DISEÑO DE UNA INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO PARA EL PRE-PROCESAMIENTO DE IMÁGENES DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

JOHANNA KATHERINE SÁNCHEZ QUINTERO

ANDRÉS CAMILO MORENO VILLAMIZAR

UNIVERSIDAD SIMÓN BOLÍVAR

FACULTAD DE INGENIERÍA

INGENIERÍA DE SISTEMAS

SEDE CÚCUTA

2017

DISEÑO DE UNA INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO PARA EL PRE-PROCESAMIENTO DE IMÁGENES DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA

JOHANNA KATHERINE SANCHEZ QUINTERO

ANDRÉS CAMILO MORENO VILLAMIZAR

FRANK SÁNEZ

Ingeniero de Sistemas

Proyecto para optar al título de Ingeniero de Sistemas

UNIVERSIDAD SIMÓN BOLÍVAR

FACULTAD DE INGENIERÍA

INGENIERÍA DE SISTEMAS

SEDE CÚCUTA

2017

Contenido

Pág.

Introducción 9

1. Problema 11

1.1. Planteamiento del problema 11

1.2. Formulación del problema 13

1.3. Delimitación 13

1.3.1. Delimitación Espacial. 13

1.3.2. Delimitación Temporal. 13

1.4. Justificación 13

1.5. Objetivos 14

1.5.1. Objetivo General. 14

2. Marco Teórico 15

2.1. Antecedentes 15

2.2. Bases teóricas 17

2.2.1 Modalidades de Imagenología Médica. 17

2.2.2 Imperfecciones de las Imágenes. 25

2.2.3. Procesamiento Digital de imágenes médicas. 31

3. Marco Metodológico 42

3.1 Diseño metodológico 42

3.2 Descripción de las bases de datos. 45

3.3 Población, Muestra e Instrumentos 45

3.3 Fases de la investigación 47

3.3.1 Fase de Diseño. 47

3.3.2 Fase de filtrado. 47

3.3.3 Fase de validación. 48

4. Resultados 49

4.1 Fase de Implementación computacional de la interfaz grafica 49

4.2 Verificación del funcionamiento de la GUI implementada computacionalmente. 54

5. Conclusiones 61

Referencias Bibliográficas 62

Anexos 68

Lista de Tablas

Pág.

Tabla 2-1: Síntesis de los artefactos comúnmente observados en imágenes de CT. 30

Lista de Figuras

Pág.

Figura 2-1: Visión integradas de las principales modalidades de Imagenología médica. 18

Figura 2-2:Vista axial de una imagen cardiaca de MSCT afectada por ruido Poisson. 26

Figura 2-3:Vista axial de imágenes sintéticas: (a) Imagen sin ruido. (b) Imagen con ruido Poisson. 27

Figura 2-4: Presencia del artefacto streak en imágenes cardiacas de MSCT. (a) Vista coronal. (b) Vista sagital. 31

Figura 2-5:Presencia del artefacto stair–step en imágenes cardiacas de MSCT. (a) Vista coronal. (b) Vista sagital. 31

Figura 3-1: Diagrama de bloques para la aplicación de la fase de filtrado 47

Figura 4-1:Logo de la herramienta de compilación denominada CMake. 49

Figura 4-2: Logo de la herramienta de desarrollo denominada VTK (Visualization Toolkit). 50

Figura 4-3: Logo de la herramienta de desarrollo denominada FLTK (Fast light toolkit). 50

Figura 4-4:Visual Studio 2010. 51

Figura 4-5: Configuración exitosa de la interfaz gráfica usando la herramienta CMake.7 51

Figura 4-6: Compilación de la GUI usando Visual Studio 10.0 52

Figura 4-7: Diagrama con los Requerimientos del aplicativo. 53

Figura 4-8: Módulo de visualización considerando una imagen cardiaca. 54

Figura 4-9: Imagen cardiaca filtrada con desviación (2,3,2). 55

Figura 4-10: Imagen cardiaca filtrada con desviación (4,5,4). 56

Figura 4-11: Imagen cardiaca filtrada con desviación (6,7,9). 56

Figura 4-12: Imagen cardiaca filtrada con desviación (1,1,1). 57

Figura 4-13: Modulo de visualización considerando una imagen cerebral. 58

Figura 4-14: Imagen cerebral filtrada con desviación (2,2,2). 58

Figura 4-15: Imagen cerebral filtrada con desviación (3,4,5).. 59

Figura 4-16: Imagen cerebral filtrada con desviación (8,3,6). 59

Lista de Anexos

Pág.

Anexo 1: Aprobación del Asesor Metodológico 69

Introducción

La presente investigación, propone una interfaz gráfica de usuario (GUI) mediante la cual se puede cargar y preprocesar, con un filtro gaussiano, una imagen médica tridimensional generada por cualquiera de las modalidades de imagenología.

El filtro gaussiano permite reducir los niveles de ruido Poisson y abordar el problema de artefactos, presentes en las referidas imágenes, mediante la asignación de valores a las desviaciones estándar que controlan el suavizado en cada una de las dimensiones espaciales.

La investigación se realizó con el interés de adentrase más en el procesamiento de imágenes médicas tomadas por tomografía computarizada multi-capa y conocer algunos de los problemas presentes en estas con el fin de lograr su visualización así como también elevar la calidad de las referidas imágenes.

En el marco metodológico, relativo a la ingeniería de software, se hizo mayor énfasis en la metodología de programación extrema mediante la cual a través de procesos agiles en el desarrollo de prototipos se avanza de forma interactiva posibilitando su adecuación mediante un enfoque dinámico que reinó durante el proceso de la programación. Además, el trabajo se estructuró de la manera que se describe a continuación.

En el capítulo uno se realizó el planteamiento del problema resaltando los problemas que poseen las imágenes médicas las cuales son utilizadas para que los científicos y médicos puedan realizar un mejor diagnostico en dichas imágenes ya que en estas se presentan algunos problemas como los son la presencia de ruido.

En el capítulo dos fueron tomadas algunos antecedentes teóricos los cuales ayudaron a conocer herramientas y formas para lograr un mejor tratamiento de dichas imágenes, además se

tomaron algunas bases teóricas con el fin de realizar nuestro primer y segundo objetivo y además ampliar mucho más el conocimiento sobre los métodos de imagenología médica basados en filtrado.

En el capítulo tres se analizó el concepto de metodologías de programación y se hizo énfasis en las ciencias formales y la aplicación de modelos matemáticos para la materialización de filtros desarrollados con programación extrema con base en sus tres fases fundamentales como los son: exploración, planeamiento y producción.

En el capítulo cuatro se presentaron los resultados mediante los cuales se demostró el uso de herramientas de software libre que ayudaron en nuestro proceso de desarrollo del aplicativo y la verificación de su funcionamiento mediante visualización de las imágenes y la aplicación del filtro gaussiano con diferentes valores para validar su funcionamiento.

1. Problema

1.1. Planteamiento del problema

En la práctica clínica las imágenes médicas son ampliamente utilizadas para diagnóstico de enfermedades y en la valoración pre quirúrgico de los pacientes. Estas imágenes juegan un rol prominente en el diagnóstico y tratamiento de enfermedades debido a que permiten que los científicos y médