

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE BOLÍVAR
FACULTAD DE INGENIERÍAS

Título: Reducción del Artefacto de Blooming en Imágenes de Tomografía Axial Computarizada del Corazón empleando Deconvolución Ciega.

Autor: Cristian Navarro Navia

Jurado

Jurado

Director:

Cartagena, Enero de 2016

Reducción del Artefacto de Blooming en Imágenes de
Tomografía Axial Computarizada del Corazón empleando
Deconvolución Ciega.

Cristian Navarro Navia

Directora: Sonia Helena Contreras Ortiz

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

Enero de 2016

Reducción del Artefacto de Blooming en Imágenes de
Tomografía Axial Computarizada del Corazón empleando
Deconvolución Ciega.

Cristian Navarro Navia

Trabajo de grado para optar al título de

Ingeniero Electricista

Directora: Sonia Helena Contreras Ortiz

Universidad Tecnológica de Bolívar
Facultad de Ingenierías
Cartagena

Enero de 2016

Agradecimientos

Agradezco a Dios por darme la inspiración la fe y la inteligencia para luchar todos los días por alcanzar mis metas.

A mis padres Delis Navia y Ancizar Navarro, 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.

Vivimos de logros, no de años; de pensamientos, no de la respiración; de sentimientos no de cifras en una caratula. Deberíamos contar el tiempo en latidos. Vive más quien piensa más, siente lo más noble y actúa de la mejor manera F.J. Bailey

Resumen

Las imágenes de tomografía axial computarizada tienen niveles bajos de ruido comparadas con otras técnicas de imágenes médicas, lo cual les proporciona un alto valor diagnóstico. Sin embargo, al analizar tejidos y órganos con 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. Este tipo de estructuras se ven afectadas por un artefacto conocido como blooming, que hace que se observen de un tamaño mayor al que realidad tienen, y sus bordes se vean difuminados. Por esta razón este proyecto plantea el uso de la deconvolución para aumentar la resolución y atenuar el artefacto de blooming.

Se analizaron imágenes de un estudio de un paciente diagnosticado con enfermedad cardíaca que había sido operado previamente para implantar una cánula en la arteria coronaria izquierda. Para el procesamiento de las imágenes se implementó el método de deconvolución ciega. Los resultados muestran que se logró la reducción del artefacto de blooming, pero hubo un decremento en la relación señal a ruido con respecto a las imágenes originales. Para contrarrestar este efecto se propone la implementación de un filtro digital que reduzca el ruido sin afectar la resolución.

Índice general

1. Presentación	10
1.1. Objetivos	10
1.1.1. Objetivo general	10
1.1.2. Objetivos específicos	10
1.2. Planteamiento del problema	11
1.3. Justificación del proyecto	12
2. Introducción	14
3. Marco Teórico	17
3.1. Rayos X	17
3.2. Tomógrafo de rayos X	19
4. Metodología	22
4.1. Adquisición de datos	22
4.2. Deconvolución ciega	22
4.3. Evaluación de los métodos	24

5. Resultados	25
6. Conclusiones	30

Lista de Figuras

3.1. Experimento realizado por Wilhelm Conrad Röntgen. Ilustración de Alejandro Martínez de Andrés. Tomado de http://www.xtal.iqfr.csic.es/Cristalografia/parte_02-en.html	18
3.2. Scanner de TC	21
5.1. Imágenes de TC del corazón antes y después del procesamiento. Izquierda: Imágenes originales. Derecha: Imágenes deconvolucionadas. .	27
5.2. Imágenes de TC del corazón ampliadas mostrando la cánula. Izquierda: Imágenes originales. Derecha: Imágenes deconvolucionadas.	28
5.3. Perfiles de las imágenes. En azul se muestra el perfil de las imágenes originales y en magenta el perfil de las imágenes procesadas.	29

Lista de Tablas

5.1. Relación señal a ruido en imágenes originales y deconvolucionadas. . .	26
---	----

Capítulo 1.

Presentación

1.1. Objetivos

1.1.1. Objetivo general

Mejorar la resolución de imágenes médicas usando el método de deconvolución ciega.

1.1.2. Objetivos específicos

- Implementar algoritmos de deconvolución en imágenes de tomografía computacional para reducir el efecto blooming.
- Evaluar los algoritmos empleados comparando la resolución y la relación señal a ruido de las imágenes médicas antes y después del procesamiento.

1.2. Planteamiento del problema

La tomografía computarizada es un proceso en el cual se aplican rayos X a un paciente con el fin de obtener múltiples imágenes transversales de tejidos internos. El método consiste en haces de rayos X que penetran los tejidos y son captados por un detector el cual genera la imagen en escala de grises según la intensidad detectada con ayuda de un computador que procesa y muestra el resultado del examen.

El procedimiento se utiliza para detectar cuerpos extraños localizados en cualquier parte del cuerpo, preparar intervenciones quirúrgicas, y evaluar la estructura y funcionalidad de venas, arterias y vasos sanguíneos. Normalmente la imagen obtenida en tomografía computarizada es de alta de calidad, sin embargo, su resolución en ocasiones no es suficiente por la complejidad o el tamaño del área que se desea analizar. Esto se observa específicamente en las calcificaciones en arterias coronarias y cánulas metálicas, que se ven afectados por el artefacto de blooming que hace que se vean de un tamaño mayor al que tienen. En este proyecto de grado se utiliza el método de deconvolución para mejorar la resolución de las imágenes.

1.3. Justificación del proyecto

Las imágenes médicas han ocupado un lugar muy importante en la medicina a nivel mundial, por su gran valor en el diagnóstico y seguimiento de enfermedades, y para la planeación quirúrgica. La tomografía computacional se emplea para visualizar los órganos y estructuras internas y detectar malformaciones. Por ejemplo, se emplea para ubicar y medir el tamaño de tumores o quistes, observar las arterias o vasos sanguíneos lesionados y realizar cuantificaciones del calcio coronario.

Las imágenes tomográficas son de gran ayuda para el diagnóstico de enfermedades y la valoración de zonas del cuerpo que pueden ser de difícil reconocimiento con otras técnicas, como las arterias ubicadas en el corazón, tumores alojados en zonas de difícil visualización y afecciones en el encéfalo. En muchas ocasiones problemas en la calidad y/o resolución de las imágenes dificultan la labor del médico, por lo cual se deben aplicar métodos de procesamiento digital de imágenes.

La tomografía computarizada cardiaca requiere imágenes de alta resolución para visualizar con precisión las arterias coronarias y cavidades para el diagnóstico apropiado [1]. Como resultado de la limitada resolución de la tomografía computarizada, pequeñas estructuras con alta densidad generalmente se muestran de mayor tamaño con bordes difuminados. Este artefacto es conocido como blooming, y afecta especialmente la visualización y cuantificación de estructuras pequeñas y/o delgadas como las calcificaciones en arterias coronarias, y las cánulas metálicas. El artefacto de blooming puede afectar la estimación de la estenosis coronaria severa, o en el caso de las

cánulas, puede causar errores en la estimación del lumen de la cánula [2].

El presente proyecto tiene como objetivo principal el procesamiento y mejora de imágenes médicas para brindar una mayor resolución. Si se consigue mejorar la resolución de las imágenes, pueden lograrse mejores resultados en la medicina preventiva y en la tarea de diagnóstico de enfermedades.

Capítulo 2. Introducción

La tomografía computarizada (TC) es una técnica de imágenes médicas que provee imágenes transversales del cuerpo humano. Estas imágenes son reconstruidas de múltiples proyecciones de rayos X adquiridas en el paciente. Con el uso de TC, es posible evaluar cualitativa y cuantitativamente la estructura y función del sistema cardiovascular[1]. Las imágenes de TC son reconstruidas por una grilla tridimensional de voxel y cada voxel es representado por un nivel de gris constante. 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 TC 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 [1]. Esta puede ser estimada a partir de imágenes de fuentes puntuales, patrones de barras cíclicas, o bordes[3, 4, 5].

Las imágenes tomográficas son de gran ayuda para el análisis médico de zonas del cuerpo que se desean analizar por presentar algún inconveniente y ser de difícil

reconocimiento con otras técnicas, como lo son el análisis de las arterias ubicadas en el corazón, tumores de pequeño tamaño alojado en zonas de difícil visualización y afecciones en el encéfalo . En muchas ocasiones es difícil para el medico analizar las imágenes por problemas en la calidad y/o resolución, por lo cual se deben aplicar métodos de procesamiento digital de imágenes.

La TC cardiaca requiere imágenes de alta resolución para visualizar con precisión las arterias coronarias y cavidades para el diagnóstico apropiado [1]. Como resultado de la limitada resolución de la TC, pequeñas estructuras con alta densidad generalmente se muestra más gruesa con bordes distorsionados. Este artefacto es conocido como blooming, y afecta especialmente la visualización y cuantificación de pequeñas y/o delgadas estructuras como las calcificaciones en arterias coronarias y vasos, y cánulas metálicas, el artefacto de blooming puede afectar la estimación de la estenosis coronaria severa, o en el caso de las cánulas, puede causar ón del lumen de la cánula [2].

La deconvolución es un método que intenta reducir el efecto de difuminación del PSF. Estima la imagen real basado en la imagen original y el PSF del sistema. La deconvolución ha sido ampliamente utilizada para mejorar la resolución de las imágenes de TC [6, 7, 8, 9]. Sin embargo, la nitidez de imagen conduce a una menor relación señal-ruido (SNR) pero se amplifica el ruido. Con el propósito de evadir la degradación de la calidad de la imagen, Trabajos recientes utilizan un enfoque que consiste en la deconvolución local donde los artefactos de blooming están presentes (e.g. cal-

cificaciones), sin modificar las áreas restantes de la imagen. Como el tamaño de las calcificaciones se reduce por deconvolución, los valores de los píxel en las regiones de transición pueden estimarse por interpolación[10] o técnicas de optimización[11]. Otros enfoques para la reducción del artefacto de blooming usan algoritmos de reconstrucción de súper resolución [12] o filtro multibanda para mejorar la relación Contraste- ruido (CNR)[13].

Este proyecto describe un enfoque para reducir el artefacto de blooming y mejorar la calidad de imagen TC en general. Se empleó la deconvolución ciega para mejorar la resolución. Este enfoque no tiene que realizar la estimación del valor de píxel en algunas áreas de la imagen como los métodos de deconvolución selectivos, y no es muy computacionalmente intensivo.

Capítulo 3.

Marco Teórico

Desde el descubrimiento de los rayos X en el año 1895 hasta el día de hoy, se han logrado avances en procesos tecnológicos para el análisis de imágenes radiológicas y para el mejoramiento visual y la disminución en los efectos dañinos en el cuerpo humano. Uno de los métodos más usados que involucra rayos X, es la Tomografía Computarizada (TC).

3.1. Rayos X

En el año 1895, Wilhelm Conrad Röntgen, científico alemán de la Universidad de Würzburg, logro penetrar cuerpos opacos por medio de una técnica desconocida para ese tiempo. En su publicación denominada: “Eine neue Art von Strahlen”, o “un nuevo tipo de radiación”, expone:

“Cuando se deja pasar la descarga de una bobina de Ruhmkorff a través de un tubo de vacío Hittorf o de un Lenard suficientemente evacuado, Crooks o cualquier otro tubo parecido, cubierto con una camisa ceñida de cartón negro y fino, y en la habitación totalmente a oscuras se deja una placa de papel previamente recubierta de una capa de cianuro de bario y platino, ésta se ilumina cada vez que se produce



Figura 3.1: Experimento realizado por Wilhelm Conrad Röntgen. Ilustración de Alejandro Martínez de Andrés. Tomado de http://www.xtal.iqfr.csic.es/Cristalografia/parte_02-en.html.

una descarga, independientemente de que la superficie recubierta esté apuntando o no hacia el tubo. Dicha fluorescencia se produce hasta 2 metros de distancia del aparato. Es fácil convencerse de que la fluorescencia proviene del aparato de descarga eléctrica y no de cualquier otra parte de la línea” [14].

En la figura 3.1, se puede observar el experimento realizado por Röntgen, donde logra penetrar cuerpos oscuros por primera vez.

Posteriormente, en el año 1912, el científico Max Von Laue puso a prueba la teoría expuesta por Röntgen, para lo cual utilizó cristales de sulfatos de cobre y blenda en frente a los rayos X. Con esto demostró la naturaleza ondulatoria y periódica de la radiación producto de rayos X. Posteriormente los científicos William H. Bragg y

William L. Bragg, en el año 1915 demostraron los beneficios del experimento realizado por von Laue, al utilizar los cristales de sulfatos de cobre y blenda.

Los rayos X son radiación electromagnética ionizante con una longitud de onda entre 10 a 0.01 nm, invisible para el ojo humano. Tienen la capacidad de traspasar cuerpos opacos e imprimir las imágenes en películas fotográficas. Para la producción de rayos X en laboratorios y hospitales se utilizan tubos de rayos X, los cuales pueden ser de dos clases: tubos con filamento o tubos con gas.

La técnica básica para producir imágenes del cuerpo humano empleando rayos X es la radiografía de proyección. Los rayos X atraviesan el cuerpo y su intensidad se reduce debido a la absorción de la radiación por parte de los tejidos. Algunos tejidos absorben más que otros, y se logra apreciar diferencias de contraste que permiten identificar diferentes estructuras anatómicas. Por ejemplo, los huesos y los dientes pueden observarse blancos en una radiografía, mientras que los pulmones se observan oscuros. Desde que se descubrieron los rayos X en el año 1895, se ha logrado avanzar en procesos tecnológicos para el análisis de imágenes radiológicas y avances en mejoramiento visual y disminución en los efectos dañinos en el cuerpo humano.

3.2. Tomógrafo de rayos X

Toma imágenes con ayuda de los rayos X para proporcionar cortes transversales o helicoidales de cualquier órgano o parte del cuerpo. Las señales adquiridas se procesan por medio de una computadora para generar imágenes en 2D o 3D de la anatomía

bajo observación. También es posible obtener información de la funcionalidad de los órganos.

La técnica de TC ha evolucionado a tal punto de ser una de los procesos más usados para analizar el cuerpo humano, desde su inicio en el año de 1971. Actualmente permiten obtener imágenes de alta resolución y bajo nivel de ruido. Los estudios de TAC son útiles en el campo de la oncología, para detectar tumores o cuerpos extraños benignos o malignos, además se usa para diagnosticar enfermedades en el sistema circulatorio y enfermedades inflamatorias, entre otras. La figura 3.2 muestra un scanner TC moderno.

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 TC, 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 [15].



Figura 3.2: Scanner de TC

Capítulo 4.

Metodología

A continuación se presenta la metodología empleada para llevar a cabo este proyecto.

4.1. Adquisición de datos

Se utilizaron dieciocho imágenes de un estudio de TC cardíaca 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 CT de tercera generación (SOMATOM Fuerza, Siemens Healthcare AG, Erlangen, Alemania). Las imágenes fueron proporcionadas 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).

4.2. Deconvolución ciega

La convolución es una operación que se realiza entre dos señales y se emplea para modelar sistemas lineales e invariantes en el tiempo (LTI) continuos y discretos. Con

la convolución es posible obtener la salida de un sistema LTI si se conocen su entrada y la respuesta del sistema a la señal impulso unitario. La generación de imágenes de TC puede ser modelado como un sistema LTI utilizando la ecuación 4.1

$$f(x, y) = h(x, y) * g(x, y) + n(x, y) \quad (4.1)$$

Donde $f(x, y)$ es la imagen de salida, $h(x, y)$ es la respuesta de impulso del sistema o PSF, $g(x, y)$ representa la estructura real de la imagen (entrada) y $n(x, y)$ es el ruido aditivo. Por lo tanto, la imagen de salida puede ser estimada como la convolución de la entrada con la PSF del sistema. Esta operación funciona como un filtro pasa bajo que difumina las estructuras de la imagen, especialmente los bordes y objetos pequeños. En dominio de la frecuencia, la salida puede obtenerse como el producto del espectro de la señal de entrada con la función de transferencia del sistema. La deconvolución es un método que busca reconstruir las estructuras reales bajo estudio con ayuda de la imagen adquirida y la PSF del sistema. Cuando la PSF no se conoce o no se puede medir, se puede estimar a lo largo de la imagen de entrada utilizando un enfoque de deconvolución ciega.

La deconvolución puede emplearse para recuperar los datos que han sido degradados por un proceso físico que puede ser descrito por la operación inversa, una convolución. Deconvolución ciega es un método de deconvolución que trata de obtener el objeto f y la PSF h simultáneamente desde la imagen. En principio, no requiere de un conocimiento a priori de la PSF.

