

Técnicas de preprocesamiento de imágenes cardíacas: fundamentos y alcance

Medical imaging preprocessing techniques: foundations and scope

Miguel Vera, MgSc, PhD^{1,2*}, Yoleidy Huérfano, MgSc¹, Julio Contreras, MgSc², Oscar Valbuena, MgSc³, José Chacón, MgSc, PhD², María Vera, BSc¹, Sandra Wilches-Durán, MgSc², Modesto Graterol, MgSc, PhD², Daniela Riaño-Wilches, BSc⁶, Juan Salazar, MD⁴, Joselyn Rojas, MD, MSc⁵, Valmore Bermúdez, MD, MSc, MPH, PhD^{4*}

¹Grupo de Investigación en Procesamiento Computacional de Datos (GIPCD-ULA) Universidad de Los Andes-Táchira, Venezuela.

²Grupo de Investigación Altos Estudios de Frontera (ALEF), Universidad Simón Bolívar, Cúcuta, Colombia. E-mail de correspondencia: veramig@gmail.com*.

³Universidad de Pamplona, Facultad de Ciencias Básicas, Departamento de Matemática, Villa del Rosario, Colombia.

⁴Centro de Investigaciones Endocrino-Metabólicas "Dr. Félix Gómez" Facultad de Medicina. Universidad del Zulia, Venezuela.

⁵Pulmonary and Critical Care Medicine Department. Brigham and Women's Hospital. Harvard Medical School. Boston, MA. USA 02115.

⁶Facultad de Medicina, Universidad de los Andes, Bogotá, Colombia.

60

Resumen

En imagenología cardíaca 3-D, la tomografía computarizada multicapa (MSCT) se destaca por su utilidad clínica para generar información relativa a la morfología del corazón. Típicamente, mediante MSCT se producen imágenes cardíacas con resoluciones espaciales sub-milimétricas las cuales exhiben ciertos problemas vinculados con ruido, artefactos y bajo contraste que afectan tanto la identificación adecuada de las diversas estructuras anatómicas, de interés para los cardiólogos, como la evaluación de la función cardíaca. Debido a que el análisis de la función cardíaca puede verse afectado por los mencionados problemas, diversas técnicas de preprocesamiento han sido propuestas para abordarlos. En este sentido, para reducir el efecto del ruido y de los artefactos se recurre a técnicas de filtrado; mientras que para sortear el problema del bajo contraste se consideran técnicas que permiten definir regiones de interés (ROI). La mayoría de estas técnicas están orientadas hacia la disminución del impacto negativo, en la calidad de tales imágenes, del ruido y de los artefactos producidos por movimientos (voluntarios e involuntarios) del paciente y aquellos generados por objetos localizados en su cuerpo. Sin embargo a pesar de los esfuerzos, de los desarrolladores de software y de las casas fabricantes de tomógrafos, para corregir tal impacto aún persisten ciertos factores que habilitan su generación y, por ende, su aparición notoria en las imágenes de MSCT afectando la información presente en ellas. Por ello, en el presente trabajo, se analizan tanto los problemas que afectan las imágenes de MSCT cardíaca como los fundamentos teóricos de las técnicas de preprocesamiento (filtrado + definición de ROI) más utilizadas en el área médica para afrontar los mencionados problemas.

Palabras clave: Tomografía computarizada multicapa, ruido, artefactos, técnicas de preprocesamiento, función cardíaca.

Abstract

In 3-D cardiac imaging, Multi-Slice Computed Tomography (MSCT) stands out for its clinical utility to generate information relative to the morphology of the heart. Typically, MSCT produces cardiac images with sub-millimetric spatial resolutions which exhibit certain problems related to noise, artifacts and low contrast that affect both the adequate identification of the various anatomical structures of interest to cardiologists and the evaluation of the cardiac function. Because the analysis of cardiac function may be affected by the aforementioned problems, several preprocessing techniques have been proposed to address them. In this sense, to reduce the effect of noise and artifacts, filtering techniques are used; While to overcome the problem of low contrast are considered techniques that define Regions Of Interest (ROI). Most of these techniques are aimed at reducing the negative impact on the quality of such images, noise and artifacts produced by movements (voluntary and involuntary) of the patient and those generated by objects located in his body. However, in spite of the efforts of software developers and the manufacturers of scanners, in order to correct such an impact, certain factors still exist that enable their generation and, consequently, their notorious appearance in the images of MSCT affecting the present information in them. Therefore, in the present work, we analyze both the problems that affect the MSCT images of the heart and the theoretical foundations of the preprocessing (filtering + definition of ROI) techniques most used in the medical area to deal with the mentioned problems.

Keywords: Multislice computerized tomography, noise, artifacts, preprocessing techniques, cardiac function.

