

MEJORAMIENTO DE IMÁGENES DE ANGIOGRAFÍA TRIDIMENSIONAL DE ALTA RESOLUCIÓN ESPACIAL USANDO FILTRADO BILATERAL MULTIBANDA

JORGE MARIO GUERRA GONZÁLEZ

Trabajo de grado para optar al título de
Ingeniero Biomédico

Juan Carlos Ramírez Giraldo PhD.



**UNIVERSIDAD EIA
UNIVERSIDAD CES
INGENIERÍA BIOMÉDICA
ENVIGADO
2016**

AGRADECIMIENTOS

A Juan Carlos Ramírez, un ingeniero biomédico ejemplar para todas las generaciones, por su invaluable apoyo y compromiso con el proyecto a pesar de la distancia.

A todas las personas que gentilmente participaron en la encuesta.

A mi familia y amigos por apoyarme en todo momento.

CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN.....	13
1. PRELIMINARES.....	14
1.1 Planteamiento del problema	14
1.2 Objetivos del proyecto	15
1.2.1 Objetivo General.....	15
1.2.2 Objetivos Específicos	15
1.3 Marco de referencia.....	16
1.3.1 Tomografía computarizada.....	16
1.3.2 Angiografía	17
1.3.3 Descriptores de la calidad de imágenes médicas	19
1.3.4 Técnicas de filtrado de imágenes	22
1.3.5 Reconstrucciones tridimensionales.....	25
2. METODOLOGÍA.....	27
2.1 Implementación del FBM	27
2.1.1 Filtrado bilateral.....	27
2.1.2 Optimización filtrado bilateral.....	27
2.1.3 Filtrado binomial	28
2.1.4 FBM en 3 dimensiones	28
2.2 Evaluación del desempeño del FBM.....	29
2.2.1 Criterio para selección parámetros FBM.....	29
2.2.2 Evaluación semicuantitativa y cualitativa de las imágenes	30

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

2.2.3	Evaluación de la resolución espacial	31
2.3	Herramienta de reconstrucción tridimensional	31
2.3.1	Interfaz de usuario.....	31
2.3.2	Reconstrucción multiplanar.....	32
2.3.3	Sensibilidad del algoritmo de reconstrucción multiplanares ante el ruido....	32
2.3.4	Desempeño del FBM visualizado con algoritmo de MIP propio	33
2.3.5	Desempeño del FBM visualizado con algoritmo de MIP externo	33
2.4	Identificación de aplicaciones clínicas para el FBM	33
3.	PRESENTACIÓN Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	34
3.1	implementación y optimización del filtro bilateral multibanda	34
3.1.1	Desarrollo de algoritmo de filtrado bilateral.....	34
3.1.2	Optimización con procesamiento en paralelo	36
3.1.3	Filtro binomial	37
3.2	Evaluación del desempeño del FBM.....	39
3.2.1	Evaluación semicualitativa de las imágenes	39
3.2.2	Evaluación resolución espacial del sistema.	45
3.3	software.....	50
3.4	Reconstrucción multiplanar.....	54
3.4.1	Reconstrucción multiplanar utilizando algoritmo de reconstrucción propio..	54
3.4.2	FBM con algoritmo de reconstrucción propio.....	56
3.4.3	FBM con software de reconstrucción externo	56
3.5	Identificación de aplicabilidad clínica para el FBM en estudios de angiografía por TC	58
3.5.1	Detalles de la población.....	58

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

3.5.2	Posicionamiento entre las técnicas de angiografía	59
3.5.3	Descriptores de la calidad de la imagen	60
3.5.4	Consideración de todas las variables	63
4.	CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES	65
	REFERENCIAS	67

LISTA DE TABLAS

Tabla 1 Protocolo de adquisición DATOS A, angioTAC coronario	30
Tabla 2 Protocolo de adquisición DATOS B, angioTAC coronario	31
Tabla 3 Protocolo de adquisición <i>IEC NEMA Body Dosimetry Phantom</i>	31
Tabla 4 Medición de la media y desviación estándar para las regiones de interés 1 y 2 mostradas en la Figura 6	34
Tabla 5 Evaluación de los tiempos de procesamiento de MATLAB® vs C	36
Tabla 6 Tiempo de procesamiento de filtrado bilateral en 3 dimensiones para un volumen.	37
Tabla 7 Tiempo de procesamiento de filtrado bilateral utilizando diferente número de cores.....	37
Tabla 8 Medición de la media y la desviación estándar para las regiones de interés 1 y 2 de la Figura 9.....	39
Tabla 9 Todas las combinaciones de filtro analizadas para el estudio muestra.	40
Tabla 10 Porción de interés procesada del volumen.....	40
Tabla 11 Cuantificación de la desviación estándar, contraste, relación contraste ruido (CNR), reducción del ruido y % de reducción del ruido presentados en la Figura 12.	42
Tabla 12 Medición de desviación estándar y contraste, para experimento 1 presentado en Figura 13	43
Tabla 13 Comparación parámetros f50 y f10 para los sistemas de Figura 16, evaluación de la disminución del ruido para ambos sistemas	47
Tabla 14 Comparación parámetros f50 y f10 para los sistemas presentados en Figura 18, evaluación de la disminución del ruido para ambos sistemas.	49
Tabla 15 Detalles de los participantes en el sondeo	58
Tabla 16 Resultados a la pregunta “En su institución, cuántas veces se realizan los siguientes estudios angiográficos por semana. Nota: Si no tiene valores exactos apreciamos que nos pueda dar una estimación basada en su experiencia”.....	59

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Tabla 17 Opciones de respuesta para medición de frecuencia con la que el especialista encuentra fallas en la calidad de las imágenes.....	61
Tabla 18 Clasificación de puntos según la respuesta	63
Tabla 19 Resultados ponderados de la respuesta a la pregunta número 7.....	63

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Concepto de la MTF (Nishikawa, 1999)	22
Figura 2 Diagrama de bloques teoría filtro bilateral multibanda.....	25
Figura 3 MIP angioTAC coronario (Hanson & Robb, 2009).....	26
Figura 4 Diagrama de bloques del técnica FBM para volúmenes.	28
Figura 5 Diagrama de bloques del procesamiento para reconstrucción tridimensional del32	
Figura 6 Filtrado bilateral para estudio de angiografía convencional, A) Imagen original, B) Imagen luego de filtrado bilateral $W=5$, $\sigma_d=1$, $\sigma_r = 20$. $WL=128$ $WW=128$	34
Figura 7 Desempeño del filtro bilateral ante una señal unidimensional en C y MATLAB, $W=5$, $\sigma_d=5$, $\sigma_r=15$	35
Figura 8 Desempeño de los algoritmos de filtro bilateral para grandes cantidades de datos.....	36
Figura 9 Filtrado binomial a estudio de TC de tórax (Imagen 8 bits), A) Imagen Original $WW=128$ $WL=128$, B) Imagen luego de filtrado de bajas frecuencias $WW=128$ $WL=128$, C) Imagen de altas frecuencias $WW=90$ $WL=45$, D) Transformada de Fourier imagen origina, E) Transformada de Fourier luego de multiplicación con el espectro del filtro binomial $N=7$ (Figura 10) F) Transformada Fourier luego de multiplicación con inverso del espectro del filtro binomial $N=7$ (Figura 10)	38
Figura 10 Espectro filtrado binomial para $N=7$	38
Figura 11 A) Caracterización de la magnitud del ruido y uniformidad para los DATOS A, $\sigma_{promedio} = 23.95$. B) Caracterización de la magnitud del ruido y uniformidad para los DATOS B, $\sigma_{promedio} = 21.56$, $WL=1024$ $WW=4092$	39
Figura 12 Muestras arbitrariamente extraídas del grupo de imágenes estudiadas, A) Imagen Original, B) Para imagen de bajas frecuencias $\sigma_d=1.5$ $\sigma_r=1\sigma$ y para imagen de altas frecuencias $\sigma_d=1.5$ $\sigma_r=1\sigma$. C) Para imagen de bajas frecuencias $\sigma_d=1$ $\sigma_r=4\sigma$ y para imagen de altas frecuencias $\sigma_d=4.5$ $\sigma_r=4\sigma$. D) Para imagen de bajas frecuencias $\sigma_d=3$ $\sigma_r=1\sigma$ y para imagen de altas frecuencias $\sigma_d=1.5$ $\sigma_r=1\sigma$. E) Para imagen de bajas frecuencias $\sigma_d=3$ $\sigma_r=2\sigma$ y para imagen de altas frecuencias $\sigma_d=3$ $\sigma_r=4\sigma$. F) Para imagen de bajas frecuencias $\sigma_d=4.5$ $\sigma_r=4\sigma$ y para imagen de altas frecuencias $\sigma_d=4.5$ $\sigma_r=4\sigma$. $WL=40$ $WW=400$	41
Figura 13 FBM con los parámetros estándar en una región de interés, para el estudio con los DATOS A, del lado izquierdo la imagen sin procesar, a la derecha la imagen filtrada	

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

WL=0 WW=500. Las regiones de Interés A y B son utilizadas para medición del desempeño del filtro.	43
Figura 14 A) Imagen original. B) FBM con los parámetros estándar aplicado a los DATOS B, visualización desde vista frontal, WL=40 WW=400.....	44
Figura 15 A) Señal sin procesar B) FBM con los parámetros estándar aplicado a los DATOS B, visualización desde vista sagital. WL=40 WW=400.	45
Figura 16 Estudio con fantoma “ <i>IEC NEMA Body Dosimetry Phantom</i> ” cuyo protocolo de adquisición se especifica en la Tabla 3. A) Escaneo 60mA (25%). B) Protocolo 250mA (100%, máxima exposición entre todos los estudios) C) Imagen con 25% de dosis luego de filtrado binomial de orden 2. D) Imagen luego de aplicación de FBM ($\sigma_d=0.5$ $\sigma_r=10$ para bajas frecuencias; $\sigma_d=0.3$ $\sigma_r=10$ para altas frecuencias; $\sigma_d=1$ $\sigma_r=7$ para Z, W=5, N=7); La región de interés A es la zona de contraste para calcular TTF.....	46
Figura 17 Espectros TTF para volumen escaneo con el protocolo de mayor dosis, $\frac{1}{4}$ dosis, $\frac{1}{4}$ procesado con FBM, $\frac{1}{4}$ procesado con filtro binomial.....	47
Figura 18 Estudio con fantoma “ <i>IEC NEMA Body Dosimetry Phantom</i> ” cuyo protocolo de adquisición se especifica en la Tabla 3. A) Escaneo 120mA (50%). B) Protocolo 250mA (100%, máxima exposición entre todos los estudios) C) Imagen con 50% de dosis luego de filtrado gaussiano $\sigma=0.65$ $\mu=0$ 2. D) Imagen luego de aplicación de FBM ($\sigma_d=0.5$ $\sigma_r=10$ para bajas frecuencias; $\sigma_d=0.3$ $\sigma_r=10$ para altas frecuencias; $\sigma_d=1$ $\sigma_r=7$ para Z, W=5, N=7); La región de interés A es la zona de contraste para calcular TTF.....	48
Figura 19 Espectros TTF para volumen escaneo con el protocolo de mayor dosis, $\frac{1}{2}$ dosis, $\frac{1}{2}$ procesado con FBM, $\frac{1}{2}$ procesado con gaussiano lineal.	49
Figura 20 A) Espacio para visualización de objeto. B) botones de funciones básicas de visualización. C) botones de funciones para el manejo de archivos. D) botones para filtrado y renderizado. E) botón de ayuda	51
Figura 21 Selección de máscara para reconstrucción multiplanar	51
Figura 22 Herramienta de filtrado que por defecto tiene los parámetros de FBM estándar para estudios de angioTAC de alta resolución espacial.....	52
Figura 23 Herramienta de filtrado luego de ejecutar filtrado binomial pasa altas de orden 11.	52
Figura 24 dcmshow realizando filtro bilateral de bajas frecuencias a proceso de FBM. ...	53
Figura 25 Reconstrucción tridimensional de DATOS A con ruido gaussiano artificial $\mu=0$ $\sigma=50$	54

Figura 26 Reconstrucción tridimensional de DATOS A.....	54
Figura 27 Ventana de visualización para las reconstrucciones de la Figura 25 y Figura 26	55
Figura 28 MIP para DATOS A. A) Datos originales. B) Volumen luego de ser procesado con FBM con los parámetros estándar.	56
Figura 29 A) DATOS A original B) DATOS A luego de filtro bilateral multibanda.	57
Figura 30 Zoom en región de interés para el experimento presentado en la Figura 29....	57
Figura 31 Resultados a la pregunta “En su institución, ¿Cuáles son los estudios de angioTAC más comunes?”	60
Figura 32 Respuesta ante la pregunta “¿Es común para usted que la calidad del estudio se vea afectada por la baja resolución espacial, es decir la incapacidad para identificar las estructuras más pequeñas?”	61
Figura 33 Respuesta a la pregunta “¿Es común para usted que la calidad de las imágenes se vea afectada por la baja relación señal a ruido (alto ruido o granulosidad)?”	62
Figura 34 Respuesta a la pregunta “¿Es común para usted que la calidad de los estudios de angiografía por TC se vea afectada por el pobre contraste?”	62

RESUMEN

La angiografía por tomografía computarizada (angioTAC) es una modalidad de imágenes médicas utilizada para el diagnóstico y evaluación de malformaciones en arterias. Este tipo de estudios requieren la mayor precisión y por lo tanto se deben adquirir con la máxima resolución espacial, no obstante, los protocolos de escaneo que permiten obtener dicha resolución representan más dosis para el paciente.

El filtro bilateral multibanda (FBM) es un método de filtrado de imágenes, que combina técnicas lineales y no lineales de suavizado para reducir el ruido en imágenes médicas preservando la bordes. En este trabajo se implementa el FBM para el mejoramiento de imágenes angiográficas tridimensionales de alta resolución espacial. Se establecen los parámetros apropiados del filtro para esta aplicación y se evalúa el desempeño del mismo a través de una serie de experimentos que lo valoran cualitativa y cuantitativamente.

En dichos experimentos, se demuestra que el filtro FBM puede reducir el ruido un 30% preservando la resolución espacial, además se muestra la capacidad del FBM para aumentar la CNR y preservar de bordes. Igualmente, experimentos realizados para estudios con diferentes protocolos de escaneo sugieren que el FBM puede ser implementado como estrategia de post-procesamiento para el mejoramiento de la calidad de estudios ruidosos de menor radiación ionizante.

Se entrega una aplicación que permite la manipulación y visualización de imágenes médicas volumétricas y hacer operaciones de filtrado en las que se incluye el FBM. Ésta aplicación incluye todas las funciones básicas que un visualizador de cortes de imágenes médicas tiene. Igualmente, la esta herramienta permite guardar los cortes procesados como archivos .DCM para que puedan ser exportados a otros sistemas de visualización o servidores de manejo de imágenes.

Las técnicas de visualización tridimensional son métodos alternativos para visualización de datos adquiridos en estudios de angioTAC. El software desarrollado incluye un algoritmo de dibujado de reconstrucciones tridimensionales para la visualización de volúmenes angiográficos utilizando la proyección de máxima intensidad (MIP). Asimismo, la reconstrucción se usa para evaluar el desempeño del FBM identificando la sensibilidad al ruido de esta técnica.

Se investiga cuáles son las limitaciones actuales de la técnica de angioTAC en el medio local respecto a calidad de imagen. Mediante una encuesta se indaga a un grupo de especialistas sobre la aplicabilidad clínica que esta técnica de filtrado puede tener. Se halla que por lo menos en algunas ocasiones la mala calidad de los estudios dificulta leer las imágenes de este tipo y una herramienta que permita mejorar su calidad es deseable.

Palabras clave: angiografía, tomografía computarizada, reconstrucción multiplanar, filtrado bilateral multibanda

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

ABSTRACT

Computed tomography angiography (CTA) is a medical imaging modality used for diagnosis and assessment of arterial malformations. This method requires the best accuracy, therefore, data must be acquired with the highest spatial resolution, despite scans protocols that allow such a spatial resolution deliver higher dose levels.

Bilateral multiband filter (BMF) is a filtering technique that combines linear and non-linear smoothing algorithms to reduce noise in medical images while preserving edges. This work uses BMF to enhance quality of high resolution 3D CTA datasets. The proper parameters for filtering this kind of images are established, also filter performing is assessed through a series of experiments that examine filtering qualitatively and quantitatively.

Those experiments have shown that BMF can reduce noise levels 30% while preserving spatial resolution. Filter capability to increase CNR and edge preserving is also demonstrated. Likewise, experiments performed to different acquisition protocol datasets suggest that BMF can be implemented as a post-processing strategy to enhance quality of noisy data from less radiation dose scans.

Also, it has been developed and application to manipulate and visualize volumetric medical images and perform filtering operations like BMF. This software includes all functions required for a medical imaging slice viewer. Equally, this tool allows user to save data processed as .DCM to permit exportation to other visualization systems o image management servers.

Multipanar reconstructions are an alternative method of visualization for data acquired in CTA scans. The software developed includes a 3D rendering algorithm to visualize angiographic volumes using maximum intensity projection technique. Likewise, reconstruction is used to test filter BMF performance identifying noise sensibility.

Current limitations of CTA technique regarding image quality within local media are identified. By means of a survey, this research has questioned specialists about the clinical applicability that BMF could have for CTA. It's found that at least in some cases poor image quality hinders reading and a tool to improve quality is desired.

Keywords: computed tomography, angiography, multipanar reconstruction, bilateral multiband filtering.

INTRODUCCIÓN

La angiografía por tomografía computarizada (angioTAC) es una modalidad de imágenes diagnósticas no invasiva que tiene como objetivo la visualización de las arterias y venas del cuerpo, en las estructuras vasculares más pequeñas se presentan diversas anomalías como aneurismas y malformaciones, que requieren ser detectadas y analizadas con la mayor precisión. Para la visualización de los vasos más pequeños se requieren escaneos con la mejor resolución espacial.

En estudios con tomografía computarizada, las imágenes de alta resolución espacial son aquellas cuyos cortes sean más delgados. Debido al control que se debe tener sobre la radiación ionizante para el paciente, las imágenes de la mayor resolución espacial están afectadas por componentes ruidosos y es por esto que la relación contraste-ruido es menores, lo que hace que la visualización no sea óptima.

Las técnicas de filtrado de imágenes permiten disminuir el ruido y aumentar la relación contraste-ruido para optimizar dicha visualización. Las operaciones de filtrado más primitivas permitían hacer un suavizado de las áreas uniformes de la imagen, sin embargo, pequeñas disminuciones del ruido castigan fuertemente la resolución espacial de la imagen.

El filtro bilateral multibanda para imágenes médicas, combina filtros lineales y no lineales para disminución del ruido y mejor conservación de los bordes respecto a otras técnicas de filtrado. Esta técnica se puede aplicar para el mejoramiento de imágenes de estudios de angioTAC permitiendo reducir el ruido, favoreciendo la detectabilidad de bajos contrastes especialmente para estructuras pequeñas.

Este trabajo evalúa el desempeño del FBM para estudios de angioTAC, se presentan evaluaciones cuantitativas y cualitativas del rendimiento. Además, se implementan reconstrucciones multiplanares y otras estrategias para evaluar el filtrado.

1. PRELIMINARES

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En el campo de la medicina, las imágenes son una de las principales herramientas con las que se cuenta para el apoyo de procesos de diagnóstico (García Fenoll, 2010) y en general el análisis del funcionamiento de los sistemas biológicos (Bertero & Piana, 2006). Las imágenes médicas buscan representar la anatomía interna del cuerpo humano a partir de datos obtenidos por una vía lo menos invasiva posible (Epstein, 2005).

La angiografía, es un examen médico que tiene como objetivo obtener imágenes de los vasos sanguíneos para analizar el aspecto de éstos e identificar algunos trastornos en el sistema cardiovascular. Algunas de sus aplicaciones incluyen el diagnóstico de obstrucciones vasculares como los aneurismas, malformaciones en arterias o venas, así como el diagnóstico de hemorragias, la evaluación de vascularización de tejidos malignos e incluso como guía para intervenciones quirúrgicas, entre otras (WHO, 2015).

La utilidad de las angiografías se potencializa cuando éstas son llevadas a representaciones tridimensionales (3D), un campo del post-procesamiento de imágenes conocido como reconstrucción 3D o multiplanar. Las reconstrucciones 3D resultan útiles para apoyar el diagnóstico, pero además para planeación de procesos terapéuticos como lo son las intervenciones quirúrgicas. Aunque las reconstrucciones 3D son más lentas y requieren mayor capacidad de los equipos, muchas veces son la única opción cuando se requieren describir apropiadamente las superficies (Bibb & Eggber, 2015; Sakas, 2002).

La angiografía por rayos X basada en fluoroscopia es la técnica más tradicional de imágenes para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades cardiovasculares. La angiografía requiere la inserción de un catéter por el cual se inyecta medio de contraste y por tanto se considera una técnica invasiva. Si bien, una ventaja que provee es que además del diagnóstico es posible realizar simultáneamente una intervención quirúrgica (p.ej. implantar un stent). Sin embargo, en los últimos años, métodos de diagnóstico basados en la tomografía computarizada (TC) han cobrado mayor relevancia por ser métodos no invasivos, más rápidos y con menores costos (Harvey, Hoey, & Ganeshan, 2013).

Con estas técnicas se requiere obtener imágenes con la más alta resolución espacial, de modo que se puedan visualizar con claridad los vasos sanguíneos, en especial las arterias. Visualizar los grandes vasos usualmente no presenta un mayor desafío por su tamaño y por la buena relación señal a ruido cuando se emplea un medio de contraste (yodo en TC). Sin embargo, la visualización de las arterias más pequeñas es más desafiante porque requieren imágenes de alta resolución espacial y su relación contraste a ruido es más baja (Chandra, Pukenas, Mohan, & Melhem, 2012).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Para visualizar arterias en imágenes en reconstrucciones multiplanares con la mejor resolución espacial se necesitan adquisiciones de cortes delgados. Debido a limitantes inherentes de las técnicas de TC, esto implica un sacrificio significativo respecto al ruido y la relación señal ruido. Por ejemplo, en imágenes de cortes gruesos cuando se acepta una menor resolución espacial comúnmente se alcanza una mejor relación señal a ruido pues el ruido en las imágenes es menor, aunque no es posible visualizar con gran claridad las estructuras más pequeñas. Por lo cual, el beneficio de esta técnica en ocasiones se ve limitado a sólo utilizarlo en grandes vasos o en equipos de TC de última tecnología que con frecuencias no están disponibles en países latinoamericanos (Goldman, 2008; Ramírez, 2015).

La TC es una técnica donde las imágenes se adquieren rápidamente, pero para disminuir el ruido, una estrategia sería aumentar las dosis de radiación. Debido al posible riesgo carcinogénico de la radiación ionizante, resulta prohibitivo aumentar las dosis de radiación y por el contrario, los esfuerzos actuales buscan disminuir las dosis manteniendo la calidad de las imágenes. De este modo, para adquirir una toma más delgada en una TC de alta calidad, hay entre 30 y 100% más radiación para el paciente que en un único corte (Schoepf, 2007).

Se requieren entonces estrategias de post-procesamiento digital de imágenes para mejorar la calidad de las reconstrucciones 3D de alta resolución espacial, de tal modo que se reduzca el ruido, se aumente la relación señal a ruido, pero no se sacrifiquen parámetros claves como la resolución espacial.

1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO

1.2.1 Objetivo General

Implementar una herramienta de software de post-procesamiento de imágenes basada en el filtro bilateral multibanda que permita aumentar la calidad de reconstrucciones tridimensionales de estudios de angiografía de alta resolución espacial con tomografía computarizada.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Programar el algoritmo de filtrado bilateral multibanda para imágenes médicas.
- Identificar aplicaciones clínicas que puedan beneficiarse del uso de reconstrucciones 3D de alta resolución espacial para el diagnóstico o para planeación de intervenciones quirúrgicas.
- Evaluar cuantitativamente el desempeño del filtro bilateral multibanda caracterizando el ruido, la relación señal a ruido, y resolución espacial, antes y después de aplicar el filtrado a imágenes de TC.

- Implementar una herramienta de software para reconstrucción 3D que permita la visualización de angiografías 3D utilizando VTK.

1.3 MARCO DE REFERENCIA

1.3.1 Tomografía computarizada

La tomografía computarizada (TC) es una técnica para la adquisición de imágenes médicas que utiliza rayos X para crear representaciones digitales de la anatomía interna del cuerpo, que generalmente son vistas desde una perspectiva axial. Un tomógrafo consiste principalmente de un emisor de rayos X y un detector que giran alrededor del paciente midiendo el nivel en cual se atenúan los rayos X en cada uno de los ángulos que componen una rotación (Luijckx & Nadrljanski, 2016).

Desde su lanzamiento en 1973, cuando los escaneos tardaban varios minutos y tenían pobre resolución, ya se podía detectar de manera no invasiva lesiones crónicas de manera nunca antes vista. Desde entonces la TC ha evolucionado exponencialmente y actualmente ha introducido equipos multidetector que permiten mejorar la resolución en el eje longitudinal. Así, con la implementación de otras tecnologías para mejorar los tiempos de adquisición, técnicas de post procesamiento o la introducción de exámenes con energía dual, la TC se convirtió en una herramienta poderosa y versátil en para el diagnóstico médico (Kamalian, Lev, & Gupta, 2016).

El movimiento rotatorio en el *gantry* se combina con un desplazamiento longitudinal, la relación entre las rotaciones y la traslación a lo largo del paciente se denomina *pitch*. Así, se permite que múltiples grupos de proyecciones correspondan a los datos de una sección volumétrica del cuerpo. A diferencia de otras técnicas como los rayos X convencionales, las señales detectadas en el detector no corresponden directamente a la imagen diagnóstica, por el contrario estos son datos crudos que son ordenados como sinogramas.

Las técnicas para transformar los datos crudos en imágenes se basan en complejos algoritmos matemáticos, el más usado es el método de la retroproyección filtrada. Éste utiliza el principio de la transformada de Radón que permite reconstruir el corte de un cuerpo a partir de sus múltiples proyecciones, además, la *FBP*, como también es conocida utiliza un filtro en la reconstrucción para atenuar la ganancia de ciertos componentes, éstos se conocen como *kernels* (Luijckx & Nadrljanski, 2016).

En estudios de TC, cada uno de los valores que componen la matriz se denomina voxel, así, voxel es el equivalente volumétrico a los pixeles en imágenes bidimensionales. Las unidades de los valores de la matriz son los *Hounsfield* (HU), cada equipo de tomografía computarizada se calibra para que los valores adquiridos correspondan a los predeterminados para cada tejido, donde 0HU corresponde al agua. De este modo, el valor HU de cada tejido es una medida de atenuación de los fotones en el material (Brooks, 1977)

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Los equipos multidetector actuales tienen arreglos de hasta 64 detectores, aunque existen equipos con hasta 320 detectores, que pueden generar imágenes de grosores entre 0.3 y 0.5mm. De esta forma, los estudios de TC de alta resolución espacial se caracterizan por su mejor nivel de detalle respecto a la dimensión espacial de profundidad, es decir que su resolución en el plano Z sea mayor y dándole un más carácter isotrópico (Goldman, 2008). Por lo tanto, estas construcciones de cortes más delgados permiten que al momento de ser llevados a representaciones volumétricas el objeto en pantalla tenga dimensiones más “reales” y las estructuras anatómicas estén más definidas.

A pesar del desarrollo que la TC tiene, el uso de radiación ionizante implica riesgos para los tejidos y son la principal desventaja de esta tecnología. La cantidad de dosis administrada al paciente en un estudio depende de la cantidad de fotones que se emiten y la energía de estos, que son regulados por el mAs y por el kVp. Por otra parte, estos parámetros están directamente relacionados con la calidad de la imagen y es responsabilidad del personal médico regularlos de tal modo que se use la menor dosis pero suficiente para obtener imágenes útiles para el diagnóstico clínico, en radiología este se conoce como el principio de ALARA “*as low as (is) reasonably achievable*” (Primak, McCollough, Bruesewitz, Zhang, & Fletcher, 2006).

1.3.2 Angiografía

La angiografía es una modalidad de imágenes médicas que es utilizada para visualizar los vasos sanguíneos de manera mínimamente invasiva a partir del uso de un medio de contraste. La arteriografía, como también es llamada, se usa como herramienta para el tratamiento y diagnóstico de aneurismas, estrechamientos y obstrucciones arteriales. Los procedimientos más comunes de angiografía son para realizar estudios de cabeza, cuello, corazón, pulmones, abdomen, pelvis, brazos y piernas. Mientras que las técnicas más usadas son la angiografía convencional (DSA), angiografía por tomografía computarizada y angiografía por resonancia magnética (Foley et al., 2016).

1.3.2.1 Digital subtraction angiography (DSA)

DSA es la técnica empleada en los procedimientos más comunes de angiografía, éste es el procedimiento “gold estándar” para la detección de estenosis y aneurismas en arterias medianas y grandes, además es la única modalidad de imágenes que asiste en intervenciones basadas en cateterismos como implantación de *stent* o angioplastia (Merkel, 2013) .

Es un procedimiento en el cual se administra un medio de contraste a base de yodo de manera intra-arterial, luego, utilizando rayos X es posible obtener imágenes en alto contraste de los vasos e incluso capturar en video la forma como la sangre fluye. La substracción digital es un post procesamiento que permite eliminar de la imagen los huesos y tejidos blandos, y resaltar así la atenuación del medio de contraste (Wymer, 2010).

A pesar de sus múltiples aplicaciones, esta modalidad aún tiene diversas limitaciones, la resolución espacial es limitada, la DSA requiere altas dosis de medio de contraste que

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

pueden ser tóxicos y afectar la función renal (Merkel, 2013). Además, aunque el nivel de radiación es relativamente bajo para una muestra, los largos tiempos de exposición hacen que la dosis acumulada sea muy alta (Feezor, Caridi, Hawkins Jr., & Seeger, 2011).

1.3.2.2 Angiografía por resonancia magnética (MRA)

La MRA es una alternativa a la angiografía convencional, puede producir imágenes en 2D y 3D de la anatomía de vasos, además en algunas modalidades de MRA es posible obtener información funcional que permite generar mapas los perfiles de velocidad en el vaso (McLean & Martensen, 2014). Esta técnica no siempre requiere un medio de contraste, sin embargo, para mejorar el contraste se puede usar gadolinio, sin embargo, al igual que el yodo debe ser administrado con precaución a pacientes con disfunción renal (Srikanth & Phan, 2010; Wang, Litt, & Carpenter, 2011)

Aunque la MRA tiene una resolución espacial inferior comparada con otras técnicas como el angioTAC (sección 1.3.2.3) y requiere largos tiempos de adquisición, no utiliza radiación ionizante y los avances en resonancia magnética progresivamente han aminorado estos obstáculos (Wang et al., 2011).

1.3.2.3 Angiografía por tomografía computarizada (CTA o angioTAC)

La angioTAC es una modalidad de angiografía que utiliza un medio de contraste rico en yodo y un equipo de TC para ayudar al diagnóstico y evaluación de afecciones relativas los vasos sanguíneos. Permite adquirir paquetes de datos que representan la estructura anatómica de los vasos desde una vistas desde un perspectiva axial y en el momento de la llegada del medio de contraste (Srikanth & Phan, 2010).

Al igual que las demás técnicas que usan medio de contraste, es un procedimiento mínimamente invasivo que requiere aplicación intravenosa, en este caso de agentes a base de yodo. Una bomba de inyección automática controla la razón y el tiempo de inyección del agente de contraste, que es normalmente administrado a través de las venas del brazo. (Foley et al., 2016)

Junto con la MRA, los procedimientos de angioTAC han venido progresivamente reemplazando la angiografía convencional, mejor resolución espacial, no requiere cirugía, menores costos y el desarrollo en general de la tomografía computarizada los favorece, p. ej. mejor resolución temporal para angiografía del corazón. Éstos hacen que esta técnica sea cada vez más común en hospitales y por lo tanto objeto creciente de investigación en la academia (Foley et al., 2016).

La principal ventaja de la técnica de angioTAC es resolución espacial, se considera que con cortes de 0.5mm ya la resolución es suficientemente buena para estudiar los principales segmentos arteriales, los equipos multidetector de 64 cortes son capaces de hacer escaneos con estas características en aproximadamente 15 segundos. No obstante, la adquisición de cortes más delgados también representa mayor radiación para el paciente (Newton, 2010)

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Aunque el beneficio de la técnica de angioTAC supera el peso de los efectos negativos, el uso de radiación ionizante significa un riesgo para la seguridad del paciente. Así, basados en el principio de ALARA, todos los esfuerzos encaminados a reducir la exposición son deseables (Foley et al., 2016; Primak et al., 2006).

1.3.3 Descriptores de la calidad de imágenes médicas

Los sistemas de captura de imágenes digitales en general pueden ser tan complejos como su aplicación lo demande, pero en el fondo estos funcionan basados en un sistema con 2 componentes básicos, un receptor de una señal y una máquina que opera matemáticamente los datos capturados para que se puedan ver imágenes que muestren figuras lógicas y con formas legibles (Mantas, 2002).

La calidad de la imagen final depende de distintos aspectos, pero uno de los más importantes es la forma como la imagen es llevada del mundo real de señales continuas en el tiempo al mundo digital. Es aquí, donde la máquina debe muestrear apropiadamente la señal que recibe para obtener la mayor cantidad de datos posibles del exterior (Mantas, 2002). Este proceso de llevar la imagen del mundo real al mundo computacional es llamado *registro*, mientras que el concepto de *procesamiento* son las demás operaciones matemáticas que se le hacen a los registrados para ajustarse a los requerimientos del usuario (Maciunas, 1993).

De este modo, eventos físicos indeseados o ausentes, y la incapacidad de los sistemas de registro son los que afectan negativamente la calidad de los estudios. No existe una regla general para definir si un estudio es de buena calidad o no, esta evaluación está sujeta a la aplicabilidad clínica es decir la capacidad de proveer la información requerida con fidelidad.

Ruido

Es un componente no deseado en las imágenes, se interpreta como una señal aleatoria que se adhiere a la señal deseada.

$$x(t) = x_0(t) + \sigma(t)$$

Ecuación I modelo básico del ruido.

La señal invasora $\sigma(t)$ es una señal aleatoria que en imágenes médicas puede tener una distribución Gaussiana o Poisson, sin embargo, en otros eventos de la naturaleza se puede detectar otro tipo de ruidos, p. ej. ruido uniforme (*white noise*) (Cadwell & Villarreal, 2012)

El ruido gaussiano está presente las imágenes de RM, su valor no depende del valor de la señal, se distribuye aleatoriamente de manera normal por toda la imagen.

$$f(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}}$$

Ecuación II Distribución de probabilidad normal

Las variables que caracterizan el ruido gaussiano son μ (offset) y la desviación estándar σ .

El ruido Poisson está presente en las técnicas que utilizan rayos X como la TC, dado que éstas son técnicas que se basan en conteo de fotones (eventos) la variabilidad en la cantidad de eventos depende del número de eventos. Este efecto también se conoce como ruido cuántico.

De este modo, la magnitud del ruido Poisson es mayor en las regiones donde se detectan más fotones, sin embargo el ruido afecta más las regiones donde se detectan menos fotones debido a la pobre relación señal a ruido (SNR) (Thakur, Damodare, & Sapkal, 2016).

$$P(x) = \frac{\mu^x e^{-\mu}}{x!}$$

Ecuación III Distribución de probabilidad normal

Una estrategia rápida para la medición del ruido es calcular la desviación estándar en una región uniforme, aunque para estudios más detallados se puede calcular el factor NPS (*Noise Power Spectrum*) que describe mejor las texturas pues tiene en cuenta no sólo las magnitudes sino también las frecuencias espaciales (Nishikawa, 1999).

En las imágenes de rayos X una de las técnicas para reducir el ruido es aumentar el número de fotones que llegan al detector, es decir aumentar la corriente en el tubo. Sin embargo, esta estrategia aumenta considerablemente la dosis de radiación.

Relación señal a ruido

Más relevante que la magnitud del ruido es el poder del ruido respecto al poder de la señal, ésta relación se conoce como *Relación señal a ruido* o *SNR* (siglas en inglés), mayores valores de SNR significan que la señal es de mejor calidad (Fessler, 2009).

$$SNR = \frac{P_{señal}}{P_{ruido}}$$

Ecuación IV cálculo de la relación señal a ruido

Contraste

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Es la capacidad del sistema de identificar la diferencia en la atenuación de 2 materiales diferentes y traducirlos en intensidades de gris diferentes en la imagen. Una estrategia para evaluar el contraste es calcular la diferencia en el valor de la intensidad de 2 píxeles o la diferencia de valores promedio de intensidad (μ) en 2 regiones de interés.

$$\text{Contraste} = |\mu_1 - \mu_2|$$

Ecuación V método para calcular contraste

En imágenes de rayos X, el contraste se favorece por la energía de los fotones o el aumento del voltaje, aunque esta estrategia aumenta la dosis de radiación. En otras ocasiones, como estudios angiográficos, el contraste sólo es posible mediante el uso de agentes de contraste (Sakas, 2002).

La detectabilidad de contrastes bajos se ayuda con la utilización de *ventanas de visualización*.

Relación contraste ruido

En imágenes médicas la señal que se busca detectar son diferencias de intensidad (el contraste), la relación contraste ruido *CNR* es una estrategia para evaluar que tanto se ve afectada la detectabilidad de un objeto por el ruido.

$$CNR = \frac{\text{contraste}}{\frac{1}{2}[\sigma_1 + \sigma_2]}$$

o simplemente σ en el denominador, si se considera ruido uniforme

Ecuación VI Cálculo de la relación contraste ruido

Resolución espacial

Es la capacidad del sistema de para procesar pequeños objetos o detalles de la imagen, que son los componentes de mayor frecuencia espacial. La resolución espacial depende principalmente de los componentes electrónicos del equipo, p. ej. mayor número de detectores aumenta la resolución espacial (Nishikawa, 1999).

La MTF (*Modulation Transfer Function*) es una forma de medir la resolución espacial de los sistemas, calcula la capacidad del sistema para procesar las señales de mayor frecuencia. No obstante, existen otras técnicas para medir este mismo parámetro, como la TTF (*Task Transfer Function*) que es una poderosa técnica que a diferencia de la MTF, considera las variaciones de contraste entre los bordes del objeto y el fondo (Date, 2012).

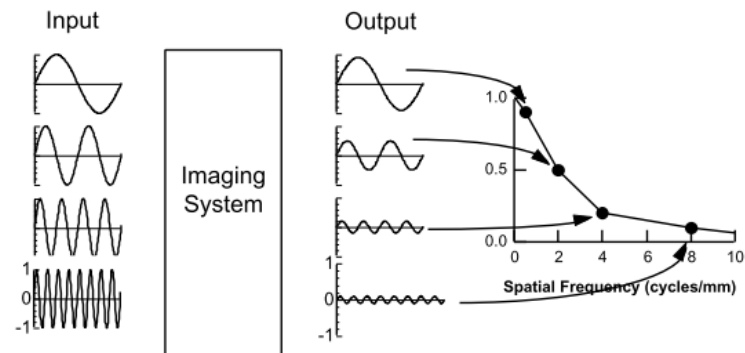


Figura 1 Concepto de la MTF (Nishikawa, 1999)

1.3.4 Técnicas de filtrado de imágenes

El filtrado de imágenes es ampliamente utilizado como estrategia para mejorar o restaurar imágenes removiendo el ruido y es quizás la operación más básica del procesamiento de imágenes, éstos pueden ser implementados tanto en el dominio de la frecuencia como el espacio (Eklund, Dufort, Forsberg, & LaConte, 2013; Westin, Knutsson, & Kikinis, 2009).

El filtrado en el dominio del espacio consiste en recalcular los valores de los píxeles teniendo en cuenta los valores de los píxeles en su vecindad, la cantidad de elementos tenidos en cuenta para estos cálculos se denomina *tamaño de ventana*. Las técnicas de filtrado espacial son también conocidas como filtros no lineales (Westin et al., 2009).

Las técnicas de filtrado no lineal están entonces enfocadas en el suavizado de imágenes, algunos de los filtros no lineales más primitivos como el filtro de medias locales, se enfrentan al problema de la pobre preservación de bordes. Sin embargo, el desarrollo técnicas de filtrado no lineales con la capacidad de preservar los bordes como el filtro bilateral, han hecho posible superar las capacidades de los filtros lineales eliminando el ruido sin distorsionar las características del objeto (Richards-kortum & Barr, 1994; Xu & Mueller, 2010).

El filtro en el dominio de la frecuencia, también son conocidos como filtros lineales. Éstos controlan la presencia de componentes de alta o baja frecuencia en las señales que componen la imagen. Cada una de las componentes frecuenciales obtenidas por la transformada de Fourier puede ser procesada de manera independiente con filtros pasa-bajas o pasa-altas (Westin et al., 2009). Una de las ventajas de los filtros lineales respecto a los filtros no lineales es la velocidad de cómputo.

Filtro Bilateral

Es una técnica de filtrado propuesta por Tomasi & Manduchi, 1998 que se caracteriza por la capacidad de disminuir el ruido preservando los bordes. Éste considera la distancia

geométrica de los píxeles con el píxel en el centro de la vecindad para dar mayor importancia a los que están más cercanos.

Además, el filtro bilateral compara la intensidad del píxel en el centro con la de la vecindad para evitar que el valor del píxel se vea más afectado por valores atípicos (ruido) aún si son vecinos cercanos, de este mismo modo, la comparación de intensidades es el término que evita que se pierdan los bordes (Henao & Rueda, 2010; Tomasi & Manduchi, 1998).

$$(A) W_d[k, n] = e^{-\frac{n^2}{2\sigma_d^2}}$$

$$(B) W_r[k, n] = e^{-\frac{(x[k]-x[k-n])^2}{2\sigma_r^2}}$$

$$(C) W[k, n] = W_d[k, n] \cdot W_r[k, n]$$

$$(D) y[k] = \frac{\sum_{n=-N}^N W[k, n] \cdot x[k-n]}{\sum_{n=-N}^N W[k, n]}$$

Ecuación VII Modelo matemático del filtro bilateral.

A, ecuación que calcula peso del píxel vecino según la distancia geométrica. **B**, ecuación que compara la intensidad de los píxeles. k es la posición del voxel a procesar, n es la distancia del píxel a comparar al píxel central, σ_d y σ_r son los parámetros que controlan el peso del filtro espacial y de intensidad respectivamente, N es el tamaño de la ventana.

C, ecuación que calcula el peso de los píxeles en la vecindad del píxel k teniendo en cuenta la intensidad distancia. **D**, ecuación para calcular el valor del píxel de salida. (Ramirez, Fletcher, & Mccollough, 2010)

Filtro Binomial

El filtrado gaussiano es una de las técnicas más aceptadas y comunes técnicas de filtrado lineal, el filtro binomial es una aproximación al filtro gaussiano que puede desempeñarse de manera similar. Adicionalmente, el filtrado binomial tiene la ventaja de simplificar el engorroso proceso de selección de parámetros y reducirlos a un único argumento, el orden del filtro. Además, dicha aproximación implica un gasto informático menor, pues las operaciones son mucho menos complejas, lo que lo convierte en una técnica más flexible para ser implementada en diferentes máquinas (Aubury & Luk, 1992).

Los coeficientes del filtro binomial para una dimensión son calculados a partir del triángulo de pascal o el resultado de una serie de convoluciones en cadena al arreglo [1 1]. Para 2 dimensiones se calcula a partir de serie de convoluciones a la matriz [1 1; 1 1], en el cual el orden del filtro es el número de convoluciones.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

$$\begin{aligned}
 (1) * (1 \ 1) &= (1 \ 1)_{N=1} \\
 (1 \ 1) * (1 \ 1) &= (1 \ 2 \ 1)_{N=2} \\
 (1 \ 2 \ 1) * (1 \ 1) &= (1 \ 3 \ 3 \ 1)_{N=3} \\
 &\dots \\
 &\dots
 \end{aligned}$$

Ecuación VIII coeficientes filtro binomial para 1D

$$\begin{aligned}
 \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{pmatrix} * 1 &= \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{pmatrix}_{N=1} \\
 \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}_{N=2} \\
 \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix} &= \begin{pmatrix} 1 & 3 & 3 & 1 \\ 3 & 9 & 9 & 3 \\ 3 & 9 & 9 & 3 \\ 1 & 3 & 3 & 1 \end{pmatrix}_{N=3} \\
 &\dots \\
 &\dots
 \end{aligned}$$

Ecuación IX coeficientes filtro binomial para 2D

De este modo, la frecuencia de corte del filtro se disminuye al aumentar el orden de este.

Filtro Bilateral Multibanda (FBM)

El filtro bilateral multibanda (FBM) es un filtro creado propuesto por Henao & Rueda, 2010 para la disminución del ruido en imágenes médicas conservando la fidelidad, tanto de su resolución espacial como su capacidad de detección de bajos contrastes. Éste utiliza un filtro binomial (Lineal) para separar las bandas frecuenciales de la imagen y luego usa un filtro bilateral (No Lineal) aplicado a cada banda de manera independiente, luego las imágenes filtradas de frecuencias bajas y altas se suman para formar la imagen de salida.

Los autores afirmaron que era posible reducir el ruido hasta en 50% conservando la detectabilidad de bajos contrastes y detalle de los bordes (Henao & Rueda, 2010).

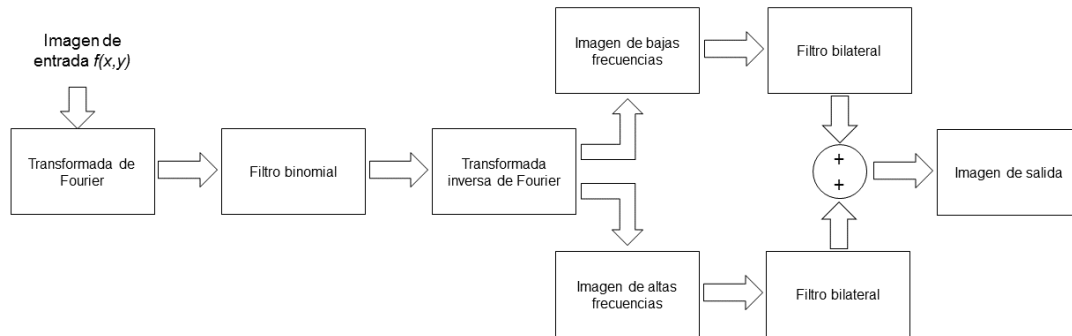


Figura 2 Diagrama de bloques teoría filtro bilateral multibanda.

1.3.5 Reconstrucciones tridimensionales

Así como una imagen plana es representada por una matriz de valores donde cada valor corresponde a un pixel, es posible construir arreglos tridimensionales en graficas computacionales, a partir del registro de las tomas en varias direcciones respecto a un objeto (Eklund, Dufort, Forsberg, & LaConte, 2013a).

Muchas de las técnicas de imagenología clínica mencionadas anteriormente, se pueden extender a aplicaciones de construcción 3D. Algunas de las construcciones más comunes emplean equipos de TC, RM o ultrasonido (Sakas, 2002).

Dibujado de imágenes médicas en 3D

La representación biomédica de volúmenes está dividida en 2 grandes grupos de técnicas: representación de superficie (*Surface rendering* o *volume modeling*) y representación de volúmenes (*Volume rendering*) (Hanson & Robb, 2009)

Volume rendering Son las técnicas directas de visualización de volúmenes para imágenes biomédicas, éstas no requieren una definición previa de la superficie o segmentación del objeto. Éstas son técnicas basadas en algoritmos de *ray casting* que son utilizados para mostrar una superficie en pantalla, según la ubicación del observador (cámara) y la intersección con un rayo que va desde éste a los objetos de la escena (Hughes et al., 2014) y a partir de los cuales se pueden representar computacionalmente estructuras. La visualización de la superficie de interés se determina cambiando la dirección del rayo y las condiciones de reconocimiento de tejido (Hanson & Robb, 2009).

Dado que los paquetes de datos volumétricos usualmente son muy grandes, las técnicas de *volume rendering* demandan una capacidad computacional mayor y optimización en algoritmos y hardware especialmente cuando se requiere conservar una alta resolución (Hanson & Robb, 2009).

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

A su vez, éstos también se dividen en 2 categorías más algoritmos: de *transmisión* como una radiografía y *reflexión* como una fotografía; para aplicaciones con TC los de transmisión son los más interesantes pues entre ellos están muchos muy comúnmente utilizados como la proyección de máxima intensidad, proyección de mínima intensidad y proyección de suma de intensidades (Hanson & Robb, 2009).

La proyección de máxima intensidad (MIP) es frecuentemente implementada para la visualización de datos vasculares, MIP toma el valor máximo del objeto en una dirección como el valor de ese rayo para mostrar en pantalla (Hanson & Robb, 2009).

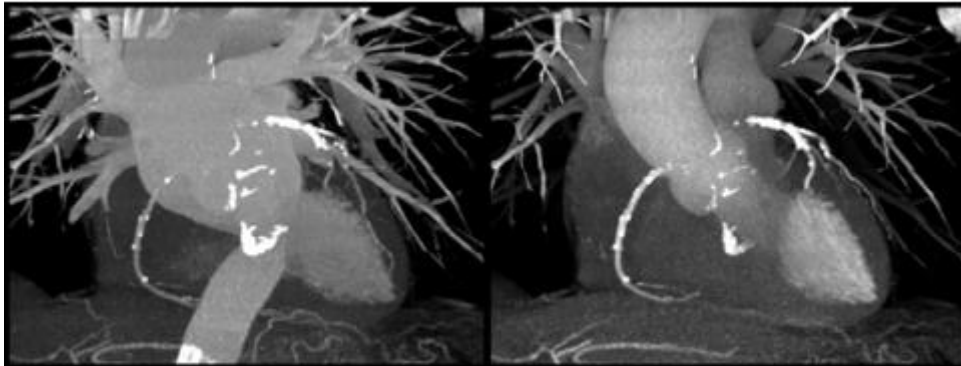


Figura 3 MIP angioTAC coronario (Hanson & Robb, 2009)

Surface rendering (volume modeling) Son el conjunto de técnicas que requieren la segmentación de los contornos de la estructura y que se defina una superficie para ser representados como el mosaico de la unión de muchos polígonos, usualmente triángulos (Hanson & Robb, 2009).

Las ventajas de éstas técnicas son la mayor velocidad que se tiene para su visualización, además de la posibilidad de implementar las demás técnicas de computación gráfica. Sin embargo, gran parte de la información se puede perder debido al número limitado de contornos que se definen en una superficie (Hanson & Robb, 2009).

El detalle de dibujado depende de la cantidad de polígonos que se desee procesar para la representación. Por la complejidad de las estructuras biológicas, una reconstrucción puede tener cientos de miles de polígonos, lo que demanda una capacidad de procesamiento mayor. No obstante, los equipos más modernos pueden hacer estos procesos más rápido (Hanson & Robb, 2009).

2. METODOLOGÍA

Este proyecto fue desarrollado a través de la ejecución de actividades para el cumplimiento de 4 objetivos, en conjunto, estas permitieron hacer una evaluación del desempeño del FBM respecto a la calidad de las imágenes médicas en estudios de angioTAC y cómo se puede ver potencializado en el momento de aplicarlo a estudios donde se utilizan reconstrucciones multiplanares. Además se indaga a especialistas en radiología sobre la utilidad que una técnica como el FBM podría tener en estudios clínicos.

Las imágenes de angiografía por tomografía computarizada empleadas en este proyecto, fueron tomadas de la librería de datasets ejemplo de OsiriX, disponibles en su sitio web (<http://www.osirix-viewer.com/resources/dicom-image-library>), y cuyo uso está autorizado para propósitos académicos y de investigación.

Las imágenes se procesaron en un computador que cuenta con un procesador Intel Core i7-4700MQ @ 2.40GHz, de 4 cores físicos (8 lógicos), 12GB de RAM, corriendo un sistema operativo Windows 10 de 64 bits. Cuenta con una tarjeta gráfica NVIDIA GeForce GT 740M.

La versión de MATLAB® que se utiliza en este trabajo es la R2015b.

2.1 IMPLEMENTACIÓN DEL FBM

El FBM es la técnica de filtrado para imágenes médicas propuesta por Henao & Rueda, 2012, que permite descomponer la imagen en altas y bajas frecuencias utilizando un filtro binomial de tal modo que se pueda aplicar un filtrado bilateral independiente a la imagen en cada banda frecuencial.

2.1.1 Filtrado bilateral

La función que realiza el FBM se diseñó para ser usada en MATLAB®, que es el entorno de trabajo de la mayoría de estudios en este proyecto. El filtro bilateral fue escrito en el lenguaje C y se traduce a MATLAB® mediante la función MEX, esto se hace con el fin de reducir el tiempo de cómputo en estudios donde se pueden procesar cientos de imágenes.

2.1.2 Optimización filtrado bilateral

Se adicionó el procesamiento en paralelo para el filtro bilateral, que permite procesar paquetes de datos en los diferentes cores del equipo de manera independiente y simultáneamente. Así, también se reduce el tiempo de cómputo para el filtrado bilateral que de otra forma podría tardar mucho tiempo debido al cálculo independiente que se tiene que hacer para cada voxel.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

2.1.3 Filtrado binomial

El filtro binomial se hizo puramente con MATLAB®, pues este cómputo no es tan pesado para la máquina, además se aprovecha otras funciones ya incorporadas en MATLAB® como la transformada de Fourier.

2.1.4 FBM en 3 dimensiones

Las operaciones se combinan para formar el FBM según lo presentado en Figura 4, el filtrado en las 3 dimensiones se realiza mediante filtrados concatenados de la imagen 1D+1D+1D.

El filtro bilateral se aplica con los mismos parámetros de σ_d y σ_r para las dimensiones X y Y, sin embargo, dado el carácter anisotrópico de los volúmenes. El término σ_d , que considera la distancia entre los voxeles, debe tener un valor diferente para la profundidad σ_{dz} , así se da mayor uniformidad al filtrado en todas las direcciones.

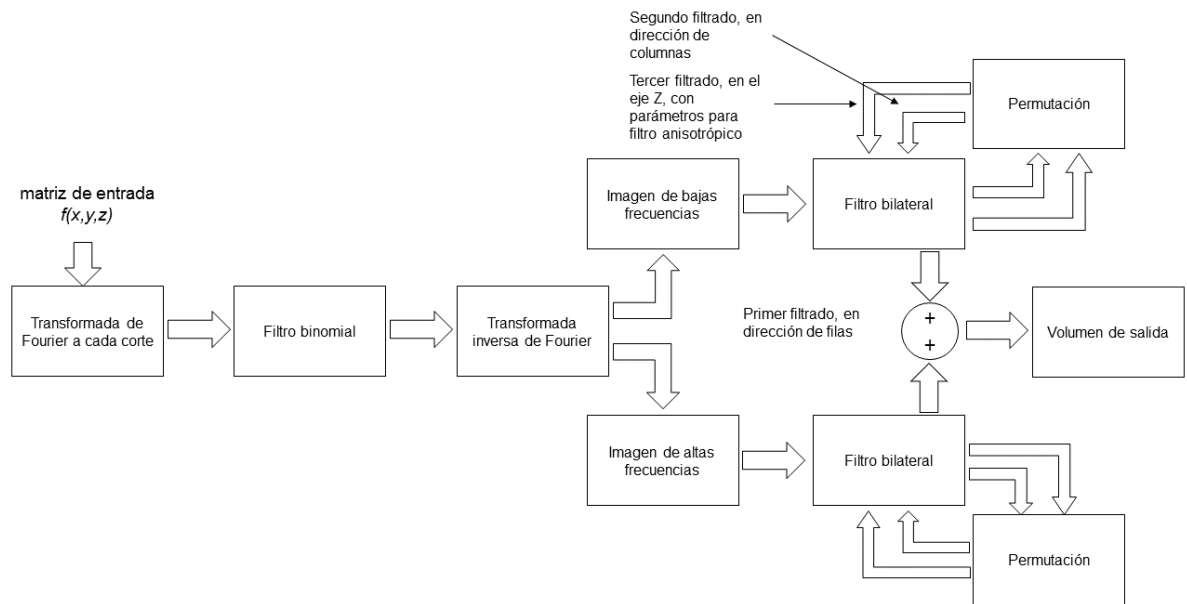


Figura 4 Diagrama de bloques del técnica FBM para volúmenes.

2.2 EVALUACIÓN DEL DESEMPEÑO DEL FBM

2.2.1 Criterio para selección parámetros FBM

La evaluación del desempeño del filtro es la etapa que permite definir los mejores parámetros para esta aplicación. Previamente Henao & Rueda, 2012 habían concluido que uno de los principales desafíos del FBM es la engorrosa selección de parámetros.

Existen diferentes acercamientos para establecer los parámetros especialmente del filtro bilateral, debido a la generalidad del filtro mismo cada aplicación requiere hacer una evaluación de las necesidades para identificar los parámetros más apropiados (Tomasi & Manduchi, 1998).

En trabajos previos, se había propuesto utilizar el filtrado bilateral para la reducción de ruido en imágenes de tomografía computarizada. En estos trabajos, se observa que el σ_d debía ser un número menor al tamaño de ventana y σ_r un múltiplo de la desviación estándar de la imagen entre 1σ y 4σ (Ramirez et al., 2010).

El tamaño de ventana para técnica debía ser un número entre 2 y 5, ya que el filtro bilateral considera tanto la intensidad del voxel como la distancia, mayores tamaños de ventana pueden ser utilizados para calcular con mayor fidelidad los números de TC del voxel en el centro de la vecindad. Por capacidad de cómputo las máquinas actuales, se establece que 5 es un número apropiado como ventana para las imágenes en el plano XY (Ramírez, 2015) .

Para la dirección Z se deben tener en cuenta otras consideraciones, la resolución en Z en los estudios de TC siempre es limitada por el número de detectores del equipo. Es por esto que no siempre el tamaño del corte coincide con el tamaño de la reconstrucción, lo que significa que el volumen queda “desproporcional”, el plano XY respecto a Z. Es decir, los datos crudos de la matriz miden lo mismo para la máquina en todas las direcciones, pero el tamaño del corte puede diferir el tamaño del pixel en el plano axial.

La información del tamaño del corte es requerida para la reconstrucción multiplanar, pero esta información sólo está disponible a través del *metadata* que incluye el DICOM. Para lograr entonces tener un filtrado uniforme en todas las direcciones se pueden usar 2 estrategias respecto a los parámetros en el eje Z. El primero, es utilizar un tamaño de ventana menor para esa dirección, el segundo es aplicar un σ_d menor que le dé más mucho peso a los voxeles más cercanos. En este caso se elige cambiar el σ_d y mantener el volumen de la ventana uniforme, puesto que las imágenes acá procesadas se caracterizan por tener alta resolución espacial (<1mm espesor)

Para la selección de parámetros σ_d y σ_r para el filtrado de la imagen de altas y bajas frecuencias se tiene en cuenta las regiones donde se concentra la resolución espacial. La imagen de altas frecuencias es la que concentra el detalle de la imagen, de este modo se establece que el σ_d debe ser menor para la imagen de altas frecuencias respecto a la de altas frecuencias, por otra parte, el término que compara las intensidades σ_r puede ser el mismo para ambos filtrados.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Basados en estudios previos, se determina que $N=7$ es un valor adecuado para el orden del filtrado binomial. En este valor se permite una adecuada separación de los componentes frecuenciales.

2.2.2 Evaluación semicuantitativa y cualitativa de las imágenes

Se evaluó visualmente el desempeño del filtro al ser aplicado a estudios de angioTAC, con una serie de combinaciones de muchos parámetros en el rango de lo establecido por Henao & Rueda, 2012. Se escoge un rango de trabajo para un estudio semicuantitativo del desempeño del filtro.

En estos estudios en los cuales se evalúan muchas imágenes visualmente, se utilizó un código que automatiza combinaciones y guardan todas las imágenes de uno de los cortes en formato *Joint Photographic Experts Group (JPEG)*. Así se permite con mayor facilidad hacer una inspección rápida de cuál es el mejor rango para concentrar un estudio donde se miren midiendo propiamente las variables de ruido y contraste.

Dentro del rango de trabajo establecido se tiene un grupo de combinaciones de parámetros. De este modo, se aplica el FBM muchas veces a un estudio con el fin de establecer con más precisión cuáles son los parámetros apropiados para estudios de angioTAC, este proceso implica un análisis cuantitativo de la reducción del ruido, el contraste y la relación contraste ruido.

Para la evaluación cuantitativa, se midió la desviación estándar y la media en regiones uniformes para encontrar así valores que representan el ruido y el contraste. Todas estas acciones se añadieron a la interfaz de usuario que integra todo el sistema.

Los datos utilizados para esta análisis son estudios de angioTAC cuyo protocolo de adquisición se especifica en la Tabla 1 y Tabla 2.

Tabla 1 Protocolo de adquisición DATOS A, angioTAC coronario

Datos A	
Tipo de estudio	AngioTAC coronario
kVp	120
mA	509
tiempo exposición(s)	238
Filas	512
Columnas	512
Número cortes	308
Grosor corte (mm)	0,8
Factor Pitch	No especificado

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Tabla 2 Protocolo de adquisición DATOS B, angioTAC coronario

Datos B	
Tipo de estudio	AngioTAC coronario
kVp	120
mA	412
tiempo exposición(s)	270
Filas	512
Columnas	512
Número cortes	188
Grosor corte (mm)	0,8
Factor Pitch	No especificado

2.2.3 Evaluación de la resolución espacial

Para demostrar que la resolución espacial no se ve afectada luego de aplicar el FBM, se utilizó la *Task Transfer Function* (TTF) que es una poderosa herramienta para medir la resolución de los sistemas. Para determinar que el FBM puede reducir los niveles de ruido afectando en menor nivel la resolución espacial, se realizan filtrados con otras técnicas, en las cuales se reducen similares niveles de ruido y se comparan las TTFs con las imágenes a las que se les aplica el FBM.

