este.

Esta propuesta se soporta en las graficas anexas donde se puede apreciar que los rangos para lumen, calcificación y fondo en un mismo laboratorio no se traslapan y que estas zonas, lejos de estar estrechamente unidas, dejan una ventana de entre 3% y 8% del máximo de intensidad encontrada para el laboratorio en particular.

La única excepción a esta regla se presenta en RENNIS donde existe traslape entre las zonas de calcificación y lumen dada la alta variabilidad que existe en los datos. Esta alta variabilidad hace que la desviación estándar crezca y por eso al intentar definir rangos simétricos por medio de un factor multiplicador de la desviación, el limite inferior para calcificación se encuentra rápidamente con el limite superior hallado para lumen, y aun así, el experimento sigue mostrando un 7% de los puntos fuera del rango para calcificación. Un análisis menos apresurado permite ver que este 7% se debe a los puntos que están en el tope de umbral de calcificación y no en la parte baja donde se presenta el problema de traslape con la zona de lumen.

Los resultados obtenidos fueron registrados en una base de datos bajo MySql y se generaron las consultas en lenguaje SQL para garantizar la repetitibilidad del experimento. Nuevas consultas pueden ser generadas para cruzar o comprobar la información registrada.

3.8 Registros de dispersión de intensidad en zonas por laboratorios.

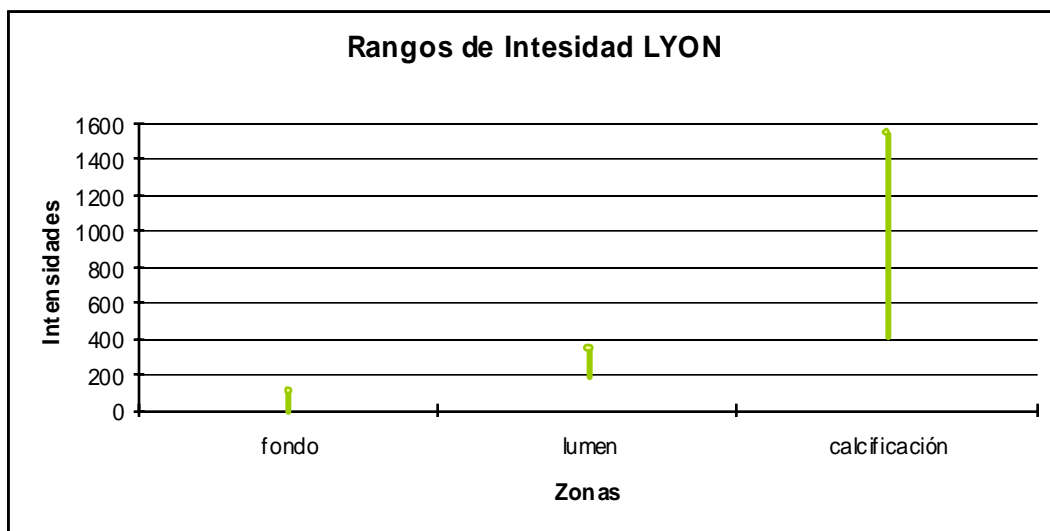


Figura 3-1. Dispersión de intensidades por zona para LYON.

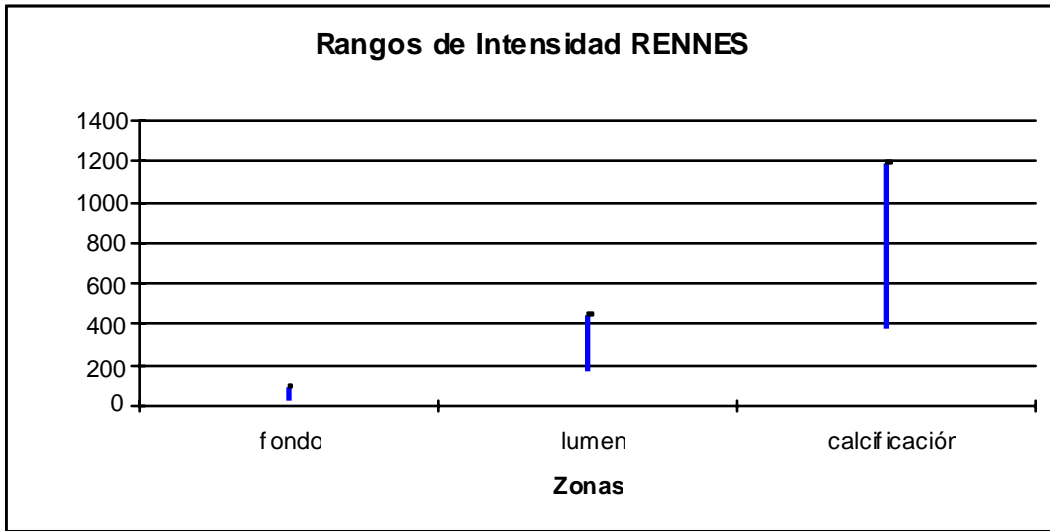


Figura 3-2. Dispersión de intensidades por zona para RENNES.

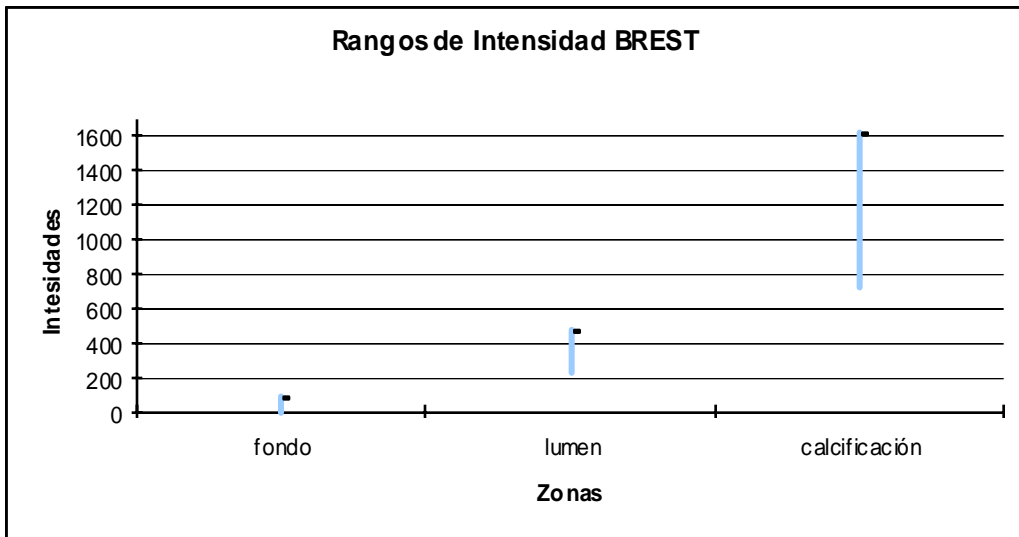


Figura 3-3. Dispersión de intensidades por zona para BREST.

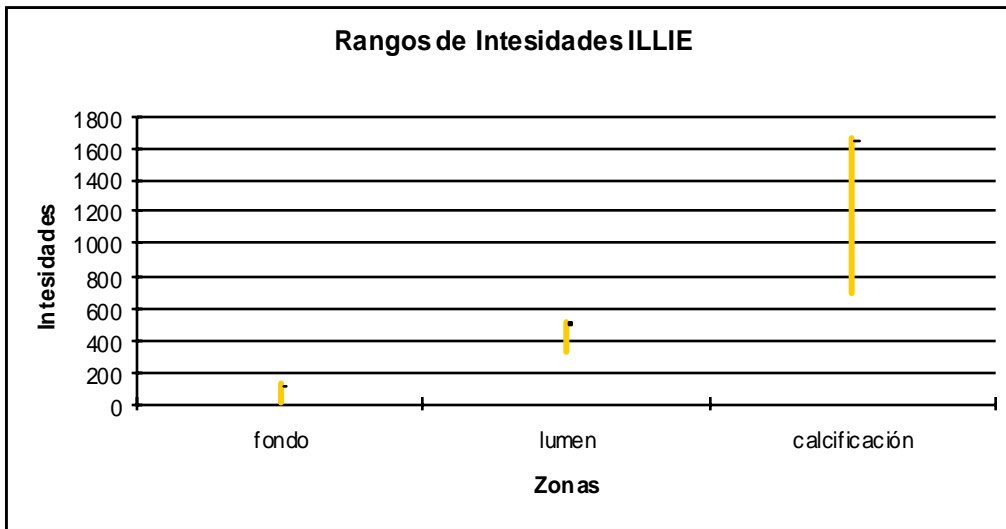


Figura 3-4. Dispersión de intensidades por zona para ILLIE.

3.9 Comparación grafica de dispersión por zonas entre laboratorios.

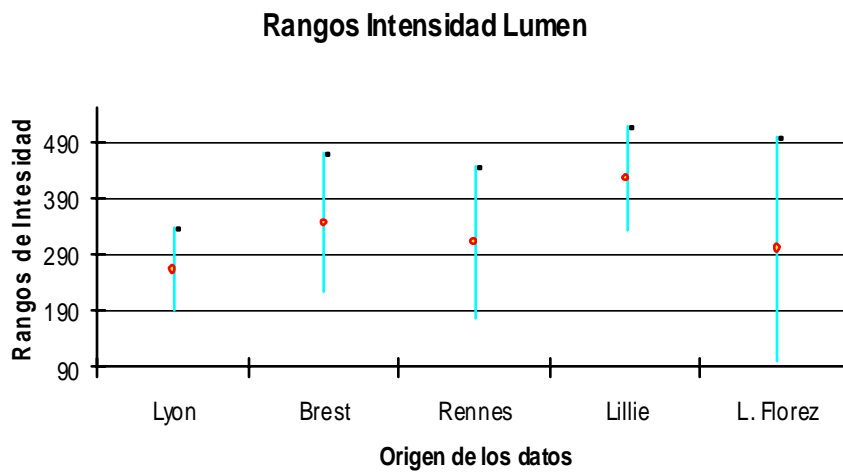


Figura 3-5. Dispersión de intensidades en lumen por laboratorios. Se incluye rango estadístico registrado en [FLOREZ04].