En el área del procesamiento digital de imágenes cardíacas, se considera el uso de técnicas de preprocesamiento como una etapa previa al proceso de segmentación de las estructuras anatómicas que conforman el corazón. Es importante indicar que los principales problemas que afectan, particularmente, las imágenes de tomografía computarizada cardíaca multicapa (MSCT) son el ruido (de tipo Poisson), artefactos (banda oscura, sombreado, anillo y escalera) y el bajo contraste entre las estructuras anatómicas que conforman el corazón.

Tales problemas, generalmente, se generan durante las fases de adquisición o reconstrucción y su impacto, en la calidad de las imágenes, puede minimizarse usando técnicas de preprocesamiento las cuales pueden estar constituidas por técnicas de filtrado y técnicas para la definición de regiones de interés.

La importancia de este tipo de técnicas radica en el hecho que su utilización cuidadosa y sistemática puede mejorar, sustancialmente, la calidad de la información presente en una escena puesto que tales técnicas tienen la propiedad de modificar los atributos de las mencionadas imágenes.

El objetivo de este trabajo es presentar una descripción de los problemas que exhiben las imágenes de MSCT cardíaca, así como la revisión detallada de los fundamentos teóricos que sustentan las técnicas de preprocesamiento digital de este tipo de imágenes. En ese sentido, en la Sección 1 se describen los problemas que presentan las imágenes de MSCT cardíaca. Adicionalmente, la Sección 2 presenta los principios teóricos que fundamentan las técnicas de preprocesamiento considerando aquellas técnicas orientadas hacia el filtrado y las que permiten definir regiones de interés. Finalmente, se construyen las conclusiones derivadas del proceso de revisión de las referidas técnicas.

1. Breve descripción de los problemas que exhiben las imágenes cardíacas de MSCT vinculados con ruido, artefactos y bajo contraste.

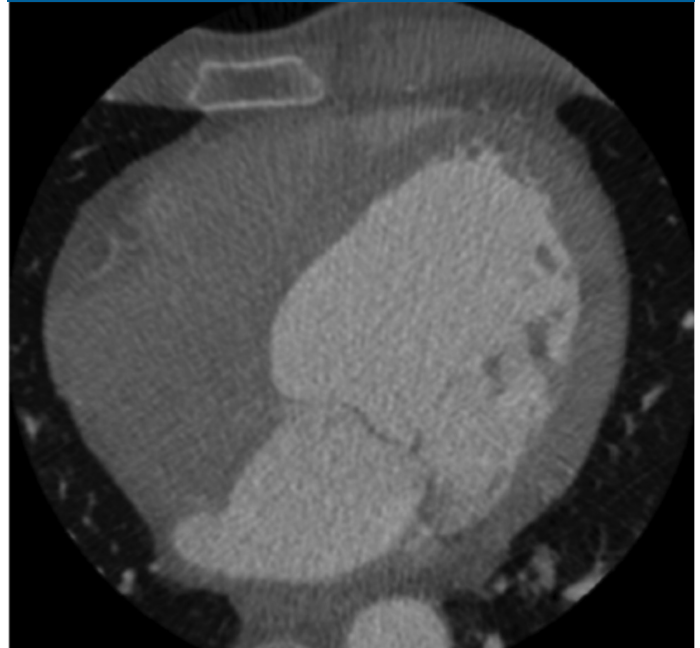
A. Ruido presente en imágenes de MSCT

El ruido puede ser definido como la variación aleatoria de una señal que contamina la información presente en una imagen¹. La calidad de una imagen digital se ve afectada por el ruido que se introduce en ella mediante diversos procesos los cuales, normalmente, dependen tanto de la arquitectura del equipo de adquisición como del protocolo de obtención de las imágenes².

Particularmente, las imágenes de MSCT se obtienen mediante la emisión de una radiación electromagnética compuesta por fotones de rayos X. En tales imágenes, el ruido se manifiesta mediante la aparición de intensidades aleatorias, de aspecto granuloso, que se producen por efectos inherentes a la naturaleza del fenómeno de emisión de fotones y al equipo usado durante la adquisición³.

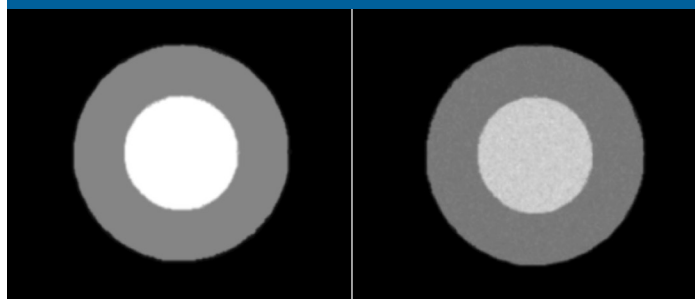
Adicionalmente, el ruido producido por la emisión de fotones de rayos X es conocido como ruido cuántico y debido a que su generación sigue una ley de función de distribución de probabilidad de Poisson, habitualmente, se le denomina ruido Poisson o Poissoniano³. La Figura 1 muestra este tipo de ruido en una imagen cardíaca de MSCT.

