

Mejoramiento de Imágenes de Tomografía Axial  
Computarizada del Corazón empleando Filtrado de Difusión  
Anisotrópica.

**Angélica María Castillo Amor**

Trabajo de grado para optar al título de

**Ingeniera Electricista**

Directora: Sonia Helena Contreras Ortiz

**Universidad Tecnológica de Bolívar  
Facultad de Ingenierías  
Cartagena**

Mejoramiento de Imágenes de Tomografía Axial  
Computarizada del Corazón empleando Filtrado de Difusión  
Anisotrópica.

**Angélica María Castillo Amor**

Directora: Sonia Helena Contreras Ortiz

**Universidad Tecnológica de Bolívar  
Facultad de Ingenierías  
Programa de Ingeniería Eléctrica  
Cartagena**

Abril de 2016

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE BOLÍVAR

FACULTAD DE INGENIERÍAS

**Título:** Mejoramiento de Imágenes de Tomografía Axial Computarizada del Corazón empleando Filtrado de Difusión Anisotrópica

**Autor:** Angélica María Castillo Amor

---

Jurado

---

Jurado

---

Director:

Cartagena, Abril de 2016

## Agradecimientos

Agradezco a Dios por darme la disciplina y perseverancia con el fin de alcanzar las metas que me he propuesto a lo largo de la carrera.

A mi madre Nacira Castillo y mi tía Dora Castillo, por su apoyo y ayuda incondicional.

A Sonia Helena Contreras Ortiz, por su dedicación y apoyo durante la realización de este proyecto.

A Alberto Cadena Bonfanti, por brindarnos las imágenes necesarias para el estudio de este proyecto.

“Nunca desistas de un sueño. Sólo trata de ver las señales que te lleven a él” Paulo Coelho

## Resumen

El presente proyecto consiste del procesamiento de imágenes de tomografía computarizada empleando el método de filtrado por difusión anisotrópica, para obtener resultados de alta resolución y calidad. En las imágenes de tomografía axial computarizada se observa en general una buena relación señal a ruido debido a la naturaleza del procedimiento y los estándares de calidad aceptables en las imágenes obtenidas, lo cual es una ventaja para el análisis médico. Sin embargo, en el análisis de ciertas estructuras de tamaño muy reducido y alta densidad, como lo son las calcificaciones en las arterias ubicadas en el corazón, la calidad de la imagen no es suficiente. Para mejorar la resolución comúnmente se emplea la deconvolución, pero como efecto se tiene un incremento del ruido de alta frecuencia. En este trabajo se propone el uso de filtrado anisotrópico para reducir ruido sin afectar la resolución. Al procesar las imágenes se logró mejorar la relación señal a ruido, lo cual se demuestra al comparar los resultados obtenidos con las imágenes originales empleando una evaluación cuantitativa del mejoramiento de la imagen.

# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>10</b>
<b>2. Presentación</b>	<b>13</b>
2.1. Objetivos . . . . .	13
2.1.1. Objetivo general . . . . .	13
2.1.2. Objetivos específicos . . . . .	13
2.2. Planteamiento del problema . . . . .	14
2.3. Justificación del proyecto . . . . .	15
<b>3. Marco Teórico</b>	<b>17</b>
3.1. Tomografía Axial Computarizada . . . . .	17
3.2. Tomografía Axial Computarizada aplicada a estudios del corazón . . .	18
<b>4. Metodología</b>	<b>20</b>
4.1. Adquisición de datos . . . . .	20
4.1.1. Deconvolución . . . . .	21
4.1.2. Filtro de difusión anisotrópica . . . . .	21
4.2. Evaluación de los métodos . . . . .	23

<b>5. Resultados</b>	<b>25</b>
<b>6. Conclusiones</b>	<b>30</b>

## Lista de Figuras

4.1.	Plantillas del filtro de difusión. Izquierda: plantilla propuesta por Perona y Malik [8]. Derecha: plantilla con 13 pixeles usada en este trabajo.	22
5.1.	Imágenes de TC antes y después del procesamiento. Izquierda: Imagen original. Medio: Imagen deconvolucionada. Derecha: Imagen filtrada.	27
5.2.	Ilustración de la reducción del artefacto de blooming. Izquierda: Imagen original mostrando la cánula. Medio: Imagen deconvolucionada. Derecha: Imagen filtrada.	28
5.3.	Perfiles de las imágenes. En verde se observa el perfil de la imagen original, en azul el perfil de la imagen deconvolucionada, y en magenta el perfil de la imagen filtrada.	29