Rangos Intensidad Calcificación

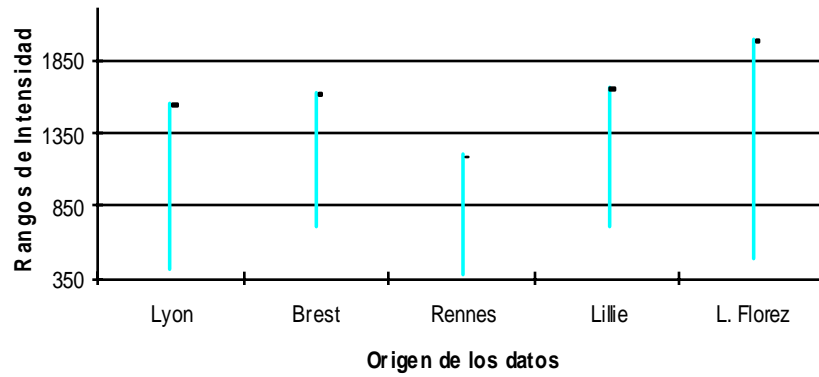


Figura 3-6. Dispersión de Intensidades en Calcificación por laboratorios. Se incluye rango estadístico registrado en [FLOREZ04].

Rangos Intensidad Fondo

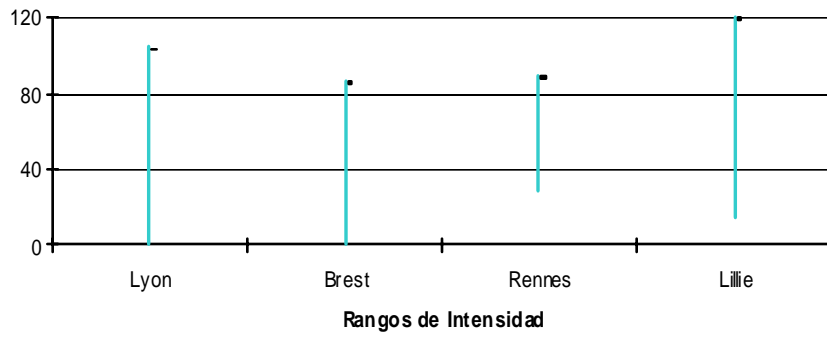


Figura 3-7. Dispersión de Intensidades en fondo por laboratorios.

Ubicación y supresión de calcificaciones por gradiente de cambio en el patrón de intensidades.

4.1 Introducción.

La información suministrada en el capítulo 3 garantiza una segmentación precisa con un seguridad del 93%. Sin embargo hay dos situaciones en las que el estudio estadístico no es suficiente. Una de ellas es cuando el 7% de incertidumbre se manifiesta y la otra ocurre cuando se pretende trabajar con series que provienen de algún laboratorio no incluido en el estudio del capítulo 3. Estas dos razones son mas que contundentes para pensar en la necesidad de crear un método capaz de generar los valores de umbralización de manera automática y que sea independiente del protocolo de adquisición.

La propuesta descrita en este trabajo pretende cubrir el 7% de incertidumbre que presenta el estudio estadístico [YEPES07] y la posibilidad de manejar imágenes de una nueva fuente de la cual no se tenga histórico. Esta aproximación comienza transformando el patrón matricial de intensidades de cada corte en un vector. Una vez se transforma la imagen, se analizan las características geométricas del vector resultante y se determinan relaciones entre los fenómenos que muestra el vector y su procedencia en la imagen. Luego, se usan técnicas propias del procesamiento digital de señal para definir fronteras. Finalmente, se lleva el vector al dominio bidimensional con la información de umbralización requerida. El procesamiento de señal se ejecuta todo el tiempo en el dominio del tiempo lo que resulta liviano en términos de peso computacional.

4.2 Metodología.

El método desarrollado pretende eliminar las calcificaciones utilizando la razón de cambio en la intensidad que se presenta entre las diferentes zonas de la imagen. El procedimiento empieza con la aplicación de un filtro pasa bajas sobre la imagen vectorizada, donde se eliminan los cambios bruscos. Este filtro garantiza que los cambios más bruscos en el vector resultante se generen por el paso de una zona a otra y no un efecto de cuantización. Posteriormente se detecta la envolvente para definir por umbral sobre el vector de envolvente, las regiones donde se deben buscar las calcificaciones. Luego, se ejecuta una función gradiente que identifica las zonas de cambio abrupto para posteriormente hacer énfasis en estos cambios con una función no lineal que favorece los valores grandes y hace mas pequeños los valores pequeños. Finalmente se ejecuta una integral de ventana deslizante para suavizar el vector resultante y darle la amplitud necesaria para cubrir los picos del arreglo original.

A partir de una región de interés (ROI), seleccionada por el usuario, se transforma la imagen en un vector leyendo los valores de intensidad en forma fila por columna. Es a este arreglo al que se le aplica todo el procedimiento descrito a continuación.

4.2.1 Aplicación de filtro de suavizado y corrección de retraso.

Una vez se tiene el vector que representa el perfil de intensidades, se eliminan las frecuencias altas con el siguiente filtro recursivo:

$$y(nT) = (2y(nT - T) - y(nT - 2T) + x(nT) - 2x(nT - 6T) + x(nT - 12T)) / 36 \quad (1)$$

Donde y es la señal de salida, x la señal de entrada n el numero de muestra y T es el periodo de muestreo.

El filtro presenta un retraso de 6 muestras por lo que se requiere de la siguiente función de corrección:

$$y(nT - 6) = x(nT) \quad (2)$$

El vector resultante es visualizado para un caso particularmente complejo donde aparecen todas las estructuras a caracterizar en un medio con muchos artefactos. Ver figura 4-1.