Figura 1. Vista axial de una imagen cardíaca de MSCT afectada por ruido Poisson



El ruido Poisson es de naturaleza no aditiva y se caracteriza por ser dependiente de la intensidad que posee cada vóxel en la imagen. Así, los vóxeles de mayor intensidad están en riesgo de ser más afectados por el ruido, es decir, tales vóxeles tienen mayor probabilidad estadística de ser corrompidos por el ruido Poissoniano⁴. Una manera de recrear este tipo de ruido es mediante la construcción de data sintética también conocida como phantoms numéricos. Un phantom numérico puede ser considerado como un modelo artificial en el cual se re-crea la estructura y/o las características de un modelo real⁵. En ese sentido, la Figura 2, muestra un par de imágenes sintéticas que ilustran la ausencia y presencia de ruido Poisson. Así, la Figura 2 (a) corresponde a un phantom numérico libre de ruido tipo Poisson; mientras que la Figura 2 (b) muestra el phantom contaminado con este tipo de ruido, usando para ello uno de los algoritmos propuestos en⁶.

Figura 2. Vista axial de imágenes sintéticas obtenidas de un phantom numérico:
(a) Imagen sin ruido. (b) Imagen con ruido Poisson



Por otra parte, durante la generación de las imágenes de MSCT se considera una serie de técnicas de reconstrucción con el propósito de minimizar la aparición de este tipo de ruido en tales imágenes. Sin embargo, a pesar de los avances tecnológicos estas técnicas solo pueden ofrecer una relación fija entre resolución espacial y ruido, por ejemplo, considerando la reconstrucción que involucra vóxeles de gran tamaño combinados con reconstrucción multiplanar se puede reducir el ruido pero a expensas de la inevitable pérdida de detalles finos en estructuras de reducida resolución espacial³.

Adicionalmente, y de acuerdo con^{2,3}, diversos algoritmos de reducción de ruido han sido considerados a fin de disminuir el impacto del ruido Poisson en imágenes digitales. Algunos de esos algoritmos consideran la aplicación de: 1. Enfoques convencionales y/o adaptativos basados en suavizado isotrópico y filtraje anisotrópico²; 2. Técnicas basadas en el método de regularización de variación total, extendido para la atenuación del ruido Poisson³; 3. Transformadas Anscombe y wavelet secundadas por procesos de umbralización y la correspondiente reconstrucción derivada de las transformadas inversas². Es importante señalar que algunos de estos algoritmos serán analizados en la Sección 2 del presente trabajo.

B. Artefactos presentes en imágenes de MSCT

Debido a la importancia que reviste, para el presente trabajo, el problema que representa la presencia de artefactos en imágenes cardíacas de MSCT, a continuación se realiza un análisis de los artefactos, presentando algunas de sus generalidades las cuales se estructuraron en términos de su definición, posibles causas y efectos sobre la calidad de las imágenes.

El análisis cualitativo de imágenes de MSCT permite afirmar que la calidad de la información contenida en ellas puede ser influenciada, negativamente, por la presencia de artefactos. En imágenes de MSCT, el término artefacto es atribuido, teóricamente, a una discrepancia sistemática entre los valores de intensidad (niveles de gris) pertenecientes a las imágenes obtenidas luego de la reconstrucción tomográfica y los verdaderos valores para los coeficientes de atenuación de los objetos presentes en la imagen real⁷.

Adicionalmente, las imágenes de MSCT cardíacas, sincronizadas con la onda R del electrocardiograma (ECG), son fuertemente sensibles a cambios del latido cardíaco. En este sentido, debido a fallos en tal sincronización se puede producir tanto la superposición de capas como artefactos debidos al movimiento del corazón. Además, la adquisición de imágenes en fases inconsistentes del ciclo cardíaco puede generar artefactos que se visualizan, fácilmente, en las vistas axiales de tales imágenes⁸.

La literatura especializada reporta un buen número de artefactos que, dependiendo de diversos factores, pueden ser observados en imágenes de MSCT en grado variable de importancia. Así, por ejemplo, en^{8,9} se describen diversos artefactos, se establecen las principales causas por las cuales dichos artefactos aparecen en imágenes de MSCT y se proponen estrategias, de tipo operativo, aplicadas durante la generación de las imágenes para minimizar su efecto.

La información del Cuadro 1 fue construida considerando las referencias^{8,9}. En ella se destacan los artefactos más comunes que se manifiestan en las referidas imágenes y se presenta, de manera resumida, tanto las posibles causas para la generación de tales artefactos como recomendaciones puntuales para disminuir el impacto, en la calidad de las imágenes de MSCT, de los artefactos considerados.