Para la implementación de deconvolución en este proyecto se utilizó el algoritmo de deconvolución ciega implementado en MATLAB (The MathWorks, Natick, Massachusetts). Para estimar la PSF del escáner CT, el sistema puede ser modelado como un filtro FIR y requiere una aproximación inicial de la PSF. El algoritmo utiliza un enfoque de máxima verosimilitud para estimar el PSF y obtener la imagen deconvolucionada en un proceso iterativo. La deconvolución mejora bordes y la visualización de objetos pequeños de alta densidad. Desafortunadamente, también amplifica el ruido de imagen, e introduce artefactos en partes de transiciones de intensidad brusca, lo que reduce la calidad de la imagen. Con el fin de contrarrestar estos efectos, se puede emplear filtros digitales para reducir ruido.

4.3. 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.

Capítulo 5. Resultados

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

Se deconvolucionó la imagen realizando 200 iteraciones. La Fig. 5.1 muestra las imágenes del corazón del paciente donde se observa la cánula en la arteria coronaria izquierda. Izquierda: imágenes originales. Derecha: imágenes procesadas con el método de deconvolución. En la Fig. 5.2 se observa la cánula ampliada. Izquierda: imágenes originales. Derecha: imágenes procesadas con el método de la deconvolución.

La reducción del artefacto de blooming se puede observar en la Fig. 5.3, que muestra el perfil de una sección de la cánula en la imagen original en azul y la imagen procesada por medio de la deconvolución ciega en magenta. Puede verse que las imágenes procesadas presentan bordes más definidos y puede apreciarse mejor el lumen de la cánula.

Para evaluar el nivel de ruido introducido por la deconvolución, se evaluó la relación señal a ruido (SNR) en las imágenes originales y en las procesadas. La relación

señal a ruido se evaluó como el cociente entre el promedio de la intensidad de la imagen dividido por la desviación estándar en una región homogénea. Los resultados pueden observarse en la Tabla 5.1. Puede verse que hubo una reducción en la SNR de hasta el 27 % que se manifiesta en el aumento de variaciones de intensidad en la imagen y en la aparición de ondas alrededor de los bordes de la cánula.

Cuadro 5.1: Relación señal a ruido en imágenes originales y deconvolucionadas.

Código de la imagen	SNR original	SNR procesada
CT000353	35,9252	26,1852
CT000354	37,1108	27,2933
CT000355	36,9144	27,8848
CT000356	37,5635	28,3712
CT000357	36,2087	26,7933
CT000358	36,1717	26,4871
CT000359	36,3763	27,0701
CT000360	35,6952	26,6376
CT000361	35,3359	26,5917
CT000362	36,4073	27,6356
CT000363	36,1459	27,8721
CT000364	35,0621	26,3484
CT000365	35,4313	26,2099
CT000366	35,1535	26,7111
CT000367	34,3152	26,678
CT000368	32,6993	25,688
CT000369	32,7211	25,8432
CT000370	32,7015	25,336

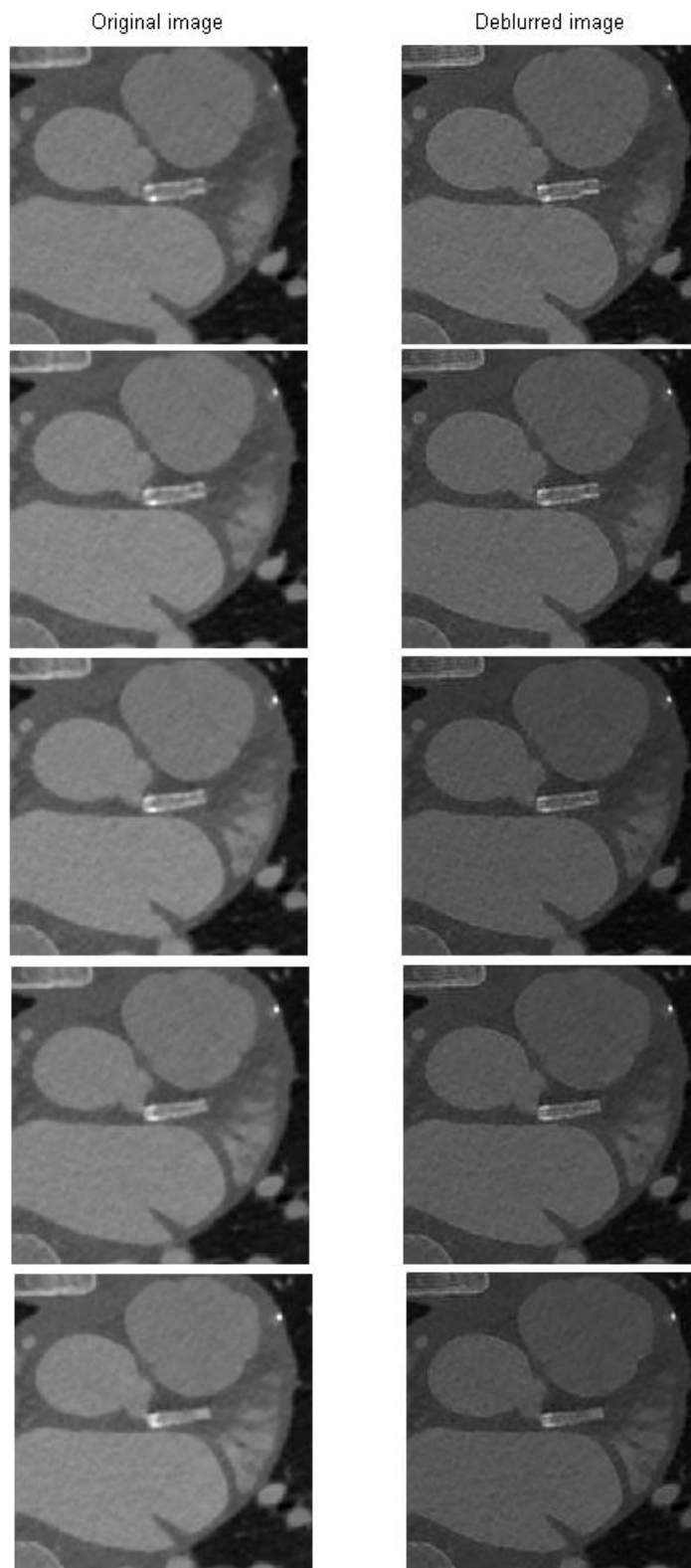


Figura 5.1: Imágenes de TC del corazón antes y después del procesamiento. Izquierda: Imágenes originales. Derecha: Imágenes deconvolucionadas.

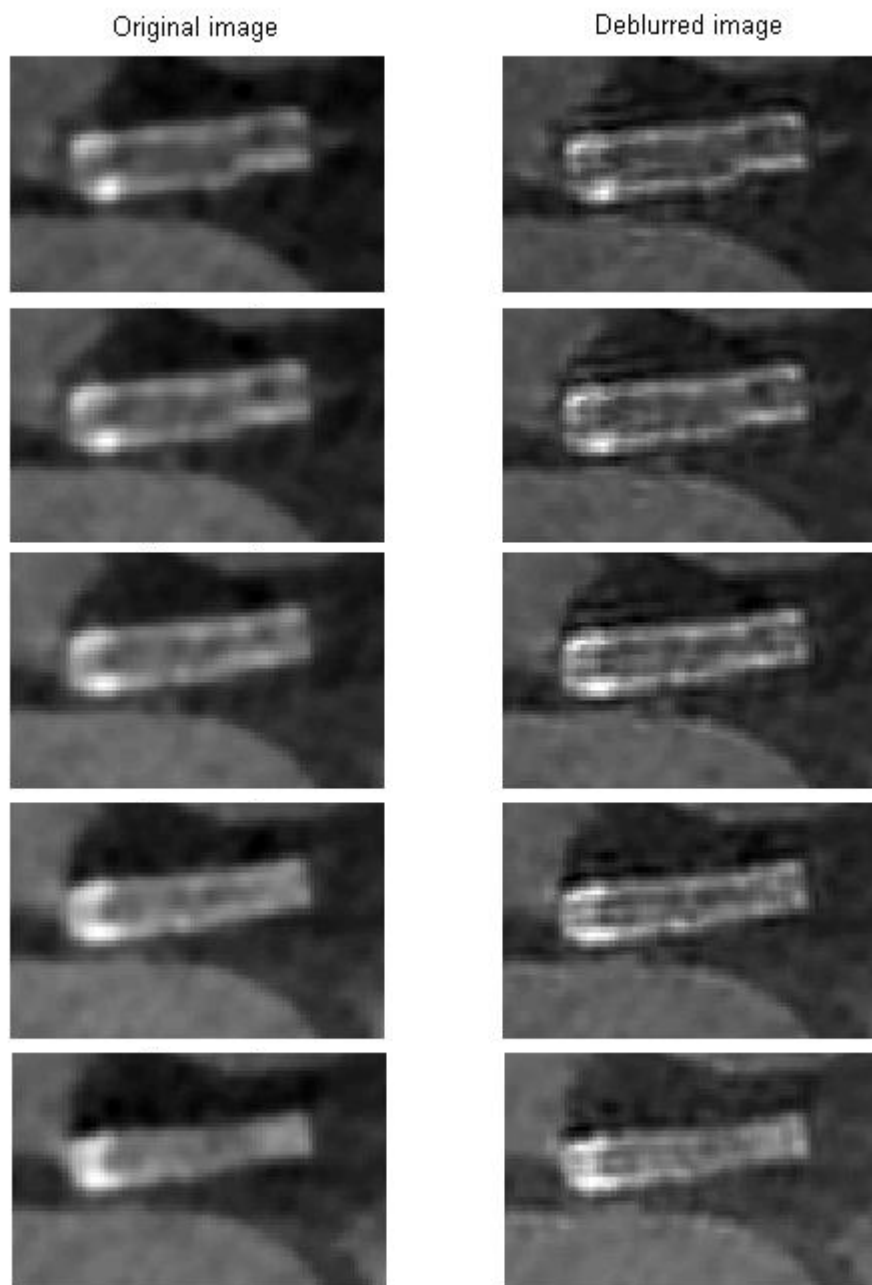


Figura 5.2: Imágenes de TC del corazón ampliadas mostrando la cánula. Izquierda: Imágenes originales. Derecha: Imágenes deconvolucionadas.

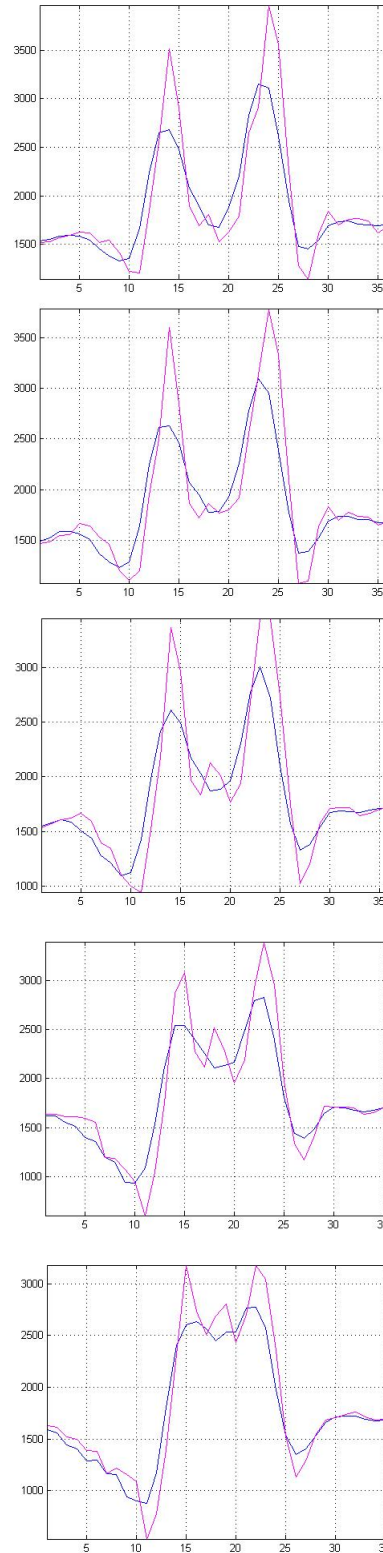


Figura 5.3: Perfiles de las imágenes. En azul se muestra el perfil de las imágenes originales y en magenta el perfil de las imágenes procesadas.

Capítulo 6.

Conclusiones

En este proyecto se procesaron imágenes de TC cardíaca de un estudio clínico. Como no se conoce la PSF del sistema de TC, se realizó la restauración de la imagen por medio de la deconvolución ciega. Se usó la función `deconvblind` en el software MATLAB el cual se basa en el algoritmo de Lucy Richardson que convergió y logró mejorar la resolución de las imágenes. Este algoritmo usa un método iterativo para estimar la PSF del sistema y la imagen de alta resolución.

La deconvolución ciega fue efectiva para reducir el artefacto de blooming en imágenes de TC cardíaca. Las imágenes se evaluaron cualitativamente a partir de los perfiles de una cánula obtenidos antes y después del procesamiento. Para llevar a cabo la validación de este método, se propone como trabajo futuro la aplicación del método a imágenes de modelos de resolución o el uso de otra técnica para obtener imágenes que puedan emplearse como ground truth para la realización de una evaluación cuantitativa.

Al aplicar la deconvolución se mejora la resolución a expensas de una reducción en la relación señal a ruido de la imagen. Se propone el uso de filtros digitales para corregir este efecto.

Bibliografía

- [1] T. Priester, “Atlas of cardiovascular computed tomography,” *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, vol. 4, no. 4, p. 286, 2010.
- [2] A. H. Mahnken, “Ct imaging of coronary stents: past, present, and future,” *International Scholarly Research Notices*, vol. 2012, 2012.
- [3] K. Rossmann, “Point spread-function, line spread-function, and modulation transfer function: Tools for the study of imaging systems 1,” *Radiology*, vol. 93, no. 2, pp. 257–272, 1969.
- [4] A. Kayugawa, M. Ohkubo, and S. Wada, “Accurate determination of ct point-spread-function with high precision,” *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 14, no. 4, 2013.
- [5] R. T. Droege and R. L. Morin, “A practical method to measure the mtf of ct scanners,” *Medical physics*, vol. 9, no. 5, pp. 758–760, 1982.
- [6] M. Jiang, G. Wang, M. Skinner, J. Rubinstein, and M. Vannier, “Blind deblurring of spiral ct images,” *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 22, no. 7, pp. 837–845, July 2003.
- [7] N. Villain, Y. Goussard, J. Idier, and M. Allain, “Three-dimensional edge-preserving image enhancement for computed tomography,” *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 22, no. 10, pp. 1275–1287, Oct 2003.
- [8] Z. Liang, W. Karl, S. Do, U. Hoffmann, T. Brady, and H. Pien, “Calcium de-blooming in coronary ct image,” in *Bioinformatics and Bioengineering, 2007. BIBE 2007. Proceedings of the 7th IEEE International Conference on*, Oct 2007, pp. 257–262.
- [9] Z. Liang, W. Karl, S. Do, T. Brady, and H. Pien, “Analysis and mitigation of calcium artifacts in cardiac multidetector ct,” in *Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2008. ISBI 2008. 5th IEEE International Symposium on*, May 2008, pp. 1477–1480.

- [10] E. Rollano-Hijarrubia, R. Manniesing, and W. Niessen, "Selective deblurring for improved calcification visualization and quantification in carotid ct angiography: Validation using micro-ct," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 28, no. 3, pp. 446–453, March 2009.
- [11] C. Hofmann, M. Knaup, and M. Kachelrieß, "Removing blooming artifacts with binarized deconvolution in cardiac ct," in *SPIE Medical Imaging*. International Society for Optics and Photonics, 2014, pp. 90 330J–90 330J.
- [12] W. van Aarle, K. Batenburg, G. Van Gompel, E. Van de Casteele, and J. Sijbers, "Super-resolution for computed tomography based on discrete tomography," *Image Processing, IEEE Transactions on*, vol. 23, no. 3, pp. 1181–1193, March 2014.
- [13] S. Steckmann and M. Kachelries, "Blooming artifact reduction for cardiac ct," in *Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC), 2010 IEEE*, Oct 2010, pp. 2030–2035.
- [14] W. Rontgen, "tuber eine neue art von strahlen (vorliufige mitteilung)," *Sitzungsberichte der physikalisch-mediz-ineischen Gesellschaft zu Wurzburg*, 1896.
- [15] A. Calzado and J. Geleijns, "Tomografía computarizada. evolución, principios técnicos y aplicaciones," *Revista de Física Médica*, vol. 11, no. 3, 2010.