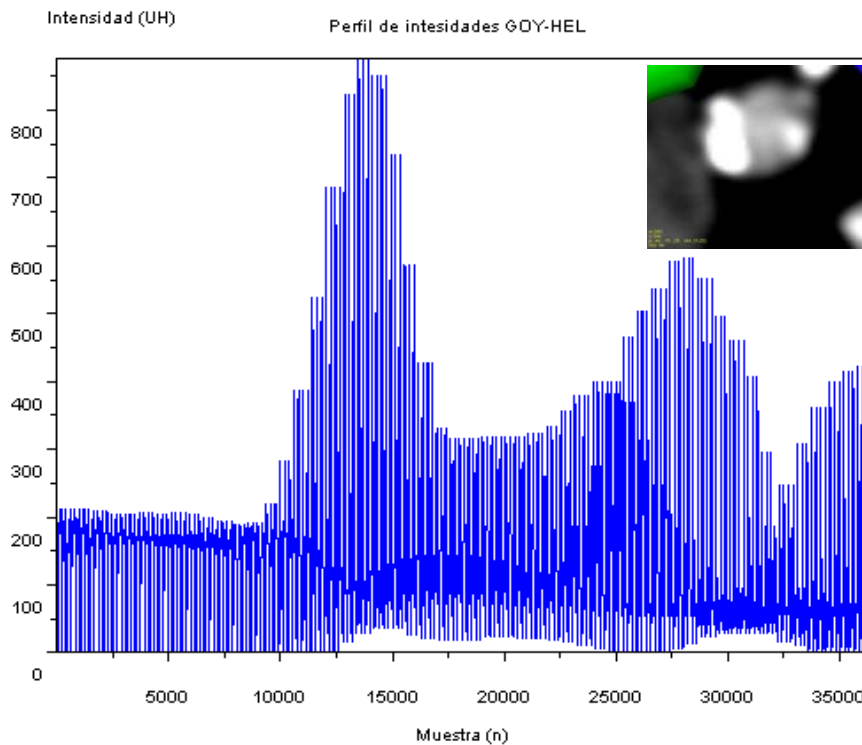


Figura 4-1. a. Corte de CT nativo. b. vector de intensidades correspondiente al plano de CT. Base de datos carmedas.

4.2.2 *Detección de envolvente y vector de envolvente bajo umbral.*

La figura 1b muestra una señal de alta frecuencia siendo modulada en amplitud por una señal de baja frecuencia que a juzgar por la imagen original, entrega información relacionada con las zonas características en la imagen. La información de interés se encuentra en la envolvente del vector.

El proceso de detección de envolvente busca recuperar la señal de baja frecuencia. El problema se reduce a la implementación de un sistema igual al que se usa para recuperar los mensajes en un radio receptor de AM. Una técnica ampliamente usada en telecomunicaciones.

Existen filtros detectores de envolvente muy eficientes como el que se describe en [SOMMO05]. Este filtro usa la transformada de Hilbert y la transformada de Fourier discreta para calcular cada una de las muestras y luego debe aplicarse la transformada de Fourier inversa para regresar al dominio del tiempo. El filtro fue diseñado para entorno de telecomunicaciones donde la recuperación del mensaje es crítica y la calidad del receptor depende de la fidelidad del sistema de detección de envolvente. Sin embargo se sabe que no es usado en transmisiones en tiempo real por que es pesado computacionalmente [FRITSCH99]. Si el algoritmo es descartado para sistemas de tiempo real en el campo de las telecomunicaciones, es también descartado en esta aplicación en particular pues una de las limitantes es el tiempo de ejecución.

Se busca la mejor opción de detección de envolvente en cuanto carga computacional como la que se describe en [FRITSCH99],

Este método requiere información precisa sobre la frecuencia de muestreo y su relación con la portadora. Nuestro vector de información no es el resultado de un proceso de modulación en amplitud y el objetivo no es recuperar un mensaje pero si es importante que la portadora sea lo mas fiel posible para mantener los niveles de intensidad de la imagen original. Este algoritmo trabaja en el dominio del tiempo por esta razón no se requieren transformadas para transportar la información de un dominio a otro, esto representa una ventaja en tiempo de ejecución.

La función para detección de envolvente en el dominio del tiempo es:

$$y(nT) = \sqrt{x(nT)^2 + \left[\frac{x(nT-T)}{\sin \omega} - \frac{x(nT)}{\tan \omega} \right]^2} \quad (3)$$

Para aplicar (3) se debe conocer la relación entre la frecuencia de la señal portadora y la frecuencia de muestreo ω . Se debe entonces definir donde se encuentra esa información cuando la señal de AM proviene de una fuente no convencional como el patrón de intensidades de una imagen de CT.

La señal de alta frecuencia es el producto de corte de una fila, es decir que la frecuencia de la portadora es conocida, se asume que hay un ciclo por cada cambio de fila, se podría determinar entonces que la señal portadora tiene una frecuencia de 1 Hz. En ese orden de ideas la frecuencia de muestreo es igual a la cantidad de muestras que hay en una fila, este dato es variable y depende del ancho de la ROI. Todo lo anterior sugiere una implementación adaptativa cuya única variable es el ancho de la ROI, el alto solo modifica la extensión del vector pero no su frecuencia de cambio y tampoco la cantidad de muestras por líneas, es decir, el alto de la ventana no modifica la frecuencia de muestreo. Con estas relaciones, es siempre posible determinar el parámetro ω .

Sobre el vector de envolvente se aplica una función de umbral. Este umbral no es crítico y fue seleccionado como el mínimo valor para calcificación entre todos los laboratorios registrado en el anexo 1. La función consiste en llevar a un nivel negativo todos los valores en el vector que estén

por encima del umbral. Esta operación se hace con la intención de disminuir el tiempo de ejecución de las rutinas siguientes pues, todas ellas, se aplican solo a los índices de vector cuyos valores son negativos en el vector de envolvente bajo umbral.

4.2.3 *Calculo de gradiente de crecimiento, énfasis en grandes cambios y ventana de promediado.*

Se seleccionan en el vector resultante de (1), todos los tramos correspondientes a valores negativos en el vector de envolvente con umbral. Se ejecuta una función de gradiente simple cuya ecuación es:

$$y(nT) = x(nT - T) - x(nT) \quad (4)$$

El vector de gradiente transforma las pendientes más pronunciadas que aparecen en el vector de intensidades filtrado, en picos de amplitud.

Para darle énfasis a los cambios abruptos e incluir las pendientes descendentes, se aplica una función no lineal con la siguiente formula:

$$y(nT) = y(nT)^2 \quad (5)$$

Finalmente se aplica una ventana de promediado para envolver las zonas pico en el vector original.

$$y(nT) = \frac{1}{N} \left[x(nT) + \sum_{M=1}^{N-1} x(nT - (N - M)T) \right] \quad (6)$$

Donde N es el tamaño de la ventana y M es un índice de sumatoria. El valor de N es seleccionado con el 5% de las muestras incluidas en una fila.

4.3 **Guía grafica del método**

A continuación se registran los resultados gráficos para cada paso descrito en el procedimiento. El procedimiento es ejecutado sobre un corte de CT seleccionado por presentar todas las zonas de interés.

Paso 1. Filtrado

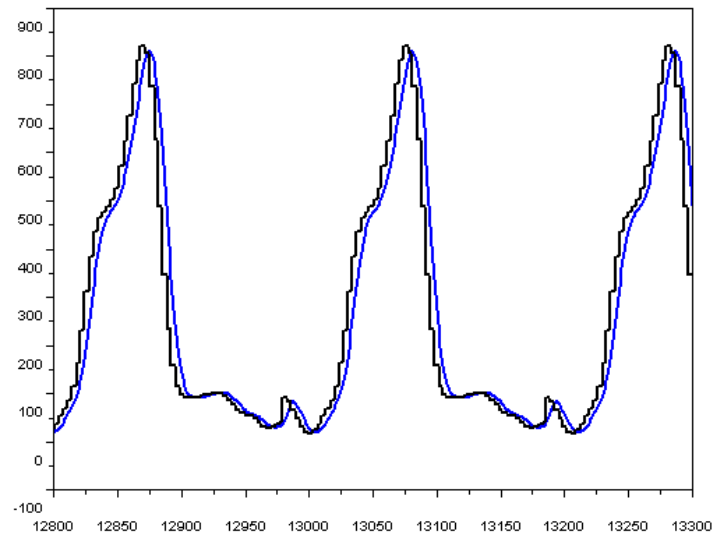


Figura 4-2. Vector perfil de intensidad (negro) y vector después de filtro (azul).

La línea azul en el gráfico 4-2, es una versión filtrada del perfil de intensidades que resulta conveniente para el algoritmo de detección de envolvente, pues los cambios bruscos hacen que el vector resultante presente picos que nada tienen que ver con la envolvente.

Paso 2. Detección de envolvente.

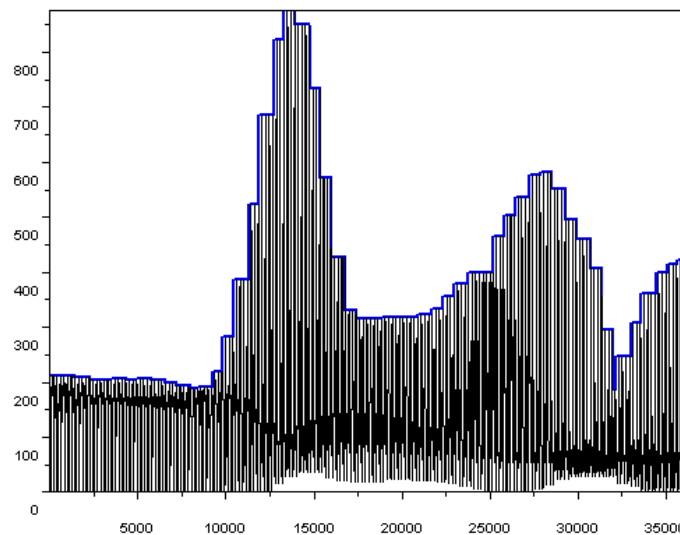


Figura 4-3. Vector de envolvente (azul) perfil de intensidades (negro).

En la figura 4'3, el vector de envolvente ignora las variaciones fuertes en el perfil de intensidades.

Paso 3. Umbral sobre envolvente.

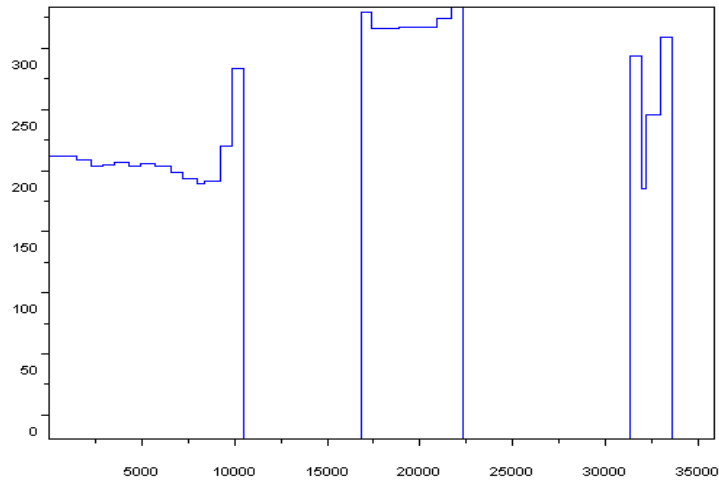


Figura 4-4. Aplicación del umbral (350) sobre envolvente.

Los pasos siguientes solo se ejecutan sobre las regiones donde el perfil es menor que cero en el vector de la figura 4-4.

Paso 4. Gradiente de crecimiento énfasis en cambios bruscos y ventana de promediado.

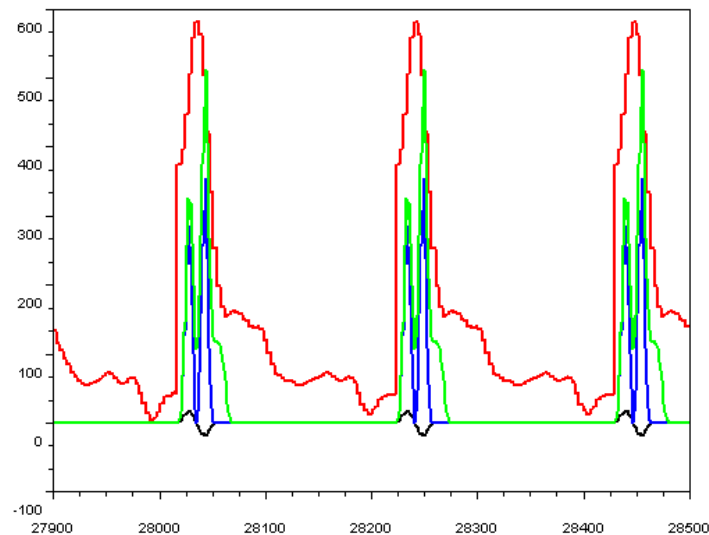


Figura 4-5. Vector perfil de intensidades (rojo), gradiente (negro), énfasis cambios bruscos (azul), vector de ventana de promediado (verde).

Las calcificaciones se encuentran asociadas a los cambios más bruscos y esos cambios bruscos están en los índices donde la señal resultado del proceso crece, ver vector de ventana de promediado en la figura 4-5. La operación de sustracción se hace entre los dos vectores de la figura 4-6.

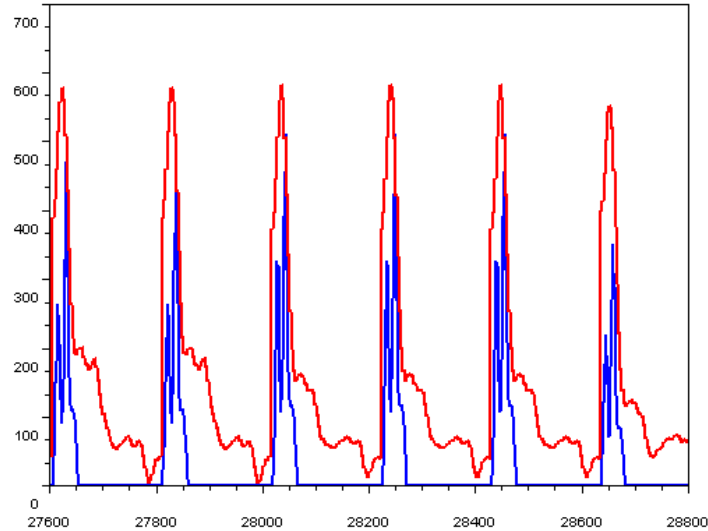
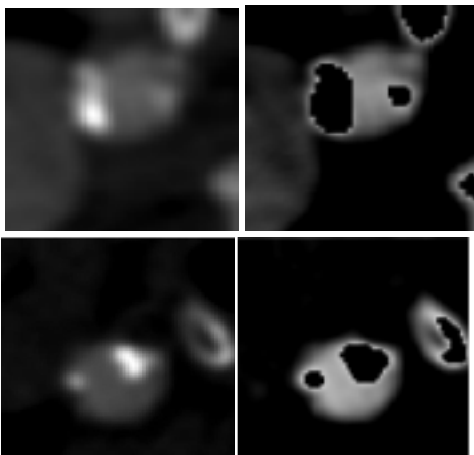


Figura 4-6. Vector original (rojo), vector resultado del proceso (azul).

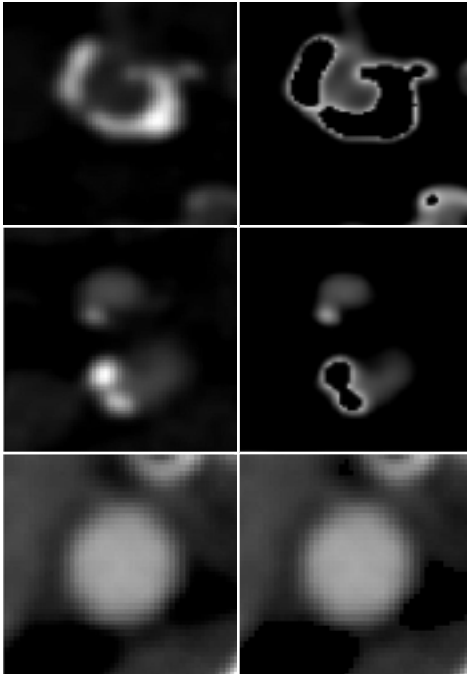
4.4 Resultados

Para comprobar la operación del algoritmo se reconstruyeron la imagen original y la imagen después de la sustracción ver figura 4-7, para varios casos concluyentes.



En este caso, el trabajo de la envolvente fue bastante preciso. Las zonas de alta intensidad fueron retiradas. el lumen que presenta la imagen tratada es óptimo para el algoritmo de extracción de eje.

En este caso, a pesar de que el umbral no crítico usado para la envolvente fue bajo, se retiro aparentemente mas calcificación de lo que realmente es calcificación. esto se debe a que el proceso de envolvente trabaja por filas y los gradientes resultaron ser altos en toda la zona retirada.



El método retira toda la zona, aparentemente todo es calcificación pero podría haberse presentado un error por presencia de zona hipodensa, lo que haría aumentar el gradiente y por eso se retiró todo el espacio que muestra la imagen tratada.

En estas imágenes, se muestra una zona de alta intensidad que no fue retirada. Esto ocurre por que aun los puntos alrededor de la zona de alta intensidad, tiene alta intensidad también y el gradiente se ha hecho pequeño.

El placebo. Según nuestro criterio de envolvente, en este tipo de imágenes el método no debería trabajar, sin embargo, estructuras de alta intensidad fuera del lumen (zona inferior derecha) hacen que el método sea aplicado y se consume tiempo. Lo anterior no tiene consecuencia alguna sobre la extracción del eje.

Figura 7. Imágenes reconstruidas a partir de vectores. Izq. Vector de intensidades original. Der. Vector de intensidades después de proceso.

El método fue ejecutado en 11 cortes de CT, de diferentes laboratorios, en todos ellos se pudo localizar los puntos de alta intensidad.

4.5 Conclusiones.

Se creó un método para la localización de patologías severas en arteria carótida, que se basa en la razón de cambio en la intensidad entre una zona y otra.

Los pasos descritos en el método, involucran procedimientos sencillos validados e implementados en el campo de las telecomunicaciones.

El método descrito y las ecuaciones de diferencia registradas en este trabajo pueden ser implementados de manera directa en un Procesador digital de señal (DSP) para hacer el procesamiento desde el mismo momento de la adquisición.

El manejo de la detección de envolvente resulta conveniente pues el vector resultante define una tendencia que a la postre, filtra las variaciones fuertes generadoras de los efectos de isla que se presentan cuando se hace el preprocesamiento, usando umbrales inapropiados directamente sobre cortes de CT.

A pesar de que se intenta reducir el tiempo de ejecución restringiendo las zonas de análisis por medio de la envolvente, el método es lento respecto al preprocesamiento usando umbrales y el tiempo de ejecución no solo se incrementa con el tamaño de la ROI, también lo hace con la presencia de estructuras de alta intensidad que se encuentran por fuera de lumen.

Técnicas sobre los cortes nativos que intentan mejorar la resolución como el remuestreo, afectan el tiempo de ejecución del método descrito.

Si bien la resolución de la imagen es de 16 bits los valores de calcificación no se presentan por encima del valor decimal 2047. Lo anterior sugiere un corte de los 4 bits más significativos de la imagen puesto que siempre están en cero. Esto no solo mejora la velocidad de procesamiento, también disminuye el tamaño en bytes de la imagen.

El método propuesto puede ser reusado en el mismo corte después de eliminar las calcificaciones para obtener solo zonas de lumen. En este caso, cuando no hay calcificaciones, los cambios abruptos se presentan solo cuando se pasa de fondo a lumen y viceversa.

5 Bibliografía.

[AGAM05] Agam G, Armato SG, Wu C, Vessel tree reconstruction in thoracic CT scans with application to nodule detection. *IEEE Trans Med Imaging* 24, (2005) 486-499.

[ANTIGA01] Antiga L, Ene-Iordache B, Remuzzi G, Remuzzi A, Automatic generation of glomerular capillary topological organization. *Microvascular Research* 62, (2001) 346-354.

[AVANTS00] Avants BB, Williams JP. An adaptive minimal path generation technique for vessel tracking in CTA/CE-MRA volume images. In: delp SL, Digiorgio AM, Jaramaz B(eds) *MICCAI' 2000 – medical image computed assisted intervention*. Springer, Berlin Heidelberg New York. Pp. 707-716. 2000.

[BOLDAK03] Boldak, C., Y. Rolland, et al. (2003). "An improved model-based vessel tracking algorithm with application to Computed Tomography Angiography." *J. Biocybernetics & Biomed. Engineering* 3(1): 41-64.

[BULLITT01] Bullitt E, et al. Symbolic description of intracerebral vessels segmented from magnetic resonance angiograms and evaluation by comparison with X-ray angiograms. *Med Image Analysis* 5, (2001) 157-169.

[CARRILLO06] Carrilo, JF., Hernández-Hoyos, M, Dávila, E, Orkisz, M. Vascular tree extraction from 3D images. *Computer Assisted Radiology and Surgery*. 2006.

[DESCHAMPS01] Deschamps, T. and L. Cohen (2001). Fast extraction of minimal paths in 3D images and applications to virtual endoscopy. *Medical Image Analysis* 5: 281-299.

[DESCOTEAUX04] Descoteaux M, Collins L, Siddiqi K, Geometric flows for segmenting vasculature in MRI: theory and validation. In: *MICCAI'2004 - Med Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Saint-Malo, France, Springer Verlag LNCS 3216, (2004) 500-507.

[FLASQUE01] Flasque N, Desvignes M, Constans JM, Revenu M, Acquisition, segmentation and tracking of the cerebral vascular tree on 3D magnetic resonance angiography images. *Med Image Analysis* 5, (2001) 173-183.

[FLOREZ04] Flórez Valencia L, Vincent F., Orkisz M., Fast 3D pre-segmentation of arteries in computed tomography angiograms, In: *Int. Conf. Comput. Vision Graphics*, Kluwer, Warsaw. 2004 87-88.

- [FRITSCH99] Carlos Fritsch, AND Alberto Ibañez, A Digital Envelope Detection Filter for Real-Time Operation, IEEE TRANSACTIONS ON INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT, VOL. 48, NO. 6, DECEMBER 1999
- [GRATAMA04] Gratama. H., M., E., Van der Lugt, A. (2004). VAMPIRE: Improved Method for Automated Center Lumen Line Definition in Atherosclerotic Carotid Arteries in CTA Data. MICCAI 2004.
- [KIRBAS04] Kirbas C, Quek FKH, A review of vessel extraction techniques and algorithms. ACM Comput Surv 36, (2004) 81-121.
- [HERNANDEZ05] Hernandez-Hoyos M. Orkisz M, Douek PC, Magnin IE. Assessment of carotid artery stenoses in 3D contrast-enhanced magnetic resonance angiography, based on improved generation of the centerline. Mach Graphics Vision. 22:349-378. 2005.
- [HERNANDEZ06] Hernandez-Hoyos M. Orbowski P, Ratkowska-Janko E, Bogorodzki P, Orkisz M. Vascular Centerline extraction in 3D MR angiograms for phase contrast MRI blood flow measurement. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery (2006) 1:51-61.
- [HERNAND06] Hernandez Hoyos M, Serfaty JM, Maghiar A, Mansar C, Orkisz M, Magnin IE, Douek PC. Evaluation of semiautomatic arterial stenosis quantification, International journal of computer assisted radiology and surgery, 2006, 1:3, 167-175.
- [KANISTAR01] Kanistar A et al. Computed tomography angiography: a case study of peripheral vessel investigation. In: IEEE visualization, Piscataway, pp 477-480. 2001.
- [SCHOEPF04] Schoepf, U.J.; Becker, C.R.; Ohnesorge, B.M. & Yucel, E.K. CT of Coronary Disease. Radiology, 2004, 232, 18 – 37.
- [SOMMO05] L. Sommo and P. Laguna, bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications, ISBN: 0124375529, elsevier 2005.
- [SURI02] Suri J, Liu K, Reden L, Laxminarayan S. A Review on MR Vascular Image Processing: Skeleton Versus Nonskeleton Approaches: Part II. IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE, Vol.. 6, No. 4, December 2002.
- [TIZON04] Tizon X, Algorithms for the analysis of 3D Magnetic Resonance Angiography Images (Acta Universitatis Agriculturae Sueciae, Uppsala, Sweden, 2004) ISBN 91-576-670-4.
- [TOUMOULIN01] Toumoulin C, Boldak C, Dillenseger JL, Coatrieux JL, Rolland Y, Fast detection and characterization of vessels in very large data sets using geometrical moments. IEEE Trans Biomed Eng 48, (2001) 604-606.
- [WESARG04] Wesarg S., Firlle E. Segmentation of Vessels: The corkscrew Algorithm. Proceedings of SPIE International Symposium on Medical Imaging. 2004.
- [WINK02] Wink O, Frangi AF, Verdonck B, Viergever MA, Niessen WJ. 3D MRA coronary axis determination using a minimum cost path approach. Magn Reson 47:1169-1175. 2002.
- [WINK04] Wink O, Vessel axis determination (Print Partner Ipskamp, Amsterdam, The Netherlands, 2004) ISBN 90-393-3698-9.

[YEPES07] Yepes F, Hernandez M. Segmentación de patologías cardiovasculares severas en imágenes de tomografía computarizada (parte 1) – caracterización de intensidades para las diferentes estructuras presentes en una arteria por métodos estadísticos. Reporte Interno, Universidad de los Andes 2007.

[YIM00] Yim PJ, Choyke PL, Summers RM, Gray-scale skeletonization of small vessels in magnetic resonance angiography. IEEE Trans Med Imaging 19, (2000) 568-576.

[YOUNG01] Young, S., V. Pekar, et al. (2001). Vessel segmentation for visualization of MRA with blood pool contrast agent. MICCAI'2001 - Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Utrecht, The Netherlands, Berlin : Springer.

[ZULUAGA05] Zuluaga, MA, Mesa,S., Uriza,LF, Hernández-Hoyos, M. Segmentación vascular y caracterización de placas ateroscleróticas en imágenes de tomografía computarizada 3D. Congreso Latinoamericano de Informática, CLEI2005. Cali, 2005.