Cuadro 1. Síntesis de los artefactos comúnmente observados en imágenes de MSCT

| Artefacto | Posibles causas | Acciones técnicas para minimizar su efecto |
|--------------|---------------------------------------|--------------------------------------------|
| Banda oscura | Cambio de energía de los rayos-X | Pre filtrar los rayos de baja energía |
| | Insuficiencia de fotones | Filtrar antes de reconstruir |
| | Movimientos del paciente | Reducir tiempo de exploración |
| | Paciente con objetos metálicos | Usar secciones delgadas en adquisición |
| Sombreado | Movimientos del paciente | Retener respiración en la adquisición |
| | Proyecciones incompletas | Corregir posición del paciente |
| | Fenómeno de volumen parcial | Usar secciones delgadas en adquisición |
| Anillo | Tomógrafo con limitaciones técnicas | Servicio correctivo del tomógrafo |
| | Detectores con calibración deficiente | Re calibración de detectores |
| Escalera | Manejo inadecuado de la colimación | Usar secciones delgadas en adquisición |
| | Errores en la reconstrucción | Reconstruir considerando solapamiento |

Es necesario puntualizar que las acciones recomendadas en^{8,9} son todas de tipo técnico, y de aplicación durante la adquisición y/o reconstrucción de las imágenes. Sin embargo, tales acciones no son infalibles y casi siempre las imágenes generadas luego de considerar tales acciones siguen exhibiendo parcial o totalmente uno o varios de los artefactos analizados. Así, en imágenes de MSCT los artefactos que se visualizan con mayor frecuencia son el artefacto escalera (stair-step) y el artefacto banda oscura (streak).

Las causas por las cuales se producen tales artefactos son diversas. En particular, el artefacto streak puede generarse debido al cambio que se produce en el espectro de energía de los rayos-X, cuando pasan a través de estructuras que contienen hueso o medios de contraste⁹; mientras que el artefacto stair-step puede producirse debido a un solapamiento de las imágenes durante el proceso de reconstrucción o a una selección errónea de la fase de disparo del ECG⁸.

Cuando el artefacto stair-step está presente en las imágenes de MSCT puede ser visualizado debido a que produce alteraciones abruptas en la continuidad de los contornos que delimitan uno o varios objetos presentes en tales imágenes¹⁰. Este tipo de artefacto deteriora, dramáticamente, la apariencia de dichos objetos y puede afectar las dimensiones (diámetro, superficie o volumen) sobre todo de estructuras de pequeño tamaño presentes en las imágenes adquiridas bajo esta modalidad¹¹.

Por otra parte, el artefacto streak se manifiesta mediante una o varias rayas o bandas de tonalidad oscura que se observan, fácilmente, en las vistas coronal y sagital de las imágenes en las cuales dicho artefacto puede percibirse de manera visual. Para ilustrar el efecto de tales artefactos, en imágenes de MSCT, se presenta las Figuras 3 y 4.

Figura 3. Presencia del artefacto streak en imágenes cardiacas de MSCT.

(a) Vista coronal. (b) Vista sagital

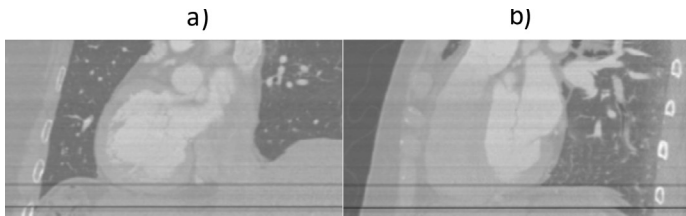
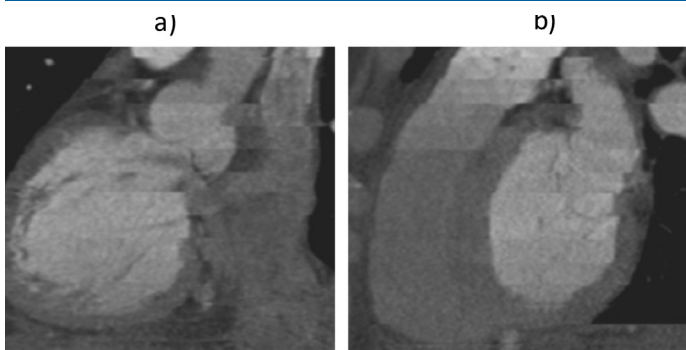


Figura 4. Presencia del artefacto stair-step en imágenes cardiacas de MSCT.

(a) Vista coronal. (b) Vista sagital



2. Fundamentos de las técnicas de preprocesamiento usadas frecuentemente en imágenes cardiacas

Las técnicas de preprocesamiento (filtrado + definición de ROI) se caracterizan por realizar tareas tales como: a) atenuar distorsiones que afectan la calidad de la imagen considerada, b) realzar los contornos que delimitan los objetos que se desean segmentar, c) uniformar la información contenida en el interior de tales contornos, d) excluir objetos o estructuras no deseadas generando regiones claramente delimitadas que contienen el objeto de interés. Es importante señalar que, las tres primeras tareas se desarrollan mediante técnicas de filtrado; mientras que la última tarea se ejecuta mediante técnicas para la definición de una ROI.

En el ámbito del procesamiento digital de imágenes, la consideración de técnicas de filtrado constituye un proceso fundamental para el análisis de la información contenida en una imagen. El proceso de filtrado de imágenes consiste en la aplicación de algoritmos denominados, usualmente, filtros los cuales se caracterizan por modificar en cierto grado las características o atributos de una imagen de entrada con el propósito de minimizar las posibles imperfecciones presentes en ella¹².

Los filtros operan sobre las imágenes con el fin de: a) realzar algún tipo de información deseada la cual puede estar vinculada, por ejemplo, con una estructura u objeto de interés; b) minimizar o suprimir la información no deseada la cual puede corresponderse con artefactos, ruido, fondo u otros objetos distintos del objeto de interés¹³.

Generalmente, luego de la aplicación de un filtro, se genera una imagen de salida en la cual pueden aparecer suavizados ó realzados algunos atributos presentes en la imagen original. De acuerdo con ello, las técnicas de filtrado podrían clasificarse, de manera preliminar, en técnicas de filtrado para el realce de información de interés y técnicas de filtrado para la remoción de información no deseada⁵.

Los filtros de realce (conocidos también como filtros paso-alto) más usados son los basados en el reforzamiento de contornos, los cuales, por una parte, tienden a enfatizar los bordes de las estructuras presentes en la imagen de entrada y, por la otra, atenúan los valores de intensidad casi constantes de las regiones que conforman la imagen que está siendo procesada¹³.

Adicionalmente, los filtros para remoción de información no deseada (denominados filtros paso-bajo) más comunes son los que aplican operaciones de suavizamiento orientadas, principalmente, hacia la eliminación del ruido presente en la imagen considerada¹². A continuación se describen los fundamentos de ciertas técnicas de filtrado, de uso frecuente en imágenes cardiacas.

En el contexto del filtrado, frecuentemente, se utilizan los términos vecindades, máscaras, ventanas y kernels los cuales pueden considerarse como sinónimos. Las vecindades son simplemente grupos de elementos pertenecientes a la imagen que se desea procesar y que cumplen con la condición de ser **vecinos** (estar en las proximidades) de un elemento particular denominado elemento objeto de estudio o elemento actual¹⁴. Las mencionadas vecindades se diseñan considerando diversas topologías, tamaños arbitrarios y, en ciertos casos, la asignación (dentro de la máscara) de escalares que se obtienen empíricamente o mediante la aplicación de modelos matemáticos pre-establecidos¹⁴.

Las técnicas de filtrado se pueden clasificar en filtros lineales y filtros no lineales. Los filtros lineales generan una imagen de salida (imagen filtrada) mediante un proceso denominado convolución, basado en la combinación lineal (LC) de las intensidades que poseen los elementos de la imagen de entrada¹².

Los coeficientes que permiten operacionalizar tal LC se hacen coincidir con los escalares de una vecindad centrada en el elemento objeto de estudio. Usualmente, la imagen que se desea filtrar es analizada elemento por elemento repitiendo iterativamente el mencionado proceso¹⁴.

Por otra parte, los filtros no lineales, también consideran vecindades (sin escalares) del elemento objeto de estudio. Sin embargo, su operación se basa directamente en los valores de intensidad de los elementos que conforman tales vecindades¹³. A continuación se describen algunas de las técnicas de filtraje más utilizadas en el procesamiento de imágenes médicas, particularmente, en imágenes cardiacas.

A. Filtro basado en difusión anisotrópica

Los filtros de difusión anisotrópica, y su implementación discreta basada en la aproximación de derivadas parciales, mediante diferencias finitas, fueron introducidos en el procesamiento de imágenes por Perona y Malik¹⁵. La aplicación de tales filtros tiene como objetivo abordar el problema del ruido suavizando la información contenida dentro de las regiones delimitadas por los bordes de los objetos presentes en una imagen.

Los filtros anisotrópicos utilizan un detector de bordes que guía el proceso de difusión mediante un esquema explícito que permite suavizar la imagen, de manera iterativa, en cada incremento de tiempo.

Ahora bien, en presencia de contornos ruidosos los filtros de difusión presentan una tendencia a degradar los bordes de las imágenes que ellos procesan en relación proporcional con la cantidad de iteraciones. Por esta razón el número de iteraciones debe elegirse, cuidadosamente, de tal forma que la referida degradación no sea excesiva¹⁶.

B. Filtro basado en la variación total de una imagen

La difícil tarea de preservar los bordes de los objetos presentes en una imagen mientras se minimiza el ruido, ha sido abordada por Rudin et al.¹⁷ mediante la creación de un filtro basado en la variación total de las intensidades de una imagen. En¹⁷, a partir de una imagen ruidosa (I_0) se plantea la tarea de generar una imagen restaurada (I_r), minimizando la norma de la variación total de I_r sujeta a restricciones que involucran parámetros relacionados con el ruido de I_0 , es decir, se está en presencia de un proceso de optimización. La variación total representa la cantidad de cambio que contiene la imagen en sus intensidades. Teóricamente, al resolver el mencionado problema de optimización, se espera que en la imagen restaurada se minimice el ruido presente en I_0 y se preserve la información de los bordes pertenecientes a los objetos presentes en la imagen procesada¹⁷.

C. Filtro de mediana

El filtro de mediana clásico, es una técnica de filtrado no lineal, que se utiliza para reducir el ruido presente en las imágenes considerando los valores de intensidad de los vecinos del elemento, objeto de estudio, contenidos en una vecindad de tamaño arbitrario¹². A tal vecindad, también se le conoce como ventana de observación. Para generar el nuevo valor del elemento de la imagen, objeto de estudio, los valores de intensidad mencionados son colocados en un arreglo vectorial ordenado al cual se le determina el estadístico denominado mediana. Así, la intensidad del elemento actual se hace coincidir con el valor de tal mediana, repitiéndose este proceso, iterativamente, para cada elemento presente en la imagen de entrada¹⁸.

Una característica importante de este filtro es que tiende a mantener la información relevante de la imagen, atenuando las variaciones impulsivas aleatorias. Este filtro tiene la propiedad de preservar, de manera moderada, los bordes de los objetos presentes en una imagen¹⁴.

Una variante del filtro de mediana es el filtro de mediana ponderada. A diferencia del filtro de mediana clásico, en este tipo de filtro se ponderan mediante pesos (coeficientes), la información de los píxeles ó vóxeles adyacentes al elemento objeto de estudio. Las ponderaciones permiten realzar y/o desprestigiar la importancia de las muestras en la ventana de observación¹⁹. Otra variante del filtro de mediana clásico es el filtro de mediana basado en pesos permutados. Esta variante, permite ajustar las ponderaciones de los niveles de gris de los vóxeles con base en el orden de los niveles de gris, presentes en la ventana de observación^{18,20}.

Las mencionadas variantes del filtro de mediana, exhiben 2 propiedades intrínsecas importantes: la preservación de los contornos y la efectiva atenuación del ruido presente en las imágenes^{18,19,20}.

D. Filtro promediador

El filtro promediador es una técnica de filtrado espacial no lineal que ha sido usada para atenuar ruido de tipo aleatorio. Este filtro requiere para su operacionalización de un cierto umbral (ϵ). Mediante esta técnica se reemplaza el nivel de gris del elemento actual ($I(x)$) de una imagen de entrada por el nivel de gris promedio (μ) de una vecindad, de radio (R_p) variable, del elemento actual si y solo si se cumple que el valor absoluto de la resta aritmética de $I(x)$ y μ supera el valor de ϵ .¹⁴.

Es importante señalar que el radio de la referida vecindad debe elegirse, cuidadosamente, pues si es muy pequeño el efecto del filtro puede ser despreciable y si es muy grande puede introducir una borrosidad inadecuada en la imagen suavizada.

E. Filtro Gausiano

El filtro Gausiano está caracterizado como una técnica lineal que se ha utilizado, clásicamente, para minimizar el ruido presente en imágenes. Existe una relación entre la cantidad de ruido que se atenúa mediante la aplicación de este filtro y el desenfoque de la imagen⁵.

Este tipo de filtro emplea una distribución Gausiana discreta la cual puede expresarse mediante una máscara o kernel Gausiano, de tamaño arbitrario. Si se pretende suavizar, por ejemplo, una imagen 3-D los escalares que conforman el referido kernel pueden obtenerse de acuerdo con el modelo matemático que rige lo que se entiende en estadística como una curva normal²¹.

En la práctica, el filtrado Gausiano se implementa mediante la convolución de la imagen original con el referido kernel Gausiano. Los parámetros de este filtro son: la desviación estándar de cada una de las dimensiones espaciales y el radio (r) que define el tamaño (n) de la máscara, dado por la ecuación 1.

$$n = 2r + 1, \quad (1)$$

siendo r un escalar arbitrario.

F. Transformada wavelet (WT)

Los fundamentos teóricos de la transformada wavelet (WT) fueron introducidos principalmente por Meyer²², Daubechies²³ y Mallat²⁴. Tales fundamentos son bastante sólidos y están vin-

culados con conceptos de algebra y análisis matemático, lo cual ha despertado el interés en la WT de una buena cantidad de investigadores pertenecientes a diversas áreas.

La WT se ha constituido, en la actualidad, en una de las técnicas de filtrado más usadas debido a que, por una parte, se comporta eficientemente durante el análisis local de funciones no estacionarias de rápida transitoriedad y, por la otra, posee la capacidad de generar representaciones tiempo-escala de la función analizada preservando su aspecto temporal²⁵.

Las wavelets son funciones base de la WT que se generan a partir de una función wavelet básica mediante traslaciones y cambios de escala espacial (dilataciones o contracciones)²³. La wavelet básica recibe, usualmente, denominaciones tales como ondita, onda pequeña, ondaleta o wavelet madre. Entre las ondaletas más importantes se encuentran las siguientes: Morlet, Gaussiana compleja, Haar, Daubechies, Coiflet, sombrero mexicano, Shannon compleja y symlet.

En el área específica de las imágenes, la transformada wavelet permite la representación de una imagen mediante descomposiciones o coeficientes que miden el grado de correlación o similitud entre la imagen original y versiones escalada y trasladada de la wavelet madre²⁴.

Existen varias formas de obtener los mencionados coeficientes, una de ellas es mediante la aplicación de un banco de filtros (paso bajo y paso alto) sobre una imagen en su resolución original²⁴. Los referidos coeficientes pueden visualizarse mediante imágenes denominadas de aproximación y de detalle^{24,25}.

G. Máquina de soporte vectorial

Las máquinas de soporte vectorial (SVM) son paradigmas que se someten a procesos de entrenamiento y detección, y están basados tanto en la teoría de aprendizaje de Vapnik-Chervonenkis como en el principio de minimización que considera el riesgo estructural²⁶. Las SVM pueden ser consideradas como herramientas de clasificación y de aproximación funcional^{27,28}.

Una variante de las SVM, denominada máquina de soporte vectorial de mínimos cuadrados (LSSVM), puede obtenerse utilizando estadística robusta, análisis discriminante de Fisher y reemplazando el sistema de inequaciones que rigen a las SVM, por un sistema equivalente de ecuaciones lineales, que puede ser resuelto más eficientemente^{29,30}. Adicionalmente, a diferencia de otros sistemas de clasificación basados en aprendizaje como las redes neurales artificiales (NN), las LSSVM utilizan el criterio de minimización del riesgo estructural, que eleva a niveles óptimos la capacidad de generalización de las referidas máquinas, haciendo posible que las LSSVM se desempeñen adecuadamente en el proceso de validación superando en este aspecto a las NN, las cuales utilizan el riesgo empírico³¹.

Usualmente, las regiones de interés se definen construyendo una técnica híbrida que considera la WT y las LSSVM para aislar la estructura anatómica cardíaca de interés y facilitar enormemente la generación automática de la morfología 3D de cualquiera de tales estructuras.

Conclusiones

La revisión detallada de la literatura especializada, indica que si bien es cierto se ha abordado, en cierta medida, el problema del ruido Poisson (presente en las imágenes de MSCT cardíaca) aún persisten situaciones problemáticas dadas por la presencia de ruido, artefactos y el bajo nivel de contraste que exhiben las mencionadas imágenes. Tales situaciones no han sido abordadas, adecuadamente, mediante las técnicas de preprocesamiento analizadas. Por tanto, el bajo contraste y la aparición de artefactos en las imágenes cardíacas de CT, serán considerados como los principales problemas que aún quedan sin abordar.

La situación descrita, anteriormente, plantea como reto proponer técnicas de preprocesamiento que permitan enfrentar, de manera efectiva, los problemas que exhiben las imágenes cardíacas de MSCT. Particularmente, la técnica de preprocesamiento que se proponga, posteriormente, debería minimizar el efecto tanto de los artefactos como del ruido en la calidad de la imagen y brindar una alternativa al problema del bajo nivel de contraste que exhiben ciertas estructuras anatómicas cardíacas mediante, por ejemplo, la definición de regiones de interés. Tal alternativa podría basarse en la delimitación automática, mediante planos, de regiones de interés que aisle cualquiera de las cámaras cardíacas del resto de estructuras que las circundan lo cual, indudablemente, permitirá una segmentación más efectiva de cualquiera de las estructuras anatómicas de interés para el cardiólogo.

Referencias

1. Hardin CW, Kruger RA, Anderson FL, Bray BE, Nelson JA. Real-time digital angiocardiology using a temporal high-pass filter. *Radiology*. 1984;151(2):517-520.
2. Zanella R, Boccacci P, Zanni L, Bertero M. Efficient gradient projection methods for edge-preserving removal of Poisson noise. *Inverse Problems*. 2009;25(4):1-4.
3. Maier A, Wigström L, Hofmann HG, Hornegger J, Zhu L, Strobel N, Fahrig R. Three dimensional anisotropic adaptive filtering of projection data for noise reduction in cone beam CT. *Medical physics*. 2011;38(11):5896-5909.
4. Chan RH, Chen K. Multilevel algorithm for a Poisson noise removal model with total-variation regularization. *International Journal of Computer Mathematics*. 2007;84(8):1183-1198.
5. Vera M. Segmentación de estructuras cardíacas en imágenes de tomografía computarizada multi-corte [Tesis doctoral]. Mérida-Venezuela: Universidad de los Andes, 2014.
6. Devroye L. *Non-Uniform Random Variate Generation*. New York: Springer-Verlag; 1986.
7. Hsieh J. Image artifacts: appearances, causes, and corrections. En: *SPIE Press Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances*, Bellingham, WA, USA, 2003:167-240.
8. Kroft LJM, De Roos A, Geleijns J. Artifacts in ECG-synchronized MDCT coronary angiography. *American Journal of Roentgenology*. 2007;189(3):581-91.
9. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance 1. *Radio-*

- graphics. 2004;24(6):1679-1691.
10. Wang G, Vannier MW. Stair-step artifacts in three-dimensional helical CT: an experimental study. *Radiology*. 1994;191(1):79-83.
 11. Rubin GD, Paik DS, Johnston PC, Napel S. Measurement of the aorta and its branches with helical CT. *Radiology*. 1998;206(3):823-829.
 12. Pratt W. *Digital Image Processing*. USA: John Wiley & Sons Inc; 2007.
 13. González R, Woods R. *Digital Image Processing*. USA: Prentice Hall; 2001.
 14. Passarielo G, Mora F. *Imágenes Médicas, Adquisición, Análisis, Procesamiento e Interpretación*. Venezuela: Equinoccio Universidad Simón Bolívar; 1995.
 15. Perona P, Malik J. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*. 1990;12(7):629-639.
 16. Coupé P, Yger P, Prima S, Hellier P, Kervrann C, Barillot C. An optimized blockwise nonlocal means denoising filter for 3-D magnetic resonance images. *IEEE transactions on medical imaging*. 2008;27(4):425-441.
 17. Rudin LI, Osher S, Fatemi E. Nonlinear total variation based noise removal algorithms. *Physica D: Nonlinear Phenomena*. 1992;60(1-4):259-268.
 18. Fischer M, Paredes JL, Arce GR. Weighted median image sharpeners for the world wide web. *IEEE Transactions on Image Processing*. 2002;11(7):717-727.
 19. Arce GR. A general weighted median filter structure admitting negative weights. *IEEE Transactions on signal processing*. 1998;46(12):3195-3205.
 20. Aysal TC, Barner KE. Quadratic weighted median filters for edge enhancement of noisy images. *IEEE Transactions on Image Processing*. 2006;15(11):3294-310.
 21. Meijering HW. *Image enhancement in digital X-ray angiography [Tesis de Doctorado]*. Netherlands: Utrecht University, 2000.
 22. Meyer Y. *Wavelets and Operators*. USA: Cambridge University Press; 1999.
 23. Daubechies I. *Ten lectures on wavelets*. Philadelphia: Society for Industrial and Applied Mathematics; 1992.
 24. Mallat S. A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. 1989;11(7):674-93.
 25. Vetterli M, Herley C. *Wavelets and filter banks: Theory and design*. *IEEE transactions on signal processing*. 1992;40(9):2207-32.
 26. Vapnik V. *Statistical Learning Theory*. New York: John Wiley & Sons; 1998.
 27. Osuna E, Freund R, Girosi F. Training support vector machines: an application to face detection. En: *Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR '97)*, San Juan, Puerto Rico, 1997:130-6.
 28. Smola A. *Learning with kernels [Tesis de Doctorado]*. Berlin: Technische Universitt, 1998.
 29. Scholkopf B, Smola A. *Learning with Kernels: Support Vector Machines, Regularization, Optimization, and Beyond*. Cambridge: The MIT Press; 2002.
 30. Suykens J, Gestel TV, Brabanter JD. *Least Squares Support Vector Machines*. UK: World Scientific Publishing Co.; 2002.
 31. Oren M, Papageorgiou C, Sinha P, Osuna E, Poggio T. Pedestrian detection using wavelet templates. En: *Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR 97)*. Washington, DC: IEEE Computer Society, 1997:193-200.

Manuel Velasco (Venezuela) **Editor en Jefe** - Felipe Alberto Espino Comercialización y Producción

Reg Registrada en los siguientes índices y bases de datos:

SCOPUS, EMBASE, Compendex, GEOBASE, EMBiology, Elsevier BIOBASE, FLUIDEX, World Textiles,

OPEN JOURNAL SYSTEMS (OJS), REDALYC (Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal),

LATINDEX (Sistema Regional de Información en Línea para Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal)

LIVECS (Literatura Venezolana para la Ciencias de la Salud), LILACS (Literatura Latinoamericana y del Caribe en Ciencias de la Salud)

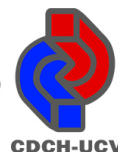
PERIÓDICA (Índices de Revistas Latinoamericanas en Ciencias), REVENCYT (Índice y Biblioteca Electrónica de Revistas Venezolanas de Ciencias y Tecnología)

SCIELO (Scientific Electronic Library Online), SABER UCV, DRJI (Directory of Research Journal Indexing)

CLaCALIA (Conocimiento Latinoamericano y Caribeño de Libre Acceso), EBSCO Publishing, PROQUEST.



Esta Revista se publica bajo el auspicio del
Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico
Universidad Central de Venezuela.



www.cdch-ucv.net

publicaciones@cdch-ucv.net