Para la evaluación de la TTF se usan volúmenes tomados el fantoma *IEC NEMA Body Dosimetry Phantom* con 3 protocolos de escaneo diferentes, uno de mayor dosis, otro con $\frac{1}{2}$ de la dosis del mayor y otro con $\frac{1}{4}$.

Tabla 3 Protocolo de adquisición IEC NEMA Body Dosimetry Phantom

100% Dosis		50% Dosis		25% Dosis	
kVp	120	kVp	120	kVp	120
mA	240	mA	120	mA	60
tiempo exposición(s)	500	tiempo exposición(s)	500	tiempo exposició	500
Número cortes	12	Número cortes	12	Número cortes	12
Grosor corte (mm)	5	Grosor corte (mm)	5	Grosor corte (mm)	5
Factor Pitch	0,6	Factor Pitch	0,6	Factor Pitch	0,6

2.3 HERRAMIENTA DE RECONSTRUCCIÓN TRIDIMENSIONAL

2.3.1 Interfaz de usuario

Se diseñó una GUI para MATLAB® donde concurren muchas de las funciones que se utilizan en este trabajo. La interfaz de usuario se utilizó, luego de ser desarrollada, para

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

visualización de imágenes, cargar y escribir los paquetes de datos, medición del ruido y contrastes, además está conectada con una herramienta de filtrado que incluye el FBM y otros filtros. También, tiene una función de reconstrucción multiplanar diseñada para estudios de angiografía por TC, que se vincula directamente con MATLAB.

2.3.2 Reconstrucción multiplanar

La función que permite la reconstrucción multiplanar es una función en C que se conecta con MATLAB mediante una función MEX, en esta se incluyeron todas las librerías necesarias de VTK 7.0 para realizar este *rendering*. Para VTK es necesario que los datos estén en un formato no comprimido y por lo tanto se utiliza *GDCMconv* que es un programa en consola que permite convertir formatos comprimidos de DICOM a datos crudos, *GDCMconv* se incluyó en la función que permite hacer la reconstrucción multiplanar.

Para el *rendering*, se utiliza la técnica de proyección de máxima intensidad, que es una de las más aceptadas y ampliamente usadas en estudios de angiografía por tomografía computarizada (Fishman et al., 2006; Schoepf, 2007). El diagrama de bloques, del funcionamiento del sistema se describe en la Figura 5.

Se implementó en la GUI, una función para escribir .DCM de tal modo que las imágenes procesadas se puedan exportar para ser implementadas en otra herramienta de reconstrucción o visualización.

Tanto VTK (The Visualization Toolkit) como *GDCMconv*, son recursos digitales de libre acceso, desarrollados por Kitware, Inc. y Mathieu Malaterre respectivamente. La documentación sobre estos programas especializados en procesamiento avanzado de imágenes médicas está disponible en (<http://www.vtk.org>) y (<http://gdcml.sourceforge.net/html/index.html>).

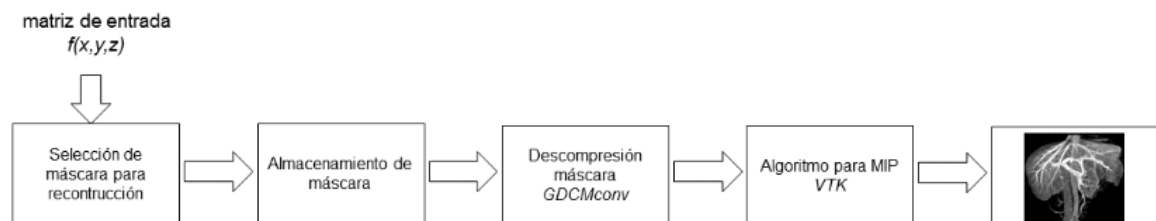


Figura 5 Diagrama de bloques del procesamiento para reconstrucción tridimensional del

2.3.3 Sensibilidad del algoritmo de reconstrucción multiplanares ante el ruido

Para demostrar con mayor claridad la forma como el ruido afecta los estudios de angiografía por tomografía computarizada, se adicionó ruido gaussiano una de las

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

matrices. Luego, se procedió a la reconstrucción mediante el MIP, tanto de la imagen original como de la imagen ruidosa.

De este modo se observa como el ruido afecta significativamente las reconstrucciones tridimensionales de este tipo en las cuales se utilizan 2 ventanas de visualización exactamente iguales.

2.3.4 Desempeño del FBM visualizado con algoritmo de MIP propio

Al volumen de los DATOS A se le realiza filtrado bilateral multibanda. Se analiza la capacidad del algoritmo de reconstrucción multiplanar para identificar la reducción de ruido y revelar pequeñas estructuras.

2.3.5 Desempeño del FBM visualizado con algoritmo de MIP externo

Utilizando la herramienta de software desarrollado, se almacenan los cortes de los volúmenes en archivos .DCM de los DATOS A filtrados con FBM y sin filtrar.

El software externo que se usa para la reconstrucción multiplanar es *RadiAnt DICOM Viewer* versión 3.4.1.13367, que es de uso gratuito para propósitos no comerciales.

2.4 IDENTIFICACIÓN DE APLICACIONES CLÍNICAS PARA EL FBM

Se diseñó una encuesta donde se les preguntó a especialistas en radiología, cuáles eran las principales técnicas de angiografía, con el fin de determinar en qué posición está la tomografía computarizada para estudios angiográficos y determinar qué tipos de estudios de angioTAC son más comunes en cada una de sus instituciones, para calcular así el posible impacto de esta aplicación.

La averiguación, además, indaga cuáles son las principales limitaciones de las técnicas actuales de angioTAC y con qué frecuencia sus lecturas eran entorpecidas por una pobre característica de algunos de los factores que determinan la calidad de las imágenes médicas. Así, se tiene una referencia de la aplicabilidad clínica que esta técnica puede tener para estudios.

La encuesta se envió para ser diligenciada de manera virtual y se utilizó la plataforma de *surveymonkey.com* para la organización de las preguntas y manejo de resultados. Ésta fue respondida por especialistas en radiología de instituciones colombianas e internacionales con prestación de servicios de imágenes diagnósticas o servicios de telerradiología.

La encuesta tenía 8 preguntas, que se pueden dividir entre 4 categorías, Fue diseñada para que el especialista tardase entre 5 y 10 minutos. Seis especialistas en lectura radiológica gentilmente participaron diligenciando el formato que estaba disponible en el enlace (<https://es.surveymonkey.com/r/VPQ9C2P>)

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

3. PRESENTACIÓN Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

3.1 IMPLEMENTACIÓN Y OPTIMIZACIÓN DEL FILTRO BILATERAL MULTIBANDA

3.1.1 Desarrollo de algoritmo de filtrado bilateral

Experimento 1

Teniendo en cuenta en cuenta los criterios para selección de parámetros de filtro bilateral, se evalúa el rendimiento del algoritmo de filtro bilateral para una señal en 2D.

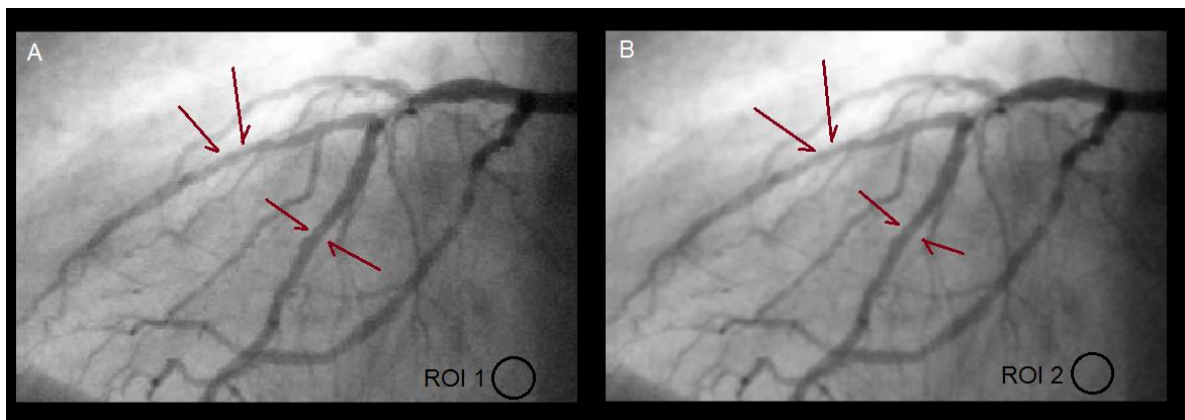


Figura 6 Filtrado bilateral para estudio de angiografía convencional, A) Imagen original, B) Imagen luego de filtrado bilateral $W=5$, $\sigma_d=1$, $\sigma_r = 20$. $WL=128$ $WW=128$.

Tabla 4 Medición de la media y desviación estándar para las regiones de interés 1 y 2 mostradas en la Figura 6

	ROI 1	ROI 2	Reducción ruido
μ	104.9	104.89	10%
σ	5,9	5,3	

Nótese en Figura 6 que el filtro bilateral puede reducir el ruido, en este caso 10% (Tabla 4) preservando los bordes. En este experimento no se lleva límite la capacidad del filtro sólo se pretende hacer una inspección rápida de su capacidad para preservar los bordes.

Experimento 2

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Se realizó el filtrado con este de manera independiente a una señal unidimensional ruidosa de ECG. Dado que esta es una señal predeterminada del software y no tiene ruido, se le agregó ruido gaussiano para resaltar el filtrado.

Se desarrollaron implementaron 2 algoritmos de filtrado, uno programado en C y llevado a MATLAB® mediante la función MEX y otro puramente en el lenguaje M de MATLAB®. Ambos hacen exactamente las mismas operaciones matemáticas y como se aprecia en la Figura 7 no hay diferencia en los resultados del filtrado dado que ambas señales se superponen.

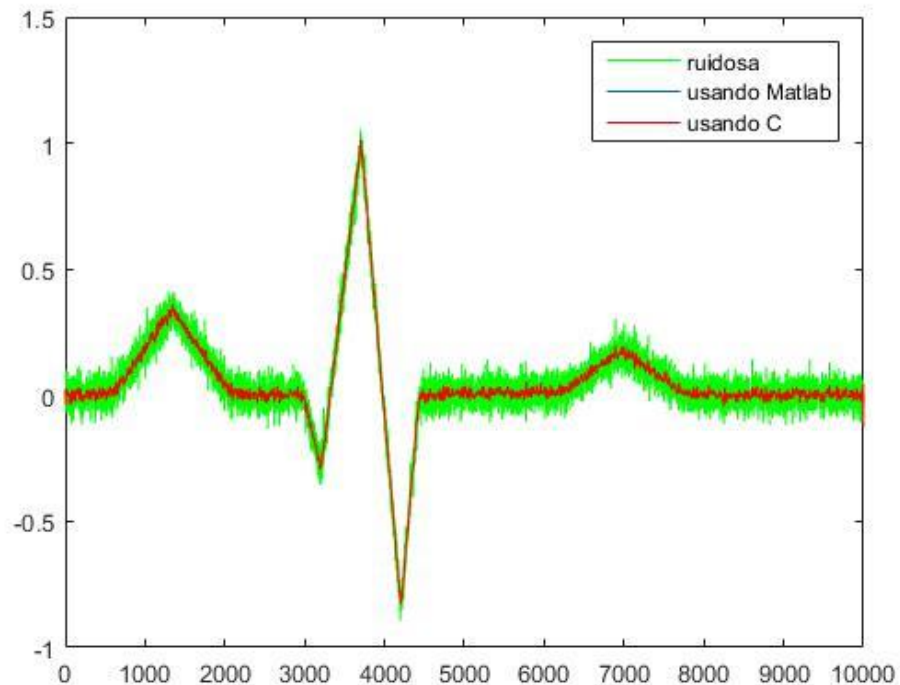


Figura 7 Desempeño del filtro bilateral ante una señal unidimensional en C y MATLAB, $W=5$, $\sigma_d=5$, $\sigma_r=15$

Emplear el código en C es importante para acelerar la ejecución de la operación, reducir los tiempos de procesamiento es necesario para esta aplicación pues se espera usar el filtro bilateral en volúmenes con cientos de cortes, los cuales suponen decenas de millones de voxels que deben ser procesados cada uno de manera independiente.

Para evaluar la velocidad de cómputo, se realiza un experimento donde se procesan 2.9 millones de datos, que es aproximadamente la cantidad de valores que habrían en un volumen de 512x512x12 píxeles. En este caso se usa una señal de ECG real a la cual se le agregó ruido gaussiano, como se puede apreciar en la Figura 8.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

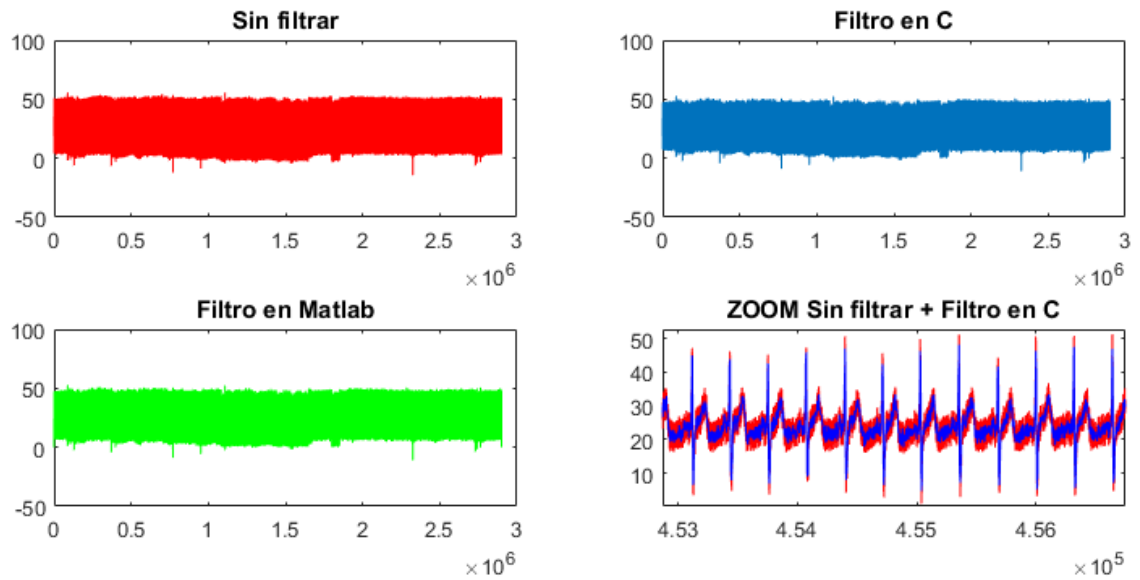


Figura 8 Desempeño de los algoritmos de filtro bilateral para grandes cantidades de datos.

Tabla 5 Evaluación de los tiempos de procesamiento de MATLAB® vs C

Tamaño del vector	2900992
Tamaño de ventana (W)	5
Tiempo de procesamiento (seg)	
Matlab	C
12.43	2.43

Con la implementación del código en C los tiempos de procesamiento se reducen hasta en 6 veces.

3.1.2 Optimización con procesamiento en paralelo

Para evaluar el rendimiento computacional del filtro bilateral, se calcula el tiempo de procesamiento para una matriz con las dimensiones reales de un estudio de angioTAC de alta resolución espacial, los detalles y resultados del experimento se presentan en la Tabla 6

Tabla 6 Tiempo de procesamiento de filtrado bilateral en 3 dimensiones para un volumen.

Tamaño de matriz	512x512x310
Tamaño de ventana	5x5x5
Tiempo de procesamiento	268.16

A pesar de la aceleración del procesamiento utilizando C, aún los tiempos de procesamiento continúan siendo muy largos, además, hay que tener en cuenta que para el FBM se realiza el filtrado bilateral de manera independiente a las imágenes de bajos y altos componentes frecuenciales.

Se implementa entonces el procesamiento en paralelo, que permite procesar diferentes secciones de datos de manera independiente y simultánea en los procesadores del computador. Se evalúa el tiempo de procesamiento de un volumen, los resultados y detalles del experimento se muestran en la Tabla 7.

Tabla 7 Tiempo de procesamiento de filtrado bilateral utilizando diferente número de cores.

Tamaño de matriz	512x512x50
Tamaño de ventana	5x5x5
Número de cores	Tiempo de procesamiento (s)
1	44.23
2	22.58
4	14.13
8	11.56

Utilizar el máximo número de cores disponibles para el equipo permite reducir hasta en 4 veces los tiempos de procesamiento para esta máquina, dado que el rendimiento para 4 y 8 cores es similar, se considera que 4 cores es apropiado para no entorpecer las otras funciones del computador.

3.1.3 Filtro binomial

El filtro binomial es la estrategia para separar los componentes frecuenciales, se evalúa la capacidad del filtro para separar la imagen en los componentes de baja frecuencia (donde se concentra el contraste) y alta frecuencia (donde se concentra la resolución espacial).

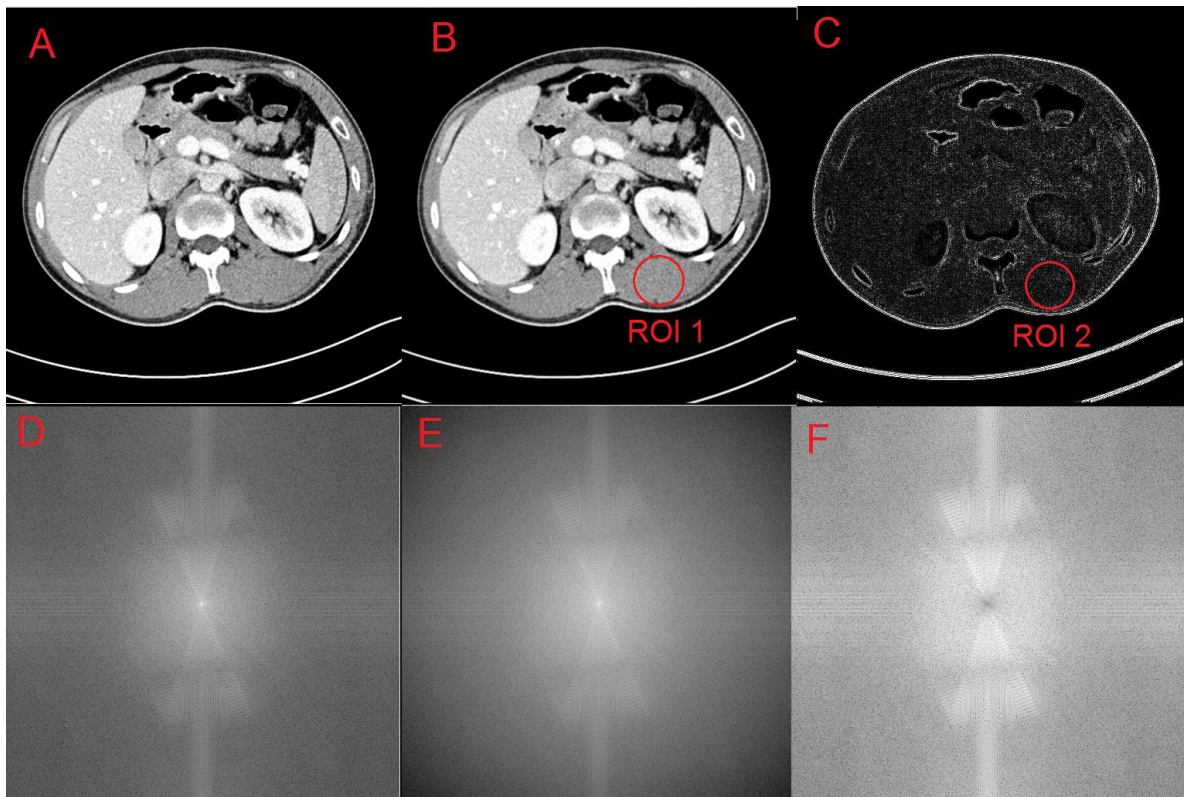


Figura 9 Filtrado binomial a estudio de TC de tórax (Imagen 8 bits), A) Imagen Original WW=128 WL=128, B) Imagen luego de filtrado de bajas frecuencias WW=128 WL=128, C) Imagen de altas frecuencias WW=90 WL=45, D) Transformada de Fourier imagen origina, E) Transformada de Fourier luego de multiplicación con el espectro del filtro binomial N=7 (Figura 10) F) Transformada Fourier luego de multiplicación con inverso del espectro del filtro binomial N=7 (Figura 10)

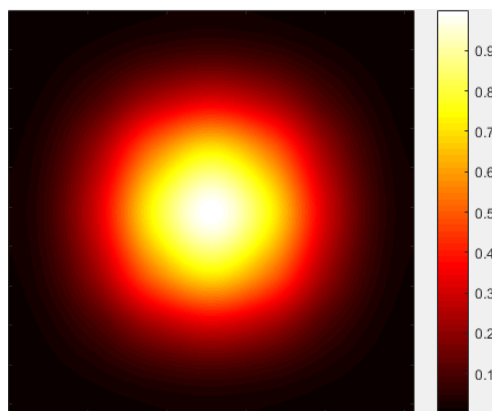


Figura 10 Espectro filtrado binomial para N=7

Tabla 8 Medición de la media y la desviación estándar para las regiones de interés 1 y 2 de la Figura 9

	ROI 1	ROI 2
μ	149.9	1.58
σ	9.9	1.17

Nótese que en la Figura 9 los bordes de la imagen se concentran en la imagen de altas frecuencias, asimismo, en la Tabla 8 se aprecia como el ruido es más intenso en la imagen de bajas frecuencias, por lo tanto ésta requiere un filtro más fuerte y la imagen de altas frecuencias un filtro más suave.