## Lista de Tablas

- 5.1. Relación señal a ruido en imágenes original, deconvolucionada y filtrada. 26

# Capítulo 1.

## Introducción

La tomografía axial computarizada (TAC) es un procedimiento que genera imágenes transversales del cuerpo humano a partir de la reconstrucción de múltiples haces de rayos x suministrados en el paciente. Con esta técnica se evalúa cuantitativa y cualitativamente la función y estructura del sistema a analizar. Las tomografías son reconstruidas por grilla tridimensional de voxels y cada voxel es representado por un nivel de gris. Por lo tanto, cuando en un voxel hay más de un tipo de tejido, sus límites se suavizan por el sistema de formación de imágenes. Este efecto es conocido como promedio de volumen parcial (PVA). La resolución espacial en TAC puede ser descrita por la respuesta al impulso del sistema (*Point Spread Function*-PSF) o su transformada de Fourier, la función de transferencia de modulación (MTF). La PSF es una forma 3D de dimensiones submilimétricas que puede considerarse isotrópica en el plano xy [9]. Esta puede ser estimada a partir de imágenes de fuentes puntuales, patrones de barras cíclicas, o bordes [11, 4, 2].

Para visualizar las arterias coronarias y cavidades con precisión, es necesario contar con buena resolución [9]. Sin embargo, en ciertos casos la resolución del sistema no es suficiente, y las estructuras de dimensiones muy pequeñas aparecen difuminadas.

Un método para incrementar la resolución es la deconvolución, que intenta contrarrestar el efecto de la PSF del sistema. Si se cuenta con una buena estimación de la PSF, la deconvolución es muy efectiva para incrementar la resolución. Sin embargo, como efecto colateral, presenta un incremento en el ruido de alta frecuencia de las imágenes que puede atenuarse por medio de filtrado digital.

Existen diversas técnicas para mejorar la calidad en las imágenes de TAC. Entre ellas están el filtro de estiramiento para contraste, que consiste en la expansión del rango de los niveles de intensidad de la imagen. Aquí, los bordes de bajas y altas intensidades de la imagen de entrada se expanden a nuevos bordes en la imagen de salida. Se encuentra también el filtro de transformación inversa, en el cual si el borde de alta intensidad de la imagen de salida es menor que el borde de baja de la imagen de salida entonces la imagen es revertida. Por otra parte el filtro de convolución trabaja con una máscara que utiliza los píxeles para computar la suma de productos de la máscara con la intensidad de los píxeles. Por último existe un filtro llamado filtro de mediana, el cuál es no lineal y es usado para reducir el ruido en las imágenes [7].

Otro tipo de filtro muy utilizado en imágenes médicas es el filtro de difusión anisotrópica. Este filtro puede eliminar ruido y defectos en la imagen, sin afectar la resolución. El filtro de difusión anisotrópica suaviza la imagen en regiones homogéneas y evita el promediado entre regiones. En el filtro de difusión anisotrópica cada píxel se procesa teniendo como criterio la distancia espacial y una medida de la diferencia

en intensidades de grises. En caso de usarse un criterio de distancia espacial dos pixeles contiguos van a tender a promediarse teniendo en cuenta la diferencia en sus intensidades de grises. Si esta es similar, se tratará de igualar sus intensidades. En cambio, si estas intensidades son distintas en gran medida, los dos pixeles van a mantener las intensidades originales [10].

En este trabajo se propone el uso del método de filtrado de difusión anisotrópica en imágenes de TAC que han sido procesadas con deconvolución para mejorar su resolución. El objetivo del filtro es reducir los niveles de ruido que han sido amplificadas por el proceso de deconvolución. Se utilizaron imágenes reales de un estudio de TAC para evaluar la efectividad del filtro en el incremento de la SNR.

## **Capítulo 2. Presentación**

### **2.1. Objetivos**

#### **2.1.1. Objetivo general**

Mejorar la relación señal a ruido de imágenes de tomografía axial computarizada procesadas con deconvolución usando el método de filtrado anisotrópico.

#### **2.1.2. Objetivos específicos**

- Implementar algoritmos de filtrado anisotrópico en imágenes de tomografía computacional para mejorar la relación señal a ruido.
- Evaluar los algoritmos empleados comparando la resolución y la relación señal a ruido de las imágenes médicas antes y después del procesamiento.

## 2.2. Planteamiento del problema

La TAC es una técnica que usa rayos X para obtener imágenes de cortes transversales de la anatomía de un paciente. Estas imágenes por lo general presentan buena relación señal a ruido y alta resolución. Sin embargo, las estructuras densas de dimensiones pequeñas se muestran con bordes difuminados. Este efecto se observa principalmente en placas en arterias coronarias, microcalcificaciones y cánulas, y se conoce como artefacto blooming. Para contrarrestar este artefacto y mejorar la calidad, se emplean técnicas como la deconvolución que tienen como efecto el aumento del ruido de alta frecuencia. En este proyecto de grado se utiliza el método de filtrado anisotrópico para obtener imágenes con mejor calidad y resolución para su uso en diagnóstico médico.

### 2.3. Justificación del proyecto

Las imágenes médicas permiten realizar diagnósticos de anomalías y enfermedades con el fin de emplear un tratamiento o procedimiento adecuado y oportuno. En particular la tomografía computacional permite visualizar órganos, detectar malformaciones, arterias, vasos sanguíneos y cuantificación de calcio coronario. Sin embargo, muchas veces es difícil ver las estructuras con claridad la resolución no es suficiente o los niveles de ruido son muy altos. En estos casos pueden aplicarse métodos de procesamiento de imágenes para resaltar las características más importantes y reducir ruido. Por esto, se utiliza el filtrado para mejorar aspectos de la imagen que se ven afectadas durante la adquisición o después de realizar tareas como deconvolución para incrementar la resolución. Al aplicar filtrado a la imagen es posible reducir ruido, suavizar la imagen, y realzar detalles.

En este trabajo se utilizó el filtrado anisotrópico, de gran importancia en el procesamiento digital de imágenes. Este posee la ventaja de suavizar las zonas homogéneas de una imagen manteniendo los bordes, eliminando el pixelado en imágenes ampliadas mediante interpolación o en imágenes procesadas con deconvolución.

Se ha demostrado que el filtrado anisotrópico permite mejorar la relación señal a ruido, la resolución espacial y la detectabilidad de bajos contrastes, cuando se le compara con el método tradicional de retroproyección filtrada que utilizan los escáneres de tomografía clínicos. Además, los estudios revelan que el filtrado anisotrópico disminuye el ruido de las imágenes y a su vez garantiza una calidad adecuada para

el diagnóstico [10].

## Capítulo 3.

### Marco Teórico

#### 3.1. Tomografía Axial Computarizada

Desde sus inicios en la década de los 1970s la TAC ha evolucionado significativamente en eficiencia, reducción de dosis y calidad de la imagen, lo cual ha aumentado su uso en medicina. Los sistemas de TAC miden la transmisión de rayos X en el cuerpo humano. Debido a la variabilidad de las propiedades físicas de los tejidos, se obtienen diferentes patrones de absorción y transmisión de la radiación que se ven reflejados en cambios de intensidad en las imágenes que permiten diferenciar las estructuras. Las tomografías son útiles especialmente para diagnosticar patologías del sistema músculo-esquelético, sistema cardiovascular y el cerebro.

Las imágenes producidas por el tomógrafo se pueden obtener a partir de un tubo de rayos X el cual rota alrededor del paciente y sistemas detectores, los cuales cuentan con aproximadamente 800-1000 elementos detectores. Los resultados de la tomografía computacional, conforman información básica para reconstruir la imagen, a partir de algoritmos computacionales, los cuales generan una imagen de la zona analizada de alta calidad y resolución [1].

## 3.2. Tomografía Axial Computarizada aplicada a estudios del corazón

La TAC del corazón puede adaptar diversos nombres o especificaciones de acuerdo a la finalidad del examen o síntomas del paciente. En caso de verificar que se tienen acumulaciones de calcio en las arterias se denomina gammagrafía de calcio coronario. Por otro lado, si se realiza para examinar las arterias que llevan sangre al corazón o evaluar si existe un estrechamiento o bloqueo en esas arterias se denomina angiografía por tomografía computarizada [5].

En mayor medida las tomografías computarizadas aplicadas al corazón se realizan cuando existen problemas coronarios al nacer, problemas con las válvulas cardíacas, bloqueo en las arterias, acumulación de placa, tumores en el corazón, entre otras patologías. En especial la tomografía computarizada cardíaca para la cuantificación de calcio coronario emplea un equipo especial para crear fotografías de las arterias. Esto con el fin de determinar si están bloqueadas por acumulación de placa [12].

La TAC cardíaca, es una técnica no invasiva que brinda información sobre las características más importantes de la placa calcificada en las arterias coronarias, los vasos sanguíneos, los cuales son encargados de suministrar sangre oxigenada al corazón. Las calcificaciones producidas en las arterias, son aglomeraciones de grasa y otras sustancias que se encuentran en la capa interna de la arteria, lo cual puede causar en el paciente aterosclerosis que a lo largo del tiempo puede provocar estrechamiento de las arterias hasta obstruir completamente el flujo de sangre al corazón

[12].

## Capítulo 4. Metodología

Para la reducir el ruido manteniendo la resolución en imágenes de tomografía axial computarizada se utilizó el método de filtrado de difusión anisotrópica y se realizó la evaluación de los resultados obtenidos para demostrar la mejora en las imágenes evaluadas.

### 4.1. Adquisición de datos

Se utilizaron dieciocho imágenes de un estudio de TAC cardiaca para evaluar el enfoque propuesto. Las imágenes son de un paciente que fue diagnosticado previamente con síndrome coronario agudo y tenía una cánula de 3.5x 20 mm en la arteria coronaria izquierda. Las imágenes fueron adquiridas con un escáner de doble fuente TAC de tercera generación (SOMATOM Fuerza, Siemens Healthcare AG, Erlangen, Alemania). Las imágenes fueron brindadas por el doctor Alberto Cadena de la Clínica de la Costa en Barranquilla, Colombia, las cuales fueron almacenados en formato DICOM (Digital Imaging and Communication en Medicina).

### 4.1.1. Deconvolución

La convolución es una operación entre dos señales que permite modelar el efecto de filtrado pasa-bajo de la PSF en un sistema de adquisición de imágenes médicas. La deconvolución es la operación inversa y puede emplearse para recuperar los datos que han sido degradados por el sistema. Para llevar a cabo la deconvolución se debe conocer o estimar la PSF del sistema. Las imágenes de TAC fueron procesadas con un algoritmo de deconvolución ciega que estima la PSF y realiza la deconvolución en un proceso iterativo para mejorar la resolución de las imágenes. Como resultado se observó un incremento en el ruido de imagen y artefactos en zonas con cambios de intensidad. Con el fin de contrarrestar estos efectos, se emplearon filtros de difusión anisotrópica.

### 4.1.2. Filtro de difusión anisotrópica

Los filtros de difusión anisotrópica han sido ampliamente utilizados en el procesamiento de imágenes médicas. Son eficaces para reducir el ruido en las regiones homogéneas, mientras que evitan suavizado en inter-región. El filtro de difusión anisotrópica utilizado en este documento se basa en el enfoque propuesto por Perona y Malik [8], y en el filtro presentado en una publicación previa[3]. En este trabajo se propone utilizar una plantilla más grande para calcular la versión discreta de la ecuación de difusión, según lo propuesto por Mittal et. al. [6]. Las plantillas originales y las de mayor tamaño se muestran en la Fig.4.1. El objetivo de esta modificación

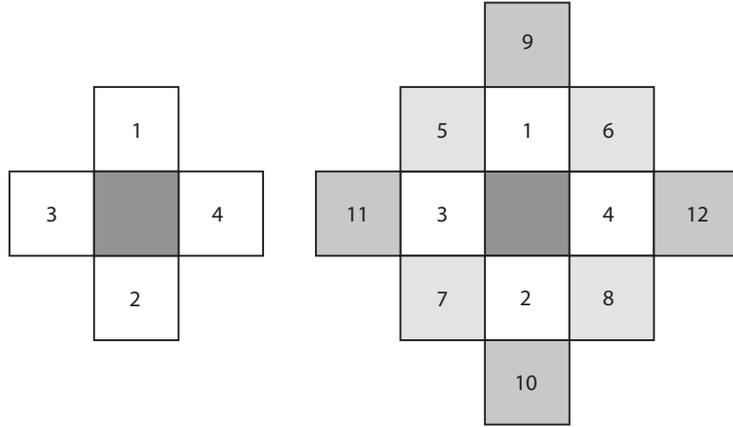


Figura 4.1: Plantillas del filtro de difusión. Izquierda: plantilla propuesta por Perona y Malik [8]. Derecha: plantilla con 13 píxeles usada en este trabajo.

es mejorar la capacidad del filtro para reducir el ruido en la imagen, a medida que más píxeles son considerados para un promedio ponderado. El algoritmo actualiza los valores de los píxeles en la imagen de acuerdo con la ecuación 4.1

$$g^{t+1} = g^t + \frac{1}{12} \left( c_1 \cdot \nabla_1 g^t + c_2 \cdot \nabla_2 g^t + \dots + c_{12} \cdot \nabla_{12} g^t \right) \quad (4.1)$$

Donde  $c_n$  son los coeficientes de difusión para  $1 \leq n \leq 12$ , y son calculados usando la ecuación 4.2. Estos coeficientes utilizan un estimador de nivel de ruido  $K$  que se define como la relación entre la varianza y el cuadrado de la media en una región homogénea en la imagen. Las derivadas direccionales entre el pixel central y los 12 píxeles circundantes (como se ve en la fig. 4.1)  $\nabla_n g(t)$  se estima usando la ecuación 4.3.

$$c_n = \frac{1}{1 + \left( \frac{|\nabla_n g(i,j)|}{K} \right)^2} \quad (4.2)$$

$$\nabla_1 g(i, j) = g(i - 1, j) - g(i, j) \quad (4.3)$$

$$\nabla_2 g(i, j) = g(i + 1, j) - g(i, j)$$

$$\nabla_3 g(i, j) = g(i, j - 1) - g(i, j)$$

$$\nabla_4 g(i, j) = g(i, j + 1) - g(i, j)$$

$$\nabla_5 g(i, j) = g(i - 1, j - 1) - g(i, j)$$

$$\nabla_6 g(i, j) = g(i - 1, j + 1) - g(i, j)$$

$$\nabla_7 g(i, j) = g(i + 1, j - 1) - g(i, j)$$

$$\nabla_8 g(i, j) = g(i + 1, j + 1) - g(i, j)$$

$$\nabla_9 g(i, j) = g(i - 2, j) - g(i, j)$$

$$\nabla_{10} g(i, j) = g(i + 2, j) - g(i, j)$$

$$\nabla_{11} g(i, j) = g(i, j - 2) - g(i, j)$$

$$\nabla_{12} g(i, j) = g(i, j + 2) - g(i, j)$$

## 4.2. Evaluación de los métodos

Para evaluar cualitativamente la mejora en la resolución de la imagen, se analizaron los perfiles de las imágenes en regiones afectadas por el artefacto de blooming. Adicionalmente, para ver los efectos en la calidad de la imagen de la deconvolución, se estimó la relación señal a ruido (SNR). Esta se estima como el cociente entre el

valor medio y la desviación estandar en una zona homogénea de la imagen  $g_0$ .

$$SNR = \frac{\bar{g}_0}{\sigma_0} \quad (4.4)$$

## Capítulo 5.

### Resultados

Durante el desarrollo del proyecto se procesaron 18 imágenes de un estudio de tomografía computarizada, usando el método de filtrado de difusión anisotrópica. Estas imágenes muestran vistas de secciones transversales de una cánula con dimensiones de 3.5x20mm que presenta distorsión por artefacto de blooming.

Las imágenes se deconvolucionaron y filtraron con filtro de difusión anisotrópica. Los resultados para cuatro imágenes se observan en la Fig. 5.1. La imagen de la izquierda es la original, la del medio es el resultado del proceso de deconvolución y la imagen derecha representa la imagen procesada con el filtro. La Fig. 5.2 muestra la cánula y la Fig. 5.3 muestra los perfiles de intensidades de una sección de la cánula en la imagen original, la imagen deconvolucionada y la imagen filtrada. Puede verse que los bordes de la cánula se detallan mucho mejor después del proceso de deconvolución, y que el filtrado no afectó la resolución de la imagen.

Las imágenes obtenidas, a partir del procesamiento realizado se compararon, con ayuda de la SNR, en la tabla 5.1. Analizando la SNR, se observa que hubo mejoras en las imágenes, logrando un aumento desde 3.10% hasta 31.18%, comparando la imagen original con la imagen filtrada.

Cuadro 5.1: Relación señal a ruido en imágenes original, deconvolucionada y filtrada.

Image ID	SNR Original	SNR Deconvolucionada	SNR Filtrada
CT000353	35,9252	26,1852	37,0400
CT000354	37,1108	27,2933	381.244
CT000355	36,9144	27,8848	39,3139
CT000356	37,5635	28,3712	39,7073
CT000357	36,2087	26,7933	37,4688
CT000358	36,1717	26,4871	39,3637
CT000359	36,3763	27,0701	40,9968
CT000360	35,6952	26,6376	40,8933
CT000361	35,3359	26,5917	40,8187
CT000362	36,4073	27,6356	39,8834
CT000363	36,1459	27,8721	39,3882
CT000364	35,0621	26,3484	39,6058
CT000365	35,4313	26,2099	41,2232
CT000366	35,1535	26,7111	41,0706
CT000367	34,3152	26,678	41,874
CT000368	32,6993	25,688	41,2436
CT000369	32,7211	25,8432	40,5105
CT000370	32,7015	25,336	42,8993

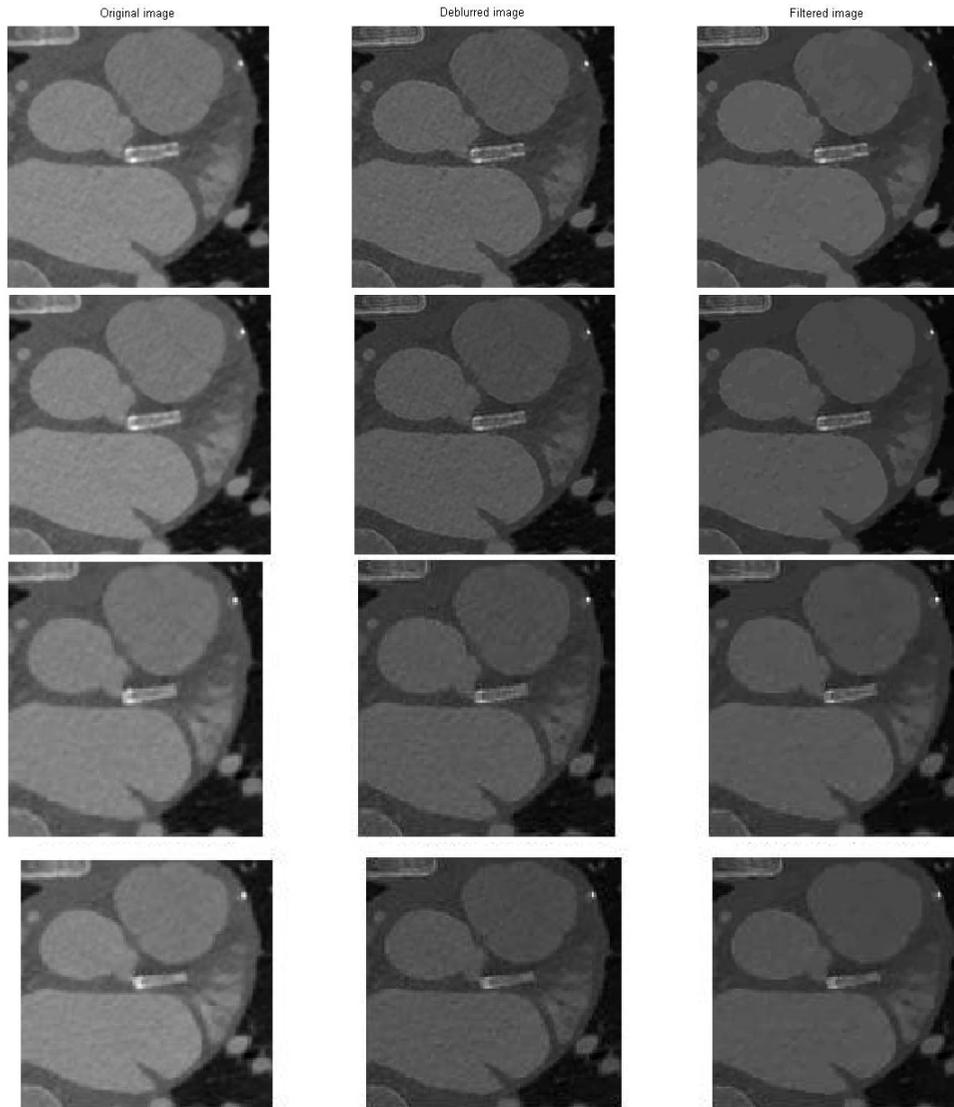


Figura 5.1: Imágenes de TC antes y después del procesamiento. Izquierda: Imagen original. Medio: Imagen deconvolucionada. Derecha: Imagen filtrada.

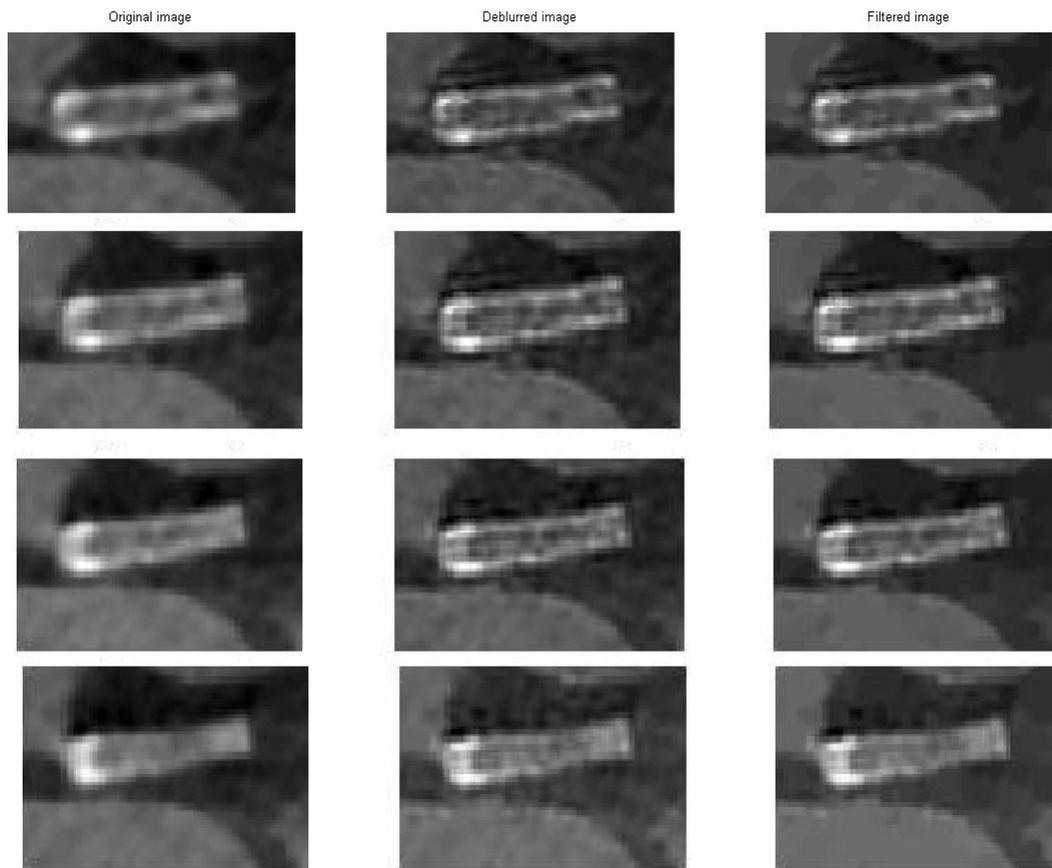


Figura 5.2: Ilustración de la reducción del artefacto de blooming. Izquierda: Imagen original mostrando la cánula. Medio: Imagen deconvolucionada. Derecha: Imagen filtrada.

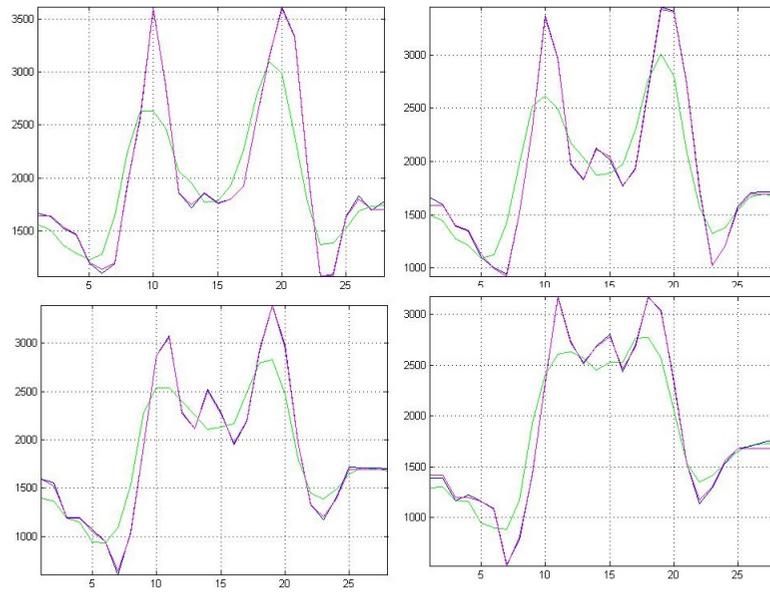


Figura 5.3: Perfiles de las imágenes. En verde se observa el perfil de la imagen original, en azul el perfil de la imagen deconvolucionada, y en magenta el perfil de la imagen filtrada.

## Capítulo 6.

### Conclusiones

El filtrado de difusión anisotrópica es un método efectivo para restauración de imágenes médicas. Su función en este proyecto fue mejorar la relación señal a ruido de las imágenes de TAC cardiaca. Durante el procesamiento de las imágenes para incrementar su resolución, se observaron dos efectos colaterales: el incremento en el ruido de alta frecuencia, y la aparición de un artefacto de anillos concéntricos alrededor de los bordes de las estructuras. Pudo comprobarse que el filtro de difusión anisotrópica aumentó la relación señal a ruido en la imagen sin afectar su resolución. Sin embargo, no fue posible eliminar el artefacto de anillos, por lo cual se plantea, como trabajo futuro, el estudio de métodos para reducir este efecto.

## Bibliografía

- [1] A. Calzado and J. Geleijns. Tomografía computarizada. evolución, principios técnicos y aplicaciones. *Revista de Física Médica*, 11(3), 2010.
- [2] R. T. Droege and R. L. Morin. A practical method to measure the mtf of ct scanners. *Medical physics*, 9(5):758–760, 1982.
- [3] J. Giraldo-Guzmán, O. Porto-Solano, A. Cadena-Bonfanti, and S. H. Contreras-Ortiz. Speckle reduction in echocardiography by temporal compounding and anisotropic diffusion filtering. In *Tenth International Symposium on Medical Information Processing and Analysis*, pages 92871F–92871F. International Society for Optics and Photonics, 2015.
- [4] A. Kayugawa, M. Ohkubo, and S. Wada. Accurate determination of ct point-spread-function with high precision. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 14(4), 2013.
- [5] Medline. Tomografía computarizada del corazon, 2015.
- [6] D. Mittal, V. Kumar, S. C. Saxena, N. Khandelwal, and N. Kalra. Enhancement of the ultrasound images by modified anisotropic diffusion method. *Medical & biological engineering & computing*, 48(12):1281–1291, 2010.
- [7] A. Mostafa, H. Hefny, N. I. Ghali, A. E. Hassanien, and G. Schaefer. Evaluating the effects of image filters in ct liver cad system. In *Proceedings of 2012 IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics*, pages 448–451. IEEE, 2012.
- [8] P. Perona and J. Malik. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 12(7):629–639, 1990.
- [9] T. Priester. Atlas of cardiovascular computed tomography. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 4(4):286, 2010.
- [10] J. C. Ramírez-Giraldo, J. Fletcher, C. McCollough, et al. Reducción del ruido en imágenes de tomografía computarizada usando un filtro bilateral anisotrópico. *Revista de Ingeniería Biomédica*, 2014.

- [11] K. Rossmann. Point spread-function, line spread-function, and modulation transfer function: Tools for the study of imaging systems 1. *Radiology*, 93(2):257–272, 1969.
- [12] TEXAS HEART INSTITUTE. Enfermedad valvular, 2016.