3.2 EVALUACIÓN DEL DESEMPEÑO DEL FBM

3.2.1 Evaluación cualitativa de las imágenes

Para la selección de σ_r se evalúa la desviación estándar en una región uniforme de la imagen, además se evalúa la uniformidad del ruido en diferentes partes ROI.

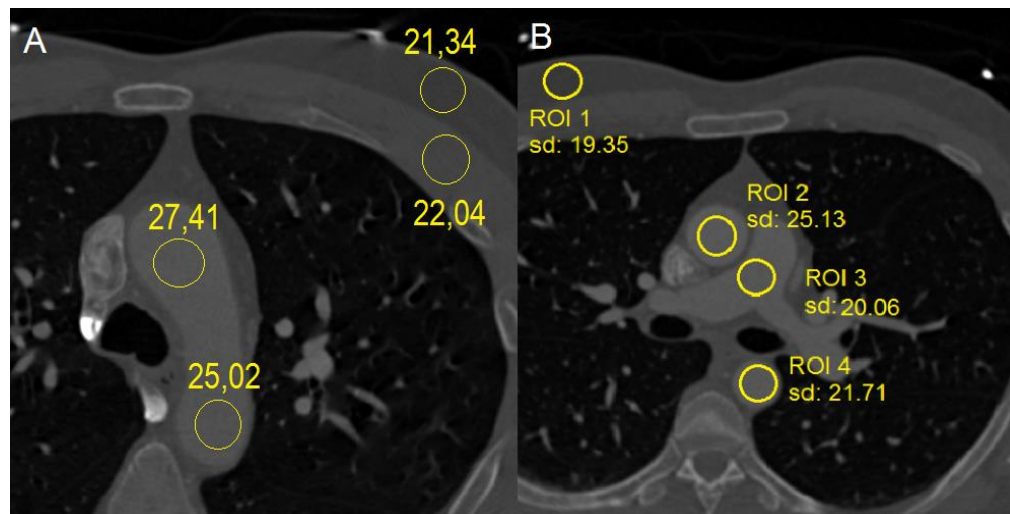


Figura 11 A) Caracterización de la magnitud del ruido y uniformidad para los DATOS A, $\sigma_{\text{promedio}} = 23.95$. B) Caracterización de la magnitud del ruido y uniformidad para los DATOS B, $\sigma_{\text{promedio}} = 21.56$, WL=1024 WW=4092.

En las regiones más intensas la desviación es ligeramente mayor debido a la naturaleza del ruido para estudios basados es conteo de fotones (ruido cuántico)

Se exploró el resultado de la operación del filtrado luego de aplicar el filtro con muchas combinaciones de parámetros, estos parámetros fueron elegidos basados los criterios para selección de parámetros de la página 29

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Tabla 9 Todas las combinaciones de filtro analizadas para el estudio muestra.

W	Imagen bajas frecuencias		Imagen altas frecuencias	
	σ_d	σ_r	σ_d	σ_r
5	1.5;3;4	1 σ ;2 σ ;4 σ	1.5;3;4	1 σ ;2 σ ;4 σ
Filtro bilateral Z			Filtro binomial	Total procesos
W	Imagen altas y bajas frecuencias		N	
5	σ_d	σ_r	7	81
	1	1 σ		

Tabla 10 Porción de interés procesada del volumen.

Volumen filtrado	DATOS A
Cortes procesados	140:160
Corte analizado	150

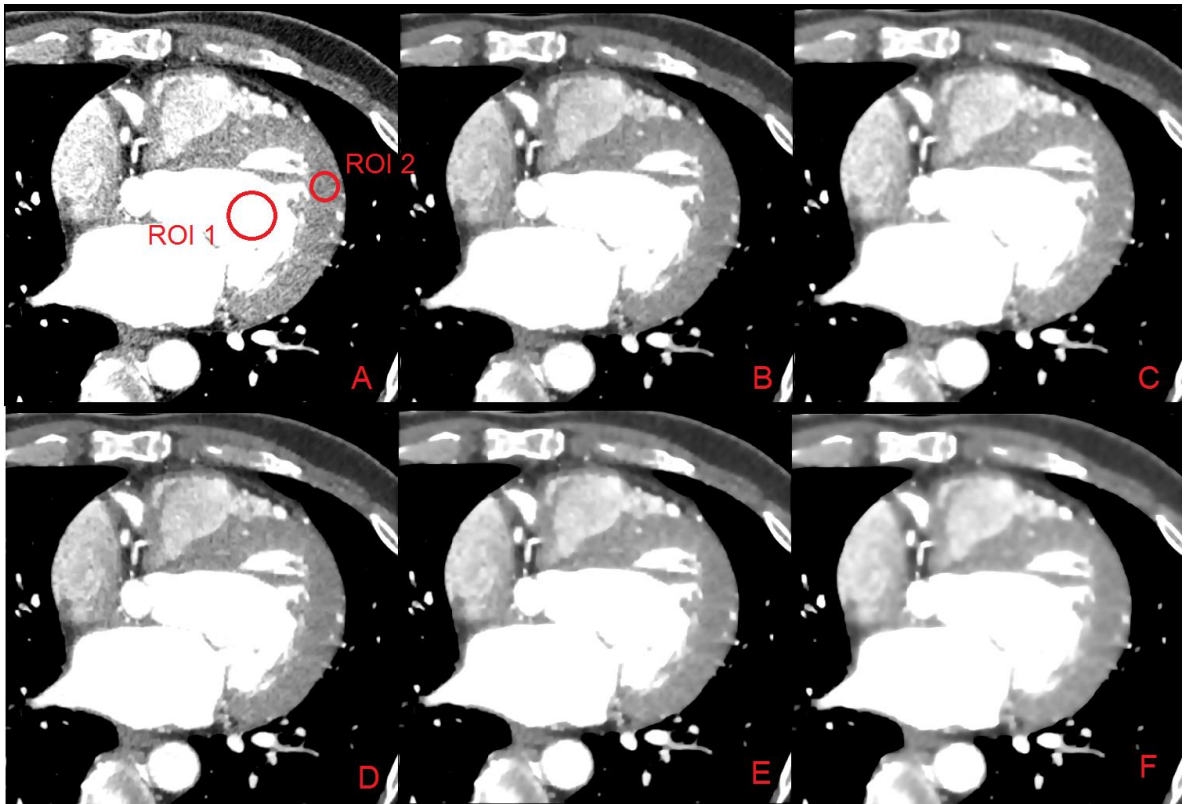


Figura 12 Muestras arbitrariamente extraídas del grupo de imágenes estudiadas, A) Imagen Original, B) Para imagen de bajas frecuencias $\sigma_d=1.5$ $\sigma_r=1\sigma$ y para imagen de altas frecuencias $\sigma_d=1.5$ $\sigma_r=1\sigma$. C) Para imagen de bajas frecuencias $\sigma_d=1$ $\sigma_r=4\sigma$ y para imagen de altas frecuencias $\sigma_d=4.5$ $\sigma_r=4\sigma$. D) Para imagen de bajas frecuencias $\sigma_d=3$ $\sigma_r=1\sigma$ y para imagen de altas frecuencias $\sigma_d=1.5$ $\sigma_r=1\sigma$. E) Para imagen de bajas frecuencias $\sigma_d=3$ $\sigma_r=2\sigma$ y para imagen de altas frecuencias $\sigma_d=3$ $\sigma_r=4\sigma$. F) Para imagen de bajas frecuencias $\sigma_d=4.5$ $\sigma_r=4\sigma$ y para imagen de altas frecuencias $\sigma_d=4.5$ $\sigma_r=4\sigma$. WL=40 WW=400.

Tabla 11 Cuantificación de la desviación estándar, contraste, relación contraste ruido (CNR), reducción del ruido y % de reducción del ruido presentados en la Figura 12.

IMAGEN	Contraste ($\mu_1-\mu_2$)	σ_1 (fondo)	σ_2	CNR	Reducción ruido ($\sigma_1-\sigma_2$)	%
A (Original)	322,038785	25,754168	30,2239798	12,5043366	XX	XX
B	323,382238	21,231192	23,5903083	15,2314688	6,633671575	21,9483722
C	333,210457	17,8949641	16,7751024	18,6203479	13,44887739	44,4973742
D	323,467975	21,2383411	23,5927367	15,2303785	6,631243115	21,9403373
E	329,593499	15,4925113	12,8239888	21,2743752	17,39999101	57,5701516
F	334,027645	14,4852663	9,08560888	23,0598207	21,13837096	69,9390718

Nótese que en la Figura 12 y Tabla 11 que las imágenes C, E y F no conservan la resolución espacial de la manera deseada, el filtrado es muy fuerte lo que distorsiona los bordes. Las imágenes B y D, cuyo filtrado es más suave, tienen cualitativamente un mejor desempeño, no obstante, se sabe que B es mejor que D porque se parte del principio que σ_d para imagen de bajas frecuencias debe ser mayor al σ_d para imagen de altas frecuencias.

Al hacer una inspección de la calidad de todos los demás cortes, los parámetros Para imagen de bajas frecuencias $\sigma_d=3$ $\sigma_r=1\sigma$ y para imagen de altas frecuencias $\sigma_d=1.5$ $\sigma_r=1\sigma$ son los que tienen un mejor desempeño (Imagen C). Con estos valores, el FBM es capaz de reducir el ruido hasta en un 22% y preserva los contrastes (Tabla 11). Desde ahora a estos se les denominará parámetros estándar. Reducciones mucho mayores al 22% afectan considerablemente la resolución espacial

Experimento 1

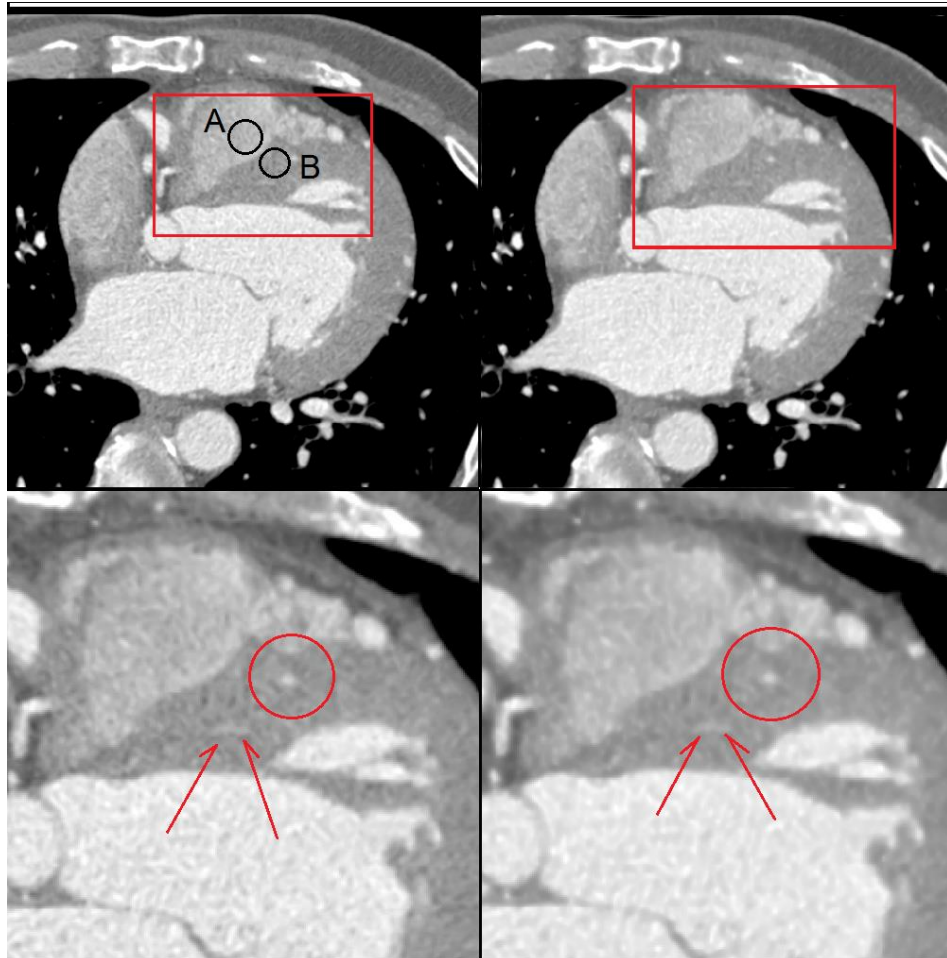


Figura 13 FBM con los parámetros estándar en una región de interés, para el estudio con los DATOS A, del lado izquierdo la imagen sin procesar, a la derecha la imagen filtrada WL=0 WW=500. Las regiones de Interés A y B son utilizadas para medición del desempeño del filtro.

Tabla 12 Medición de desviación estándar y contraste para experimento 1 presentado en Figura 13

	Original		Filtrada	
	ROI A	ROI B	ROI A	ROI B
μ	175,57	100,17	175,51	99,88
σ	34,26	26,02	26,12	13,05
CNR	2,501658925		3,861628798	
Reducción Ruido	—		23,8%	49,8%

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

Como en la Figura 13, para el Experimento 1, el FBM reduce el ruido revelando de una mejor manera las estructuras más pequeñas aún para los bajos contrastes, del mismo modo, notar como el contraste de la sangre en el ventrículo izquierdo tiene el borde más definido con el miocardio y sin granulosidad, El contraste más bajo entre el miocardio y el ventrículo derecho, igualmente se les notan los bordes bien definidos.

Asimismo, según lo presentado en la Tabla 12, la CNR aumentó para la señal filtrada. La reducción del ruido fue diferente para la ROI 1 que para la ROI 2 debido a que en principio el ruido no era uniforme y por lo tanto el resultado del filtrado resulta ser diferente al utilizar ambos el mismo parámetro σ_r .

Para este corte, el ruido es menos uniforme debido a un efecto muy alto del ruido cuántico.

Experimento 2

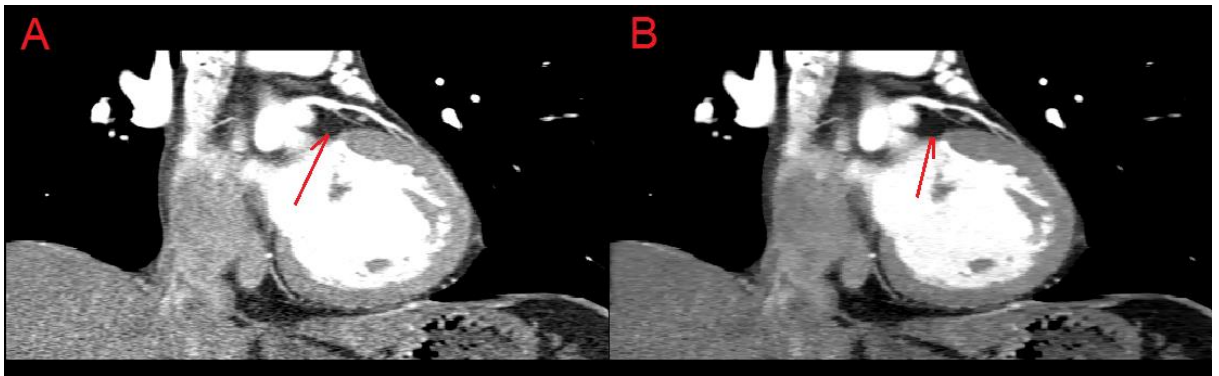


Figura 14 A) Imagen original. B) FBM con los parámetros estándar aplicado a los DATOS B, visualización desde vista frontal, WL=40 WW=400.

En el experimento 2 se demuestra la reducción casi total del ruido en las regiones de menor contraste. Asimismo, notar en dicha vista frontal del estudio como el grosor del vaso más delgado en la región donde señala flecha se preserva a pesar del cambio brusco en la intensidad.

Experimento 3

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

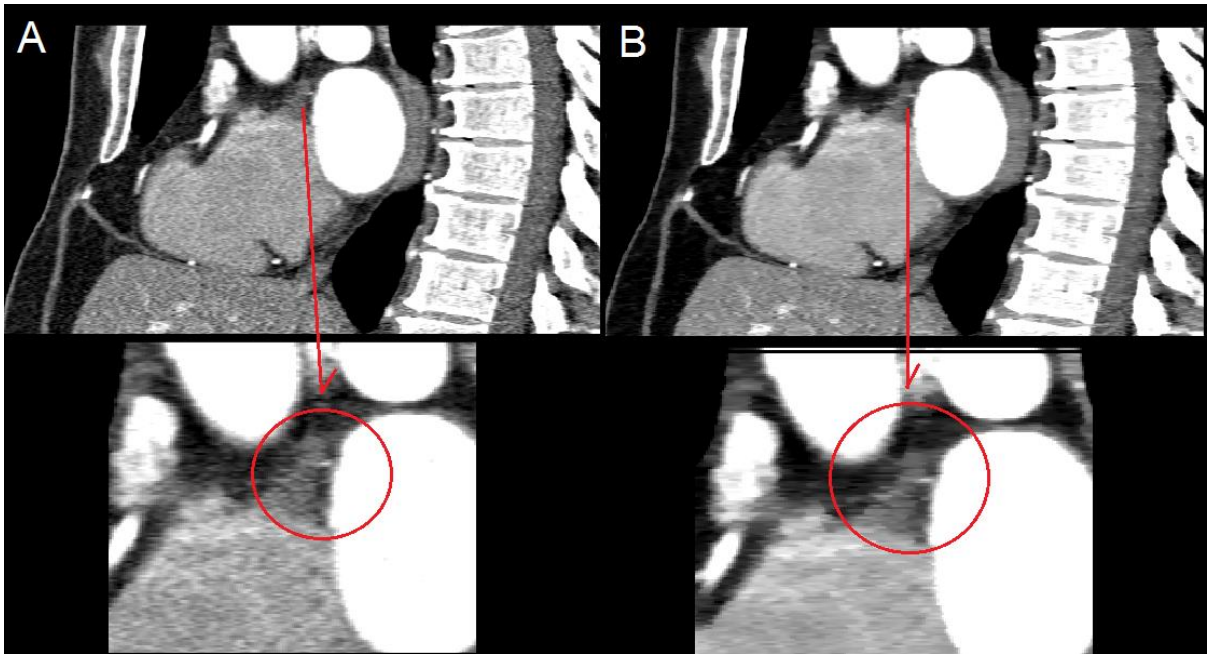


Figura 15 A) Señal sin procesar B) FBM con los parámetros estándar aplicado a los DATOS B, visualización desde vista sagital. WL=40 WW=400.

En la imagen original se aprecia como la pequeña estructura en la región de interés no tiene un buen contraste debido a los altos niveles de ruido respecto a la señal, luego de aplicar el FBM se nota mucho mejor el borde de ese pequeño vaso.

El FBM pudo con este ejemplo demostrar su capacidad para preservar los bordes de las estructuras con los contrastes más bajos.

Por otra parte, notar como el ruido en toda la región de uniforme de la imagen tiene una reducción evidente.

3.2.2 Evaluación resolución espacial del sistema.

Se utiliza la TTF como técnica cualitativa para evaluar preservación de la resolución espacial en el sistema.

Evaluación para estudio con menor exposición

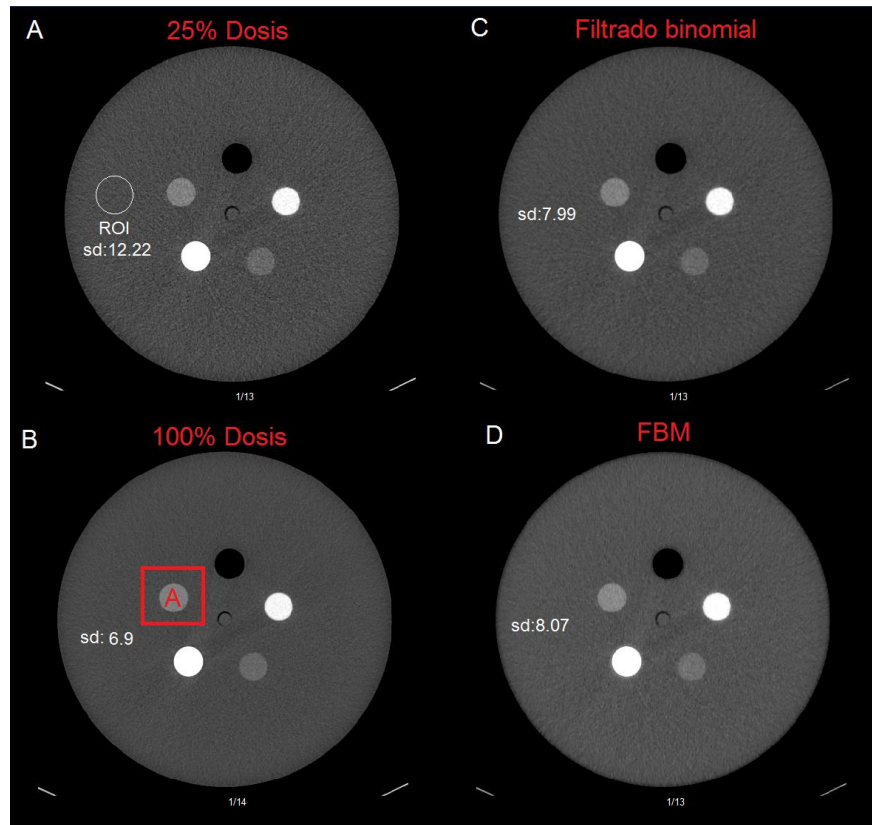


Figura 16 Estudio con fantoma “IEC NEMA Body Dosimetry Phantom” cuyo protocolo de adquisición se especifica en la Tabla 3. A) Escaneo 60mA (25%). B) Protocolo 250mA (100%, máxima exposición entre todos los estudios) C) Imagen con 25% de dosis luego de filtrado binomial de orden 2. D) Imagen luego de aplicación de FBM ($\sigma_d=0.5$ $\sigma_r=10$ para bajas frecuencias; $\sigma_d=0.3$ $\sigma_r=10$ para altas frecuencias; $\sigma_d=1$ $\sigma_r=7$ para Z, W=5, N=7); La región de interés A es la zona de contraste para calcular TTF.

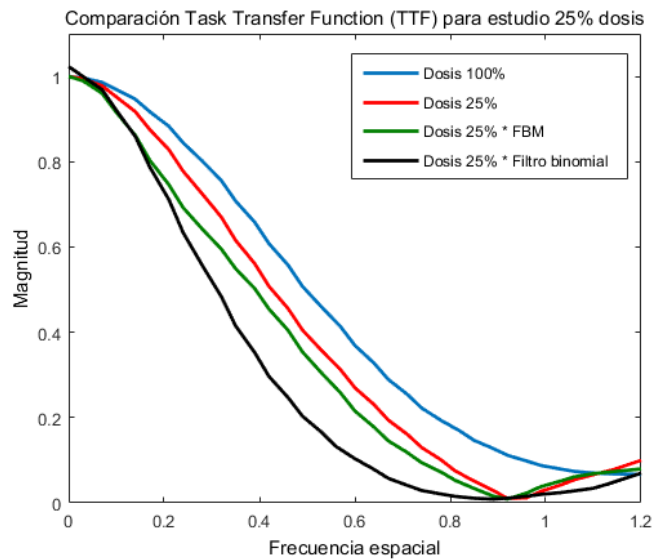


Figura 17 Espectros TTF para volumen escaneo con el protocolo de mayor dosis, $\frac{1}{4}$ dosis, $\frac{1}{4}$ procesado con FBM, $\frac{1}{4}$ procesado con filtro binomial

Tabla 13 Comparación parámetros f_{50} y f_{10} para los sistemas de Figura 16, evaluación de la disminución del ruido para ambos sistemas

	σ ROI	f_{50}	f_{10}	% disminución ruido	Disminución f_{10}
100% Dosis	6,9	0,5	0,96	XX	XX
25% Dosis	12,22	0,43	0,79	XX	XX
FBM	8,07	0,4	0,74	33,96%	6,33%
Filtro binomial	7,99	0,32	0,61	34,62%	22,78%

En la Figura 16 se puede apreciar como los niveles de ruido se disminuyen para las señales filtradas al mismo tiempo que éstos se aproximan a los niveles de desviación de la imagen adquirida con el protocolo de mayor exposición. Los parámetros de los filtros fueron ajustados para que tanto el FBM como el filtro binomial tuvieran niveles similares de disminución del ruido.

La TTF demuestra la capacidad del sistema de procesar mejor las señales de alta frecuencia cuando estas son más intensas, mayor mA implica mayor número de fotones llegando al detector, mejor capacidad del sistema para procesar señales altas con más datos. Es por esto que existe una discrepancia entre la TTF del protocolo de mayor dosis y el de menor dosis para el mismo sistema de adquisición.

Luego de aplicar el FBM se pierde levemente la resolución espacial (se corre la curva ligeramente a la izquierda), sin embargo, esta reducción no es significativa si se compara

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

con la pérdida de resolución espacial de otro tipo de filtro como el filtro binomial, para similares niveles de reducción de ruido, según lo presentado en la Tabla 13.

La pérdida de resolución espacial es un efecto normal del suavizado de imágenes, el objetivo del filtrado es hacer la máxima reducción posible de la desviación sin afectar considerablemente la resolución espacial.

Los parámetros $f50$ y $f10$ son normalmente utilizados para describir la resolución espacial del sistema, indican la frecuencia a la cual la curva ha decaído el 50% y 10% respectivamente. Mayores $f50$ y $f10$ significan mejor resolución espacial. Notar en Tabla 13 como la diferencia entre el $f50$ y el $f10$ de para la señal procesada con el FBM respecto a la original es mucho menor que la diferencia entre esta y el $f50$ y $f10$ para la señal procesada con el filtro binomial.

Evaluación estudio con mayor exposición

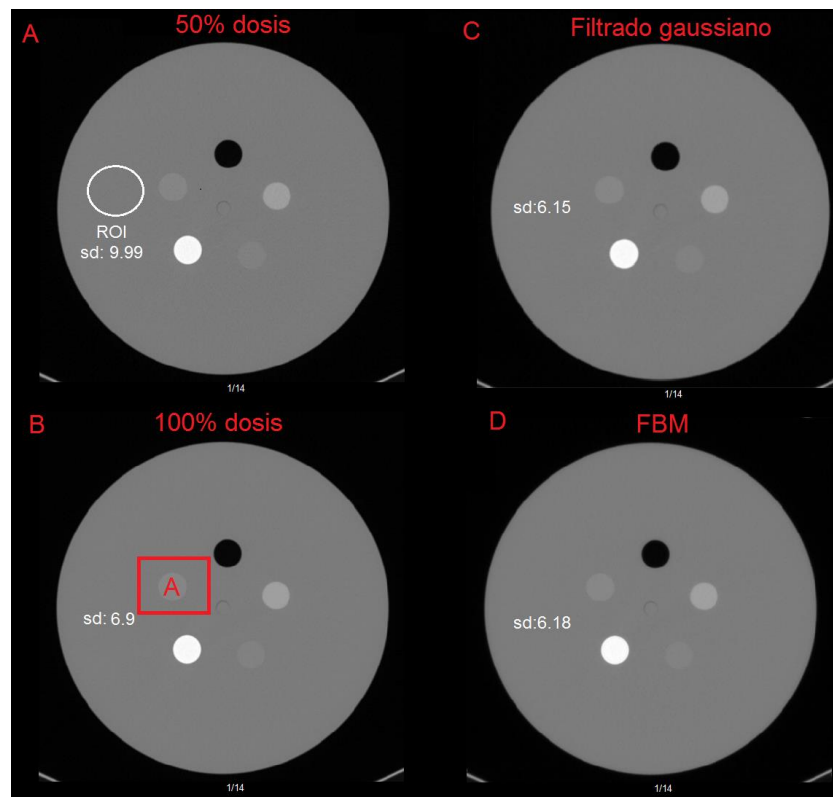


Figura 18 Estudio con fantoma “IEC NEMA Body Dosimetry Phantom” cuyo protocolo de adquisición se especifica en la Tabla 3. A) Escaneo 120mA (50%). B) Protocolo 250mA (100%, máxima exposición entre todos los estudios) C) Imagen con 50% de dosis luego de filtrado gaussiano $\sigma=0.65$ $\mu=0.2$. D) Imagen luego de aplicación de FBM ($\sigma_d=0.5$ $\sigma_r=10$ para bajas frecuencias; $\sigma_d=0.3$ $\sigma_r=10$ para altas

frecuencias; $\sigma_d=1$ $\sigma_r=7$ para Z, W=5, N=7); La región de interés A es la zona de contraste para calcular TTF.

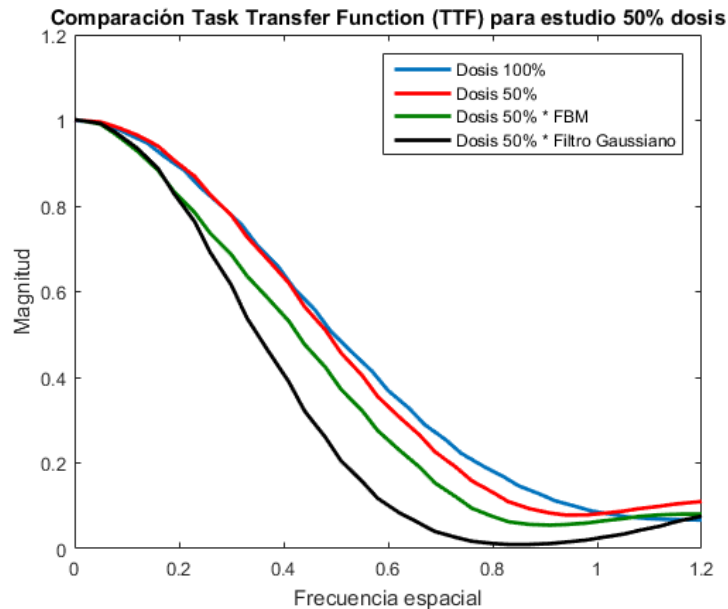


Figura 19 Espectros TTF para volumen escaneo con el protocolo de mayor dosis, $\frac{1}{2}$ dosis, $\frac{1}{2}$ procesado con FBM, $\frac{1}{2}$ procesado con gaussiano lineal.

Tabla 14 Comparación parámetros f50 y f10 para los sistemas presentados en Figura 18, evaluación de la disminución del ruido para ambos sistemas.

	σ ROI	f50	f10	% disminución ruido	Disminución f10
100% Dosis	6,9	0,5	0,96	XX	XX
50% Dosis	9,99	0,49	0,86	XX	XX
FBM	6,18	0,43	0,76	38,14%	11,63%
Filtro Gaussiando	6,15	0,36	0,61	38,44%	29,07%

Al igual que para el estudio de con el protocolo de menor dosis, el FBM reduce levemente la resolución espacial. Este efecto, puede ser favorecido por el filtrado en la dirección Z cuyos parámetros estaban predeterminados para filtros de menor grosor.

El FBM redujo el ruido en 38.14%, casi el mismo nivel de ruido que se disminuyó con el filtro gaussiano para la región de interés en la zona uniforme. Sin embargo, nótese que la TTF para el FBM cae mucho más lento que la TTF del filtro gaussiano, lo que significa un que el FBM conservó mejor la resolución espacial de la imagen.

Desde el procesamiento de imágenes es prácticamente imposible alcanzar grandes reducciones de ruido sin sacrificar la resolución espacial, es por esto que los estudios que

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

implican mayores dosis siempre son requeridos cuando se requiere la máxima resolución espacial.

Sin embargo, como se aprecia en la Tabla 14, reducciones del ruido con el FBM pueden ser llevadas a los niveles de ruido en estudios con el doble de dosis reduciendo mínimamente la resolución espacial.

De este modo, el FBM surge como una posibilidad desde el post-procesamiento de imágenes para hacer estudios de TC con protocolos que impliquen menos dosis para el paciente y en el que el efecto negativo del ruido pueda ser reducido por el filtrado.

3.3 SOFTWARE

En este proyecto se desarrolló una herramienta de software para la visualización de estudios de tomografía computarizada y otras imágenes médicas. El programa, incluye las funciones básicas de visualización, navegación entre cortes, cambio de ventana de visualización, zoom en objeto, valor del pixel en un punto, medición de distancias, medición de desviación estándar y media en una región de interés entre otras. Incluye además funciones para el manejo de archivos, cargar imágenes desde ficheros con archivos .DCM, escribir archivos .DCM y guardar la imagen en pantalla como un archivo .JPG para visualización rápida.

Este programa se denominó *dcmshow* que es una abreviación de *DICOM SHOW*. *dcmshow* también posee una herramienta de filtrado para realizar cualquiera de las operaciones de filtrado mencionadas en este trabajo anteriormente, filtro binomial, filtro bilateral y FBM. Finalmente, esta aplicación posee una función de reconstrucción 3D para visualización de objetos tridimensionales usando MIP a partir de una máscara de visualización que selecciona el usuario.

A continuación se muestran algunas capturas de pantalla de la herramienta propuesta.

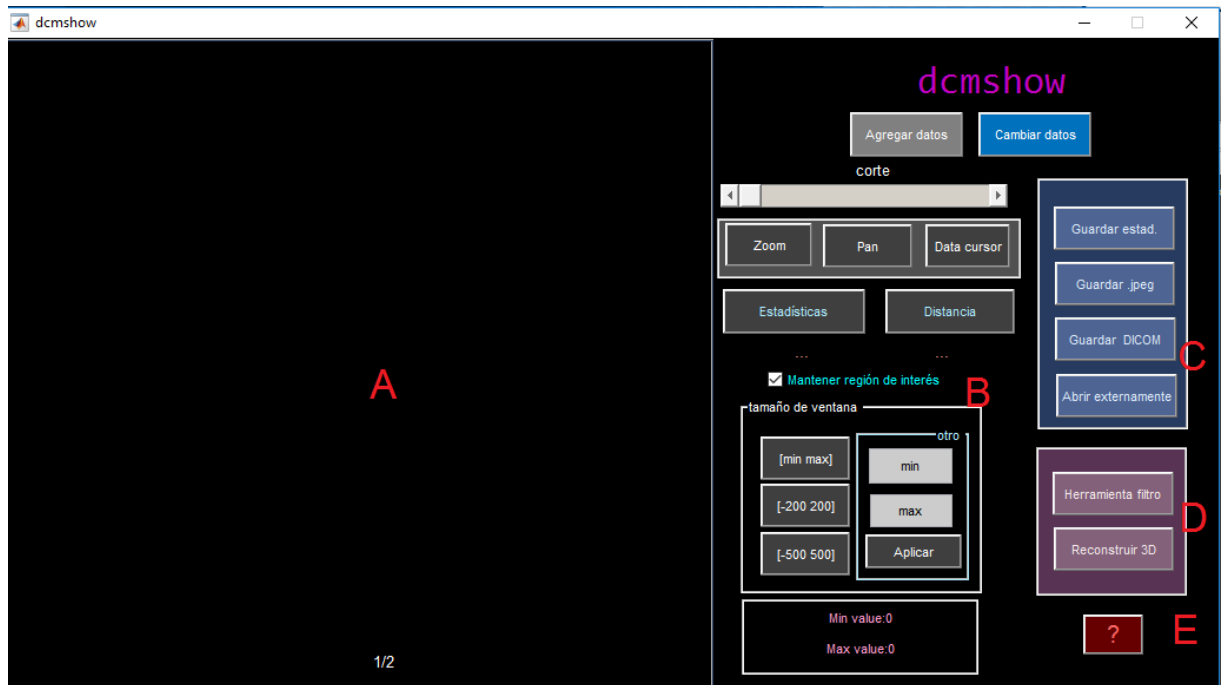


Figura 20 A) Espacio para visualización de objeto. B) botones de funciones básicas de visualización. C) botones de funciones para el manejo de archivos. D) botones para filtrado y renderizado. E) botón de ayuda

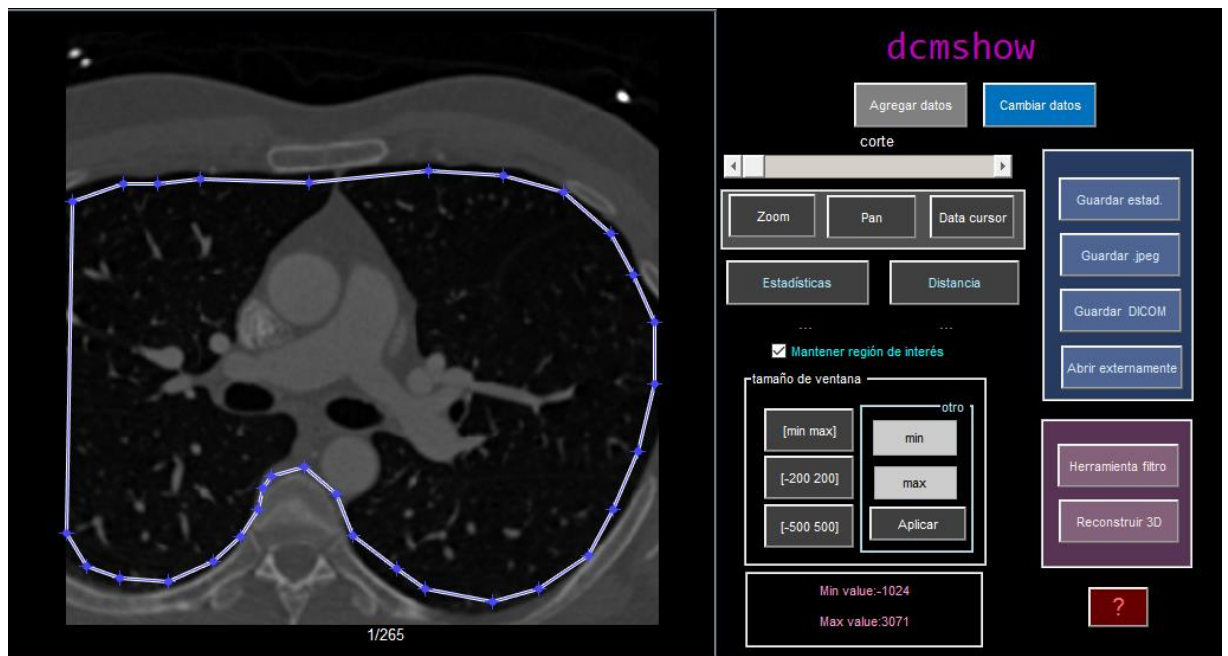


Figura 21 Selección de máscara para reconstrucción multiplanar

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

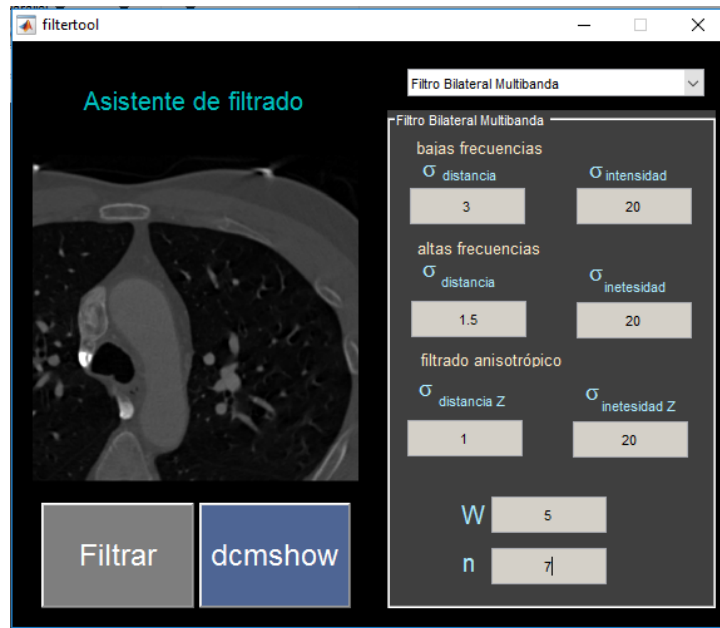


Figura 22 Herramienta de filtrado que por defecto tiene los parámetros de FBM estándar para estudios de angioTAC de alta resolución espacial



Figura 23 Herramienta de filtrado luego de ejecutar filtrado binomial pasa altas de orden 11.

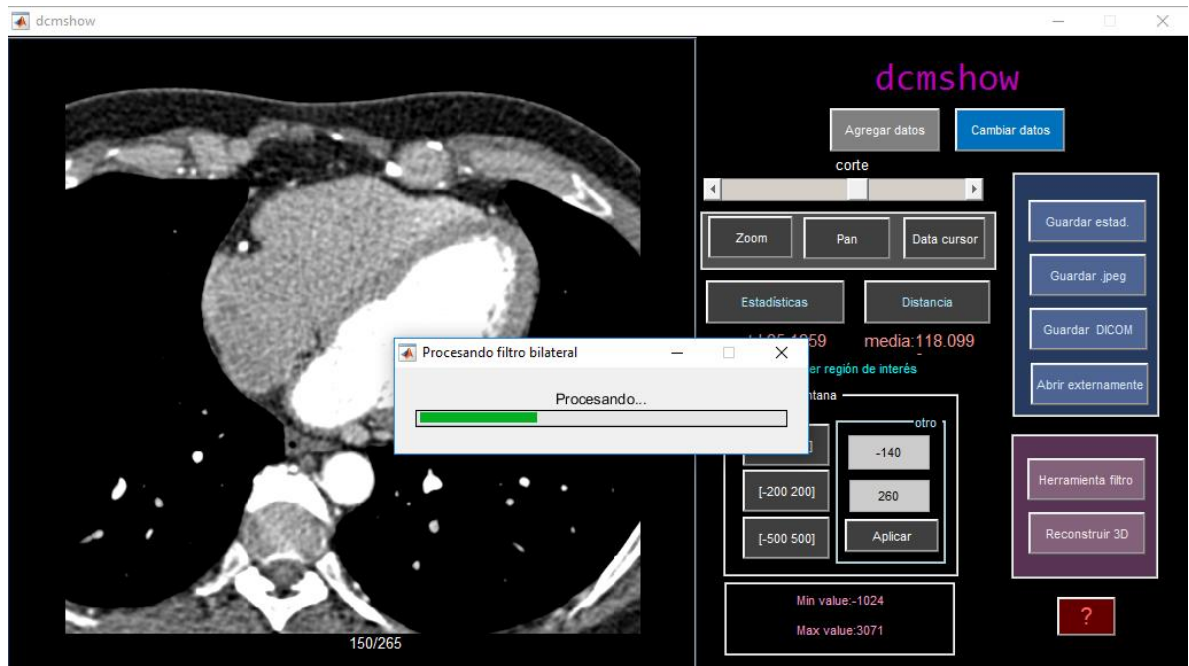


Figura 24 dcmshow realizando filtro bilateral de bajas frecuencias a proceso de FBM.

Esta herramienta resultó ser un desarrollo útil para la agilidad del trabajo por el fácil manejo de archivos y datos.

Es un producto terminado que puede tener mucha utilidad para cualquier persona que desee trabajar con archivos .DCM y requiera técnicas avanzadas de filtrado de imágenes como el FBM o técnicas rápidas de filtrado como el filtro binomial. Esta es además una herramienta de visualización con muchas de las características que las herramientas más desarrolladas como ofrecen.

Algunas funciones como guardar las ROI luego de cerrar la venta serán agregadas próximamente. La herramienta es dependiente de MATLAB® que es un entorno comúnmente usado a nivel global, sin embargo, este requiere licencias y algunos requerimientos del sistema por lo que no es tan universal como otras herramientas diseñadas netamente en C p. ej.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

3.4 RECONSTRUCCIÓN MULTIPLANAR

3.4.1 Reconstrucción multiplanar utilizando algoritmo de reconstrucción propio

Otra de los desarrollos de este trabajo es la reconstrucción multiplanar que realiza un algoritmo de MIP para visualización de los objetos tridimensionales en *dcmshow*.

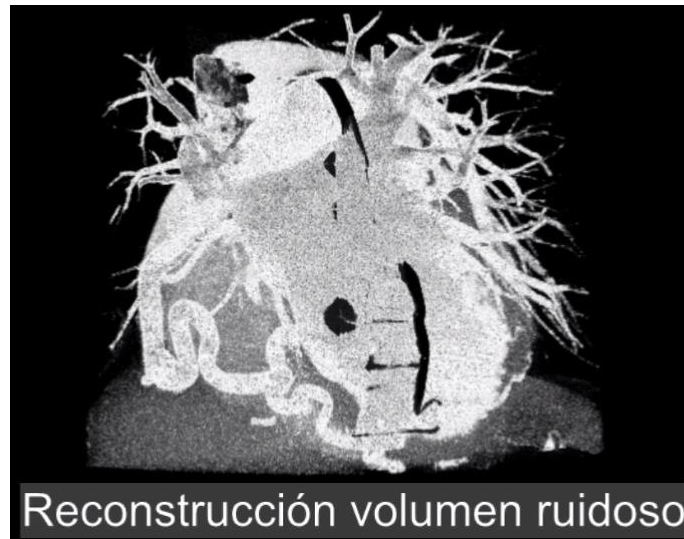


Figura 25 Reconstrucción tridimensional de DATOS A con ruido gaussiano artificial $\mu=0$ $\sigma= 50$



Figura 26 Reconstrucción tridimensional de DATOS A

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.



Figura 27 Ventana de visualización para las reconstrucciones de la Figura 25 y Figura 26

El principal desafío del desarrollo de este algoritmo fue la implementación de las funciones de la librería VTK en las funciones MEX para MATLAB® además de la apropiada compilación para la creación de las funciones.

El algoritmo de mapeo para el MIP tiene los valores de ventana predeterminados para aplicaciones de angiografía, en el cual, los valores promedio de las intensidades de medio de contraste son los que se ven más claros en el renderizado. Notar en la Figura 27 que la función alcanza el máximo aproximadamente en 300 que es el valor aproximado al número CT del medio de contraste (yodo).

Como se aprecia en la Figura 25 y Figura 26, la MIP se muestra como una técnica en la que ruido se puede apreciar de una forma más clara en reconstrucciones que tengan el mismo segmento de ventana de visualización. Para efectos de mostrar de manera más evidente este efecto se añadió ruido gaussiano artificial.

Gracias a la facilidad de selección de máscaras y conectividad con MATLAB, este algoritmo es una técnica inmediata para la visualización rápida de los efectos del ruido en estudios de TC. Sin embargo, funciones para mejorar la selección de la curva del segmento de visualización pueden ayudar a mejorar los contornos del dibujo.

3.4.2 FBM con algoritmo de reconstrucción propio

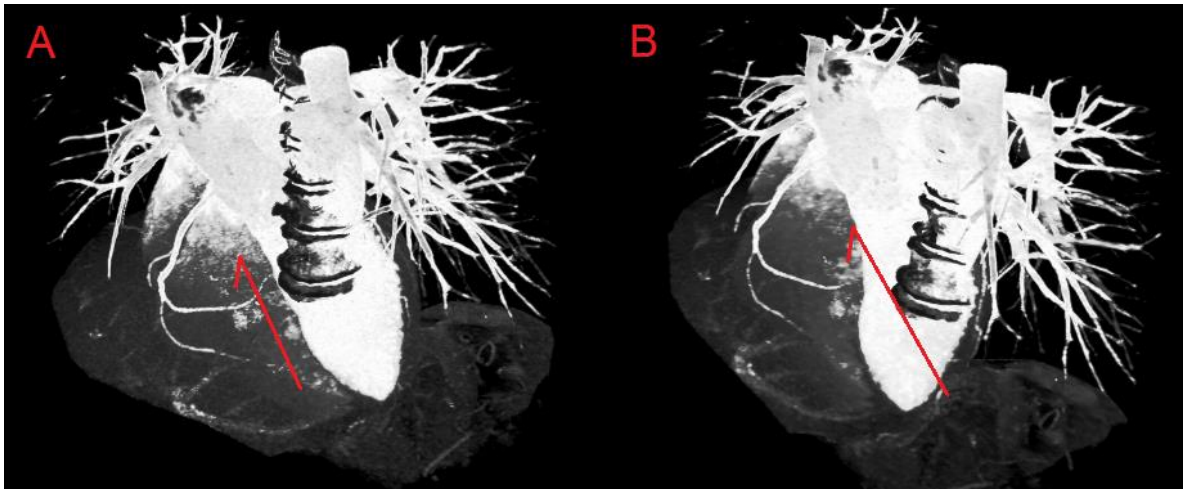


Figura 28 MIP para DATOS A. A) Datos originales. B) Volumen luego de ser procesado con FBM con los parámetros estándar.

Se ha señalado la capacidad del FBM con los parámetros estándar para reducir el ruido que en este tipo de reconstrucciones multiplanares se evidencia como una nubosidad, la primera impresión en las demás regiones uniformes permite notar la disminución de la desviación, sin embargo, el engorroso proceso de elegir el segmento de visualización más adecuado hace difícil definir la capacidad de conservar las estructuras pequeñas que previamente habían sido demostrada.

3.4.3 FBM con software de reconstrucción externo

Se aplicó FBM al estudio angioTAC de DATOS A con los parámetros estándar, se guardaron los cores y la reconstrucción se realizó en RadiAnt Viewer. Este algoritmo también utiliza mapeo por proyección de rayos al cual se le agrega color de manera artificial basado en criterios de contraste, intensidad y profundidad.

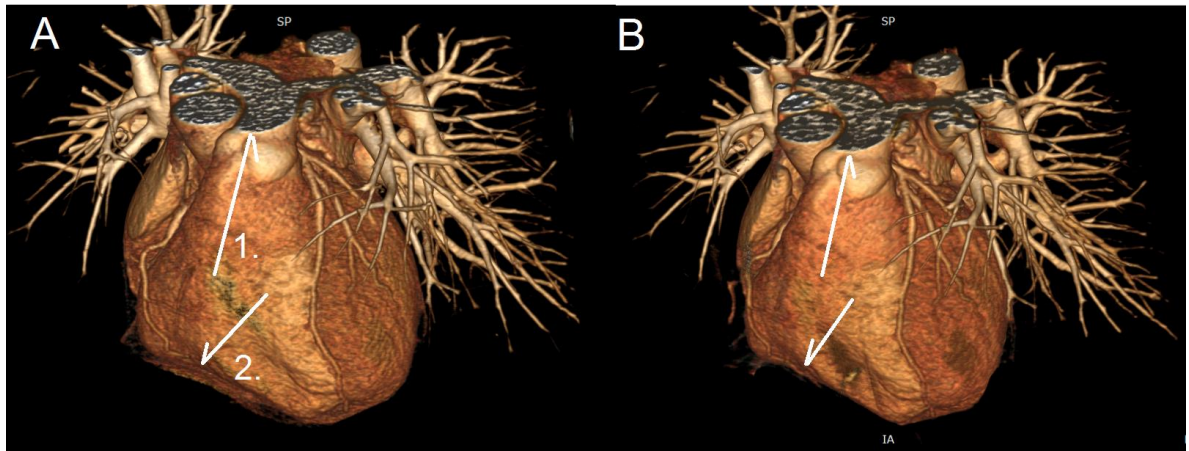


Figura 29 A) DATOS A original B) DATOS A luego de filtro bilateral multibanda.

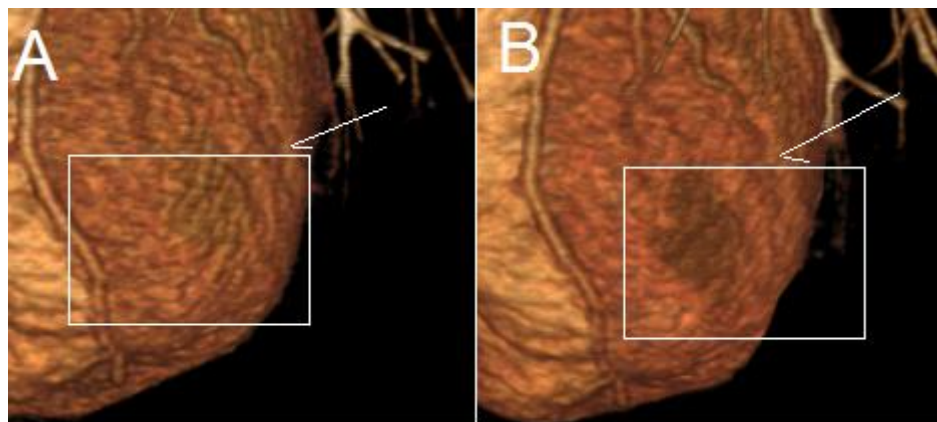


Figura 30 Zoom en región de interés para el experimento presentado en la Figura 29

Herramientas más desarrolladas para reconstrucciones multiplanares permiten tener este tipo de resultados por la facilidad que se tiene para cambiar interactivamente la ventana de visualización.

RadiAnt también utiliza los recursos de VTK para el mapeo tridimensional, es por estos que en ambas ventanas de visualización la interactividad que se tiene con el objeto (Zoom, rotación, traslación) es similar.

En la Figura 29 se aprecia con la flecha 1 como el ruido en aquella región uniforme se reduce luego de aplicar el FBM. Por otra parte, la flecha 2 señala un vaso de la rama marginal derecha de las coronarias que queda más definido luego del FBM.

En la Figura 30 el plano cercano de la parte izquierda del corazón permite observar como el pequeño vaso señalado por la flecha queda mejor contorneado luego remover el ruido. En La región uniforme señalada por el recuadro se aprecia además la disminución del

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

ruido. Así, las bondades del FBM se pueden apreciar de manera rápida en estos estudios donde se realizan reconstrucciones en 3D.

A pesar de ser una herramienta de más desarrollo, RadiAnt no permite guardar las máscaras de los objetos, por lo tanto no se tiene el 100% de fiabilidad de tener el volumen extraído de la misma forma. Sin embargo, esta herramienta gratuita es adecuada para análisis no muy profundo de la imagen.

3.5 IDENTIFICACIÓN DE APLICABILIDAD CLÍNICA PARA EL FBM EN ESTUDIOS DE ANGIOGRAFÍA POR TC

En esta encuesta se le preguntó a especialistas en radiología acerca del estado actual de las técnicas de angiografía, especialmente la angiografía por TC, y cuyas respuestas están basadas meramente en la experiencia de los expertos.

3.5.1 Detalles de la población

NUMERO DE RESPUESTAS: 6

Pregunta 1, sobre las características de la población **“Indique su especialidad e institución”**

Tabla 15 Detalles de los participantes en el sondeo

Especialidad	Institución	País
Neurorradiología	SES Hospital de Caldas	Colombia
Radiología	Drymrad	Colombia
Radiología	TeleDiagnosis	Colombia
Radiología	Hospital San Vicente de Paul	Colombia
Residente radiología	Clinica CES	Colombia
Radiología pediátrica	Miami Children's Hospital	EEUU
Radiología	eDx Tecnología en Salud	Colombia
Excluido, falta de respuestas		

En esta investigación participaron especialistas de IPS de diferentes tamaños, asimismo, hay instituciones con prestación de diferentes servicios, clínicas u hospitales y empresas de radiología a distancia. La mayoría de instituciones, prestan sus servicios en Colombia, por lo tanto, esta encuesta puede dar con mayor fidelidad la incidencia que tendría una herramienta para el mejoramiento de la calidad de los estudios de angioTAC en el medio local.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

3.5.2 Posicionamiento entre las técnicas de angiografía

En la siguiente etapa de la encuesta se indaga sobre el estado actual de la técnica de angiografía por TC vs las demás técnicas de angiografía.

Tabla 16 Resultados a la pregunta “**En su institución, cuántas veces se realizan los siguientes estudios angiográficos por semana. Nota: Si no tiene valores exactos apreciamos que nos pueda dar una estimación basada en su experiencia**”.

Técnica	Total	Promedio
Angiografía convencional	55	11
Angiografía por tomografía computarizada	84	14
Angiografía por resonancia magnética	34	7

En la Tabla 16 se aprecia como la angiografía por TC sale en frente como la técnica más común para la visualización de vasos sanguíneos. Este resultado es coherente con lo mencionado con Harvey et al., 2013 pues las técnicas de angiografía por cortes van progresivamente substituyendo la DSA.

Asimismo, se puede ver la relevancia para investigación que tiene la angiografía por TC. El desarrollo de técnicas de post-procesamiento enfocadas en esta aplicación puede tener una gran demanda en instituciones donde se realizan decenas de estas lecturas semana a semana.

En este sondeo participaron especialistas de instituciones de diferentes tamaños, con diferente tecnología, con prestación de diferentes servicios y con posibles diferentes percepciones de la cantidad de estudios que puedan tener los encuestados. Por estos motivos, la cantidad promedio de estudios por semana se ve afectada por altas desviaciones. Sin embargo, si se considera el total para todas las instituciones, es un buen acercamiento a las tendencias de las técnicas de angiografía y el impacto en estudios clínicos que puede tener una técnica de post-procesamiento de imágenes enfocada en alguna de estas aplicaciones.

¿Cuál es el estudio de angiografía por tomografía computarizada más común en su institución?

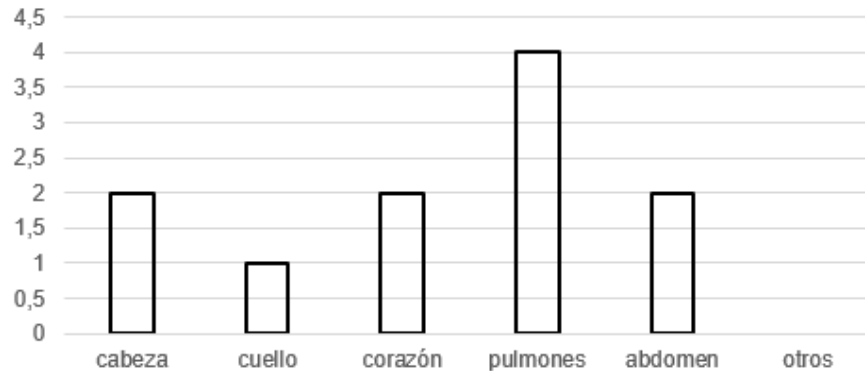


Figura 31 Resultados a la pregunta “En su institución, ¿Cuáles son los estudios de angioTAC más comunes?”

Se identifican los estudios más comunes de angiografía por tomografía computarizada, este resultado es importante para establecer con mayor especificidad el tipo de estudios para los cuales se deben enfocar las aplicaciones.

3.5.3 Descriptores de la calidad de la imagen

En la siguiente fase de la encuesta, se estudió qué tanto afectaba a los especialistas pobres las características en algunos de los factores que afectan la calidad de las imágenes médicas.

Como se ve Tabla 17, para todas las preguntas, existen 4 opciones de respuesta que miden la frecuencia con la que un especialista encuentra falencias en la calidad de las imágenes y le impiden realizar más efectivamente su lectura.

Tabla 17 Opciones de respuesta para medición de frecuencia con la que el especialista encuentra fallas en la calidad de las imágenes

A	Es tan malo que normalmente hay que repetirlos
B	En ocasiones se me hace difícil leerlos
C	No es común, pero a veces me toma un poco más de tiempo leerlos
D	Nunca es un problema

Pregunta 4, sobre la resolución espacial

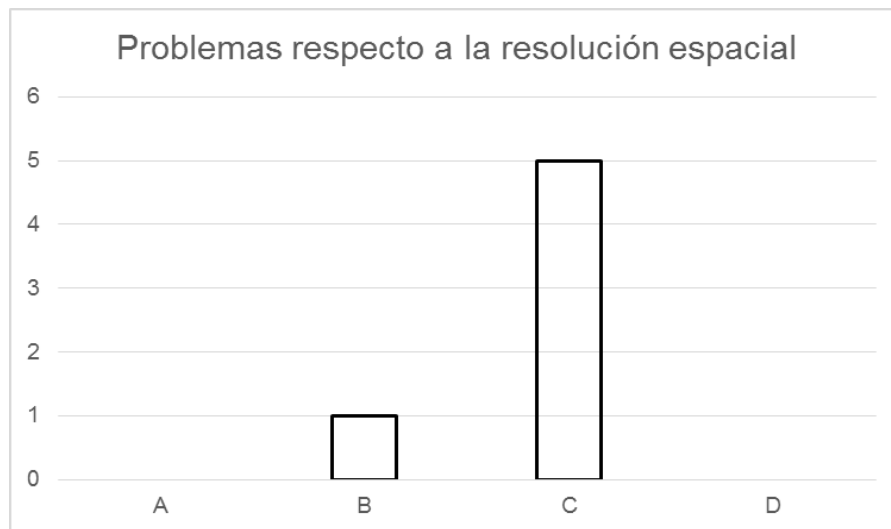


Figura 32 Respuesta ante la pregunta “¿Es común para usted que la calidad del estudio se vea afectada por la baja resolución espacial, es decir la incapacidad para identificar las estructuras más pequeñas?”

Aunque ninguno de los especialistas aseguró que las imágenes salieran con tan poco detalle que es frecuente tener que repetir los estudios, se presentó que todos los especialistas por lo menos cada cierto tiempo tienen algún inconveniente leyendo los estudios.

Es decir, para los protocolos de escaneo que normalmente presentan en la institución para estudios de angiografía computarizada, en algunas ocasiones, la mala resolución espacial impide que la evaluación se haga tan fluida como pasa normalmente.

Pregunta 5, sobre el ruido.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

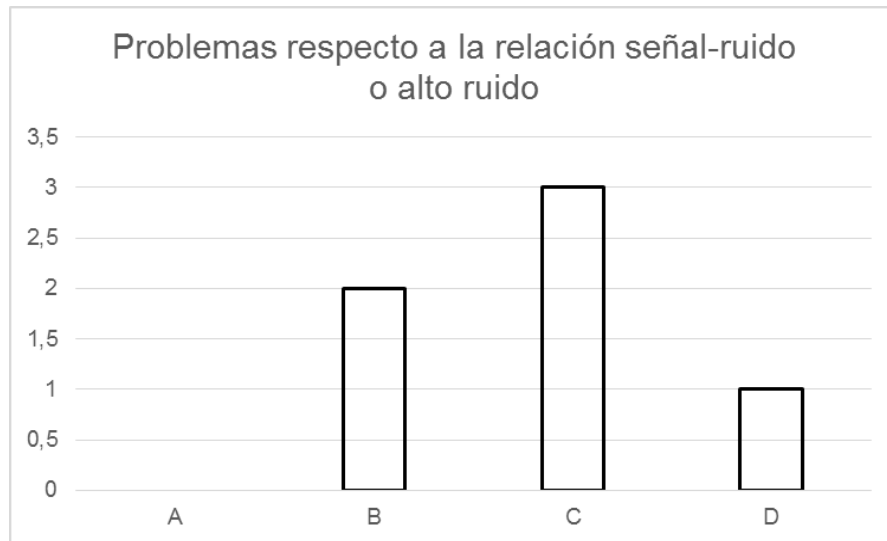


Figura 33 Respuesta a la pregunta “¿Es común para usted que la calidad de las imágenes se vea afectada por la baja relación señal a ruido (alto ruido o granulosidad)?”

Al igual que respecto a la resolución espacial, el ruido para casi todos los especialistas dificulta en ocasiones la lectura de las imágenes como se muestra en la Figura 33. El FBM propone una solución para la disminución del ruido en las regiones uniformes, al mismo tiempo puede preservar los bordes aún para bajos contrastes.

Pregunta 6, sobre el contraste.

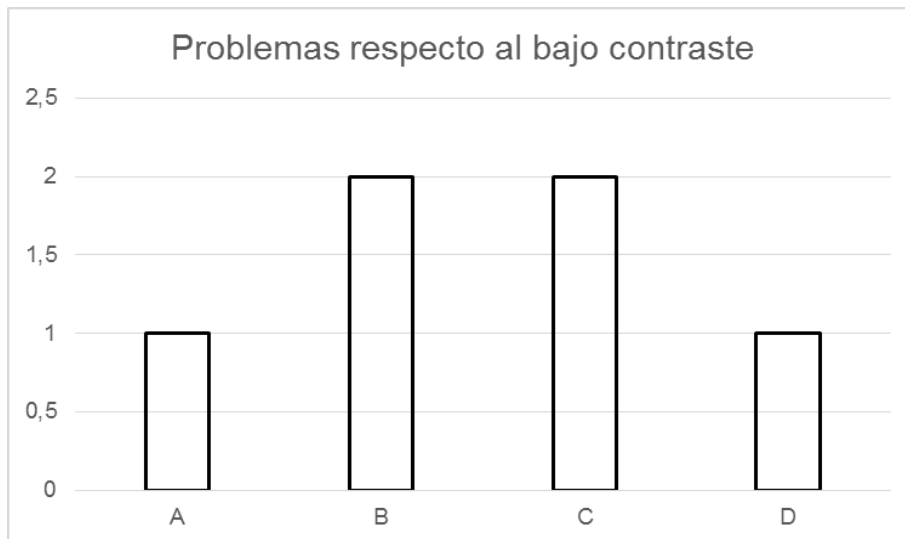


Figura 34 Respuesta a la pregunta “¿Es común para usted que la calidad de los estudios de angiografía por TC se vea afectada por el pobre contraste?”

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

En este caso las respuestas han sido más divididas, hay quien tiene más dificultad para leer los escaneos y debe repetirlos en ocasiones y otros que no lo consideran un problema. Sin embargo, la mayoría reconocen que el pobre contraste en algunas regiones de interés les dificulta leer el examen.

3.5.4 Consideración de todas las variables

Se les preguntó a los especialistas sobre cuál era el orden de necesidades para el desarrollo de una aplicación que mejorara alguno de los parámetros.

La pregunta 7 fue, “**Si pudiera darle un orden de importancia a alguno de estos aspectos, para ser mejorado desde el procesamiento avanzado de imágenes. ¿Cuál sería el orden?**”. El encuestado debía clasificar entre posibles herramientas para mejorar el contraste, disminuir el ruido, y mejorar resolución espacial.

Según la clasificación de importancia se le asigna a cada respuesta un valor, siendo 1 el de mayor necesidad y 3 el de menor necesidad, como se muestra en la Tabla 18. El total de puntos obtenidos por cada ítem, se divide entre el número de respuestas, de este modo, si todos los encuestados piensan que un elemento es el de más importancia tiene un resultado ponderado de 1 o si todos piensan que es menos importante tiene un resultado ponderado de 3.

Tabla 18 Clasificación de puntos según la respuesta

Clasificación	Puntos
Más necesario	1
Medianamente necesario	2
Menos necesario	3

Tabla 19 Resultados ponderados de la respuesta a la pregunta número 7

	Resultado Ponderado
Me gustaría tener una herramienta para mejorar la resolución espacial	2
Me gustaría tener una herramienta para mejorar el contraste	1.8
Me gustaría tener una herramienta que permita disminuir el ruido .	2.25

Los encuestados piensan que lo que más les gustaría tener es una herramienta que desde el procesamiento avanzado de imágenes, permita la mejora del contraste. Sin embargo, el resultado es muy parejo y se puede decir que les gustaría todas por igual.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

El filtrado bilateral multibanda cumple con el propósito de reducir el ruido y preserva la resolución espacial mejor que otras técnicas de filtrado, indirectamente la disminución del ruido favorece la detección de bajos contrastes.

La pregunta número 8 indagaba acerca de otras limitantes que los especialistas pensarán que tenía la técnica de angioTAC. Fue formulada de la siguiente forma, **“Considerando las variables anteriores y otras, ¿Considera usted que existe alguna limitación respecto a la calidad de la imagen para estudios de angiografía por TC?”**

Es una pregunta abierta a la que los especialistas respondieron que no existían limitaciones generales, excepto un caso donde uno de los encuestados respondió que para él, el número de detectores era un limitante porque le gustaría tener mejor resolución espacial.

4. CONCLUSIONES Y CONSIDERACIONES FINALES

El filtrado bilateral multibanda es una técnica avanzada para filtrado de imágenes médicas que permite reducir el ruido en regiones uniformes de la imagen preservando los bordes, debido al filtrado bilateral que considera la intensidad y distancia de los píxeles en la vecindad. La separación de las bandas frecuenciales permiten limitar el filtrado en las altas frecuencias para preservar de una mejor forma la resolución espacial.

Las principales contribuciones novedosas de este trabajo respecto al FBM fueron varias. La primera fue que se trabajó considerablemente en mejorar la velocidad de aplicación mediante la implementación en C y la utilización del procesamiento en paralelo; se lograron entonces aceleraciones en un rango entre 15 y 20 veces más rápido comparado con la implementación original de Henao y Rueda. La segunda contribución fue una evaluación más avanzada del impacto del filtrado en la resolución espacial usando una técnica cuantitativa basada en la TTF.

En el estudio de Henao y Rueda, ellos establecieron que el FBM podía reducir el ruido hasta en un 50%. Si bien los resultados de este trabajo son acordes con esto, también se encontró que en la aplicación de angioTAC si se quería preservar la resolución espacial, el FBM no podía aplicarse con la misma intensidad y por tanto un menor nivel de reducción de ruido, entre 25 y 30% es alcanzable. El suavizado con valores mayores reduce la detectabilidad de bordes. En este trabajo, y para las imágenes evaluadas de angioTAC, se establece que $\sigma_d=3$, $\sigma_r=1\sigma$ (~24) para imagen de bajas frecuencias y $\sigma_d=1.5$, $\sigma_r=1\sigma$ (~24) para imagen de altas frecuencias son parámetros adecuados para el filtrado bilateral en filtrado de estudios de angiografía por tomografía computarizada con protocolos de adquisición similares a los presentados en este trabajo.

El principal desafío de la técnica de filtrado sigue siendo la selección de los parámetros, cada aplicación requiere su propio análisis del combinaciones de parámetros. Para estudios de volúmenes de angioTAC el detalle de la imagen se ve visualmente muy castigado cuando se aplican filtrados mayores a 2σ para el componente que considera la intensidad, sin embargo, nuevas consideraciones para a separar mejor las bandas frecuencias pueden ser propuestas.

En el trabajo se encontró que el FBM puede reducir muy levemente la resolución espacial del sistema (entre 5 y 10%). Sin embargo, para reducciones similares de los niveles de ruido el FBM es conservar la resolución espacial de una mejor forma si se compara con otras técnicas de filtrado como el filtro gaussiano o el binomial. El filtrado anisotrópico es necesario para este tipo de aplicaciones, se deben explorar otros criterios para garantizar el filtrado uniforme teniendo en cuenta el grosor del corte respecto al tamaño del píxel. Se propone explorar filtrados binomiales de órdenes mucho mayores con el objetivo hacer un mejor procesamiento de las imágenes de altos componentes frecuenciales.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

El FBM puede ser una estrategia para realizar estudios de angioTAC con protocolos de adquisición de hasta 50% menor dosis para el paciente y cuya calidad puede ser mejorada posteriormente mediante el uso de esta técnica de filtrado. Para mantener una reducción del 50% de la dosis implica una reducción de ruido de aproximadamente 40% pues el ruido es proporcional a la raíz cuadrada de la dosis.

La herramienta de software propuesta es un desarrollo de uso sencillo pero de gran utilidad para cualquier usuario que requiera una herramienta a la mano de visualización de archivos DCM y filtrado avanzado de imágenes o filtros rápidos pasa-bajas y pasa-altas. No obstante, ésta está limitada y sólo puede ser usada con MATLAB® por lo tanto trasladarse a otros entornos más universales es deseable. El FBM puede ser optimizado para que se ejecute de forma más rápida para paquetes de muchísimos datos. Así este se puede adaptar mejor a la dinámica hospitalaria, además de reducir gasto computacional y tiempo para el investigador en exploraciones futuras.

En conclusión, en este trabajo se implementó el FBM y se integró en una herramienta de software que permite la visualización de imágenes tridimensionales de angioTAC de alta resolución espacial. La herramienta permite cargar imágenes DICOM y genera reconstrucciones 3D y visualización de proyección de máxima intensidad.

REFERENCIAS

- Aubury, M., & Luk, W. (1992). Binomial filters. *Journal of Magnetic Resonance (1969)*, 99(3), 644–651. doi:10.1016/0022-2364(92)90222-S
- Bertero, M., & Piana, M. (2006). Inverse problems in biomedical imaging: modeling and methods of solution. *Complex Systems in Biomedicine*, 1–33. doi:10.1007/88-470-0396-2_1
- Bibb, R., & Eggber, D. (2015). Medical Modelling. doi:10.1016/B978-1-78242-300-3.00002-0
- Brooks, R. A. (1977). A Quantitative Theory of the Hounsfield Unit and Its Application to Dual Energy Scanning. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 1(4). Retrieved from http://journals.lww.com/jcat/Fulltext/1977/10000/A_Quantitative_Theory_of_the_Hounsfield_Unit_and.16.aspx
- Cadwell, J. A., & Villarreal, R. A. (2012). Chapter 2 - Electrophysiologic Equipment and Electrical Safety A2 - Aminoff, Michael J. BT - Aminoff's Electrodiagnosis in Clinical Neurology (Sixth Edition) (pp. 15–34). London: W.B. Saunders. doi:http://dx.doi.org/10.1016/B978-1-4557-0308-1.00002-9
- Chandra, T., Pukenas, B., Mohan, S., & Melhem, E. (2012). Contrast-enhanced magnetic resonance angiography. *Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America*, 20(4), 688–698. doi:10.1016/j.mric.2012.08.007
- Date, O. C. (2012). IMQUEST version 6.0 user guide.
- Eklund, A., Dufort, P., Forsberg, D., & LaConte, S. M. (2013a). Medical image processing on the GPU - Past, present and future. *Medical Image Analysis*, 17(8), 1073–1094. doi:10.1016/j.media.2013.05.008
- Eklund, A., Dufort, P., Forsberg, D., & LaConte, S. M. (2013b). Medical image processing on the GPU - past, present and future. *Medical Image Analysis*, 17, 1073–1094. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.media.2013.05.008
- Epstein, C. L. (2005). Inverse Problems in Medical Imaging. Department of Mathematics Laboratory of Structural NMR, University of Pennsylvania.
- Feezor, R. J., Caridi, J., Hawkins Jr., I., & Seeger, J. M. (2011). Chapter 20 - Angiography A2 - Moore, Wesley S. In S. S. B. T.-E. S. (Fourth E. Ahn (Ed.)), (pp. 209–225). Philadelphia: W.B. Saunders. doi:http://dx.doi.org/10.1016/B978-1-4160-6208-0.10020-5
- Fessler, J. (2009). X-ray imaging : noise and SNR. *Chapter 6, X-Ray Imaging: Noise and SNR*, 1–11. Retrieved from <https://web.eecs.umich.edu/~fessler/course/516//c6-noise.pdf>
- Fishman, E. K., Ney, D. R., Heath, D. G., Corl, F. M., Horton, K. M., & Johnson, P. T. (2006). Volume Rendering versus Maximum Intensity Projection in CT Angiography: What Works Best, When, and Why. *RadioGraphics*, 26(3), 905–922. doi:10.1148/rg.263055186

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

- Foley, W. D., Kumamaru, K. K., Hoppel, B. E., Mather, R. T., Rybicki, F. J., & Fleischmann, D. (2016). CT Angiography, 1–8. Retrieved from <http://www.radiologyinfo.org/en/pdf/angiact.pdf>
- García Fenoll, I. (2010). *APORTACIONES A LA SEGMENTACIÓN Y CARACTERIZACIÓN DE IMÁGENES MÉDICAS 3D*.
- Goldman, L. W. (2008). Principles of CT: multislice CT. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 36(2), 57–68; quiz 75–76. doi:10.2967/jnmt.107.044826
- Hanson, D. P., & Robb, R. A. (2009). *Handbook of Medical Image Processing and Analysis*. *Handbook of Medical Image Processing and Analysis*. Elsevier. doi:10.1016/B978-012373904-9.50056-8
- Harvey, J. J., Hoey, E. T. D., & Ganeshan, a. (2013). Imaging of the aortic valve with MRI and CT angiography. *Clinical Radiology*, 68(12), 1192–1205. doi:10.1016/j.crad.2013.07.014
- Henao, J. D., & Rueda, V. (2010). Filtrado multibanda para imágenes médicas.
- Hughes, J. F., Van Dam, A., McGuire, M., Sklar, D. F., Foley, J. D., Feiner, S. K., & Kurt, A. (2014). *COMPUTER GRAPHICS: PRINCIPLES AND PRACTICE* (3rd ed.). Addison-Wesley.
- Kamalian, S., Lev, M. H., & Gupta, R. (2016). Chapter 1 – Computed tomography imaging and angiography – principles. In *Handbook of Clinical Neurology* (Vol. 135, pp. 3–20). doi:10.1016/B978-0-444-53485-9.00001-5
- Luijckx, T., & Nadrljanski, M. M. (2016). Computed Tomography. Retrieved from <http://radiopaedia.org/articles/computed-tomography>
- Maciunas, R. J. (1993). *Interactive Image-guided Neurosurgery*. Retrieved from <https://books.google.com/books?hl=es&lr=&id=4KOBalqd3wEC&pgis=1>
- Mantas, J. (2002). Image processing and analysis. *Studies in Health Technology and Informatics*, 65, 310–327. doi:10.3233/978-1-60750-909-7-310
- McLean, I. D., & Martensen, J. (2014). Chapter 2 - Specialized Imaging A2 - Marchiori, Dennis M. BT - Clinical Imaging (Third Edition) (pp. 44–78). Saint Louis: Mosby. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-323-08495-6.00002-6>
- Merkel, P. A. (2013). Chapter 41 - Overview of Vasculitis A2 - Creager, Mark A. In J. A. Beckman & J. B. T.-V. M. A. C. to B. H. D. (Second E. Loscalzo (Eds.), (pp. 507–519). Philadelphia: W.B. Saunders. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/B978-1-4377-2930-6.00041-0>
- Newton, C. (2010). COMPARING CTA AND MRA. Retrieved from <http://www.dicardiology.com/article/comparing-cta-and-mra>
- Nishikawa, R. (1999). The Fundamentals of MTF, Wiener Spectra, and DQE. *Annual Meeting of the American Association of ...* Retrieved from <https://www.aapm.org/meetings/99AM/pdf/2798-87374.pdf>
- Primak, A. N., McCollough, C. H., Bruesewitz, M. R., Zhang, J., & Fletcher, J. G. (2006). Relationship between Noise, Dose, and Pitch in Cardiac Multi-Detector Row CT.

La información presentada en este documento es de exclusiva responsabilidad de los autores y no compromete a la EIA.

RadioGraphics, 26(6), 1785–1794. doi:10.1148/rg.266065063

Ramírez, J. C. (2015). *Charla sobre angiografía 3D*.

Ramirez, J. C., Fletcher, J. J., & Mccollough, C. H. (2010). Computarizada Usando Un Filtro Bilateral Anisotrópico, 55–62.

Richards-kortum, R., & Barr, R. E. (1994). Biomedical Image Processing with Morphology-Based Nonlinear Filters. *Image Processing*. Retrieved from <https://www.markschulze.net/docs/pdf/dissertation.pdf>

Sakas, G. (2002). Trends in medical imaging: from 2D to 3D. *Computers & Graphics*, 26, 577–587. doi:10.1016/S0097-8493(02)00103-6

Schoepf, U. J. (2007). Pulmonary Artery CTA. *Techniques in Vascular and Interventional Radiology*, 9(4), 180–191. doi:10.1053/j.tvir.2007.03.004

Srikanth, V. K., & Phan, T. G. (2010). CHAPTER 62 - Stroke: Clinical Presentation, Management and Organization of Services A2 - Fillit, Howard M. In K. Rockwood & K. B. T.-B. T. of G. M. and G. (SEVENTH E. Woodhouse (Eds.), (pp. 484–497). Philadelphia: W.B. Saunders. doi:http://dx.doi.org/10.1016/B978-1-4160-6231-8.10062-5

Thakur, K. V, Damodare, O. H., & Sapkal, A. M. (2016). Poisson Noise Reducing Bilateral Filter. *Procedia Computer Science*, 79, 861–865. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.procs.2016.03.087

Tomasi, C., & Manduchi, R. (1998). Bilateral Filtering for Gray and Color Images. *International Conference on Computer Vision*, 839–846. doi:10.1109/ICCV.1998.710815

Wang, G. J., Litt, H., & Carpenter, J. P. (2011). Chapter 19 - Magnetic Resonance Imaging and Angiography A2 - Moore, Wesley S. In S. S. B. T.-E. S. (Fourth E. Ahn (Ed.), (pp. 195–208). Philadelphia: W.B. Saunders. doi:http://dx.doi.org/10.1016/B978-1-4160-6208-0.10019-9

Westin, C.-F., Knutsson, H., & Kikinis, R. (2009). *Handbook of Medical Image Processing and Analysis. Handbook of Medical Image Processing and Analysis*. Elsevier. doi:10.1016/B978-012373904-9.50009-X

WHO. (2015). Angiography. Retrieved from http://www.who.int/diagnostic_imaging/imaging_modalities/dim_angiography/en/

Wymer, D. C. (2010). CHAPTER 5 – Imaging. In *Comprehensive Clinical Nephrology* (pp. 56–74). doi:10.1016/B978-0-323-05876-6.00005-8

Xu, W., & Mueller, K. (2010). Evaluating popular non-linear image processing filters for their use in regularized iterative CT. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 2864–2865. doi:10.1109/NSSMIC.2010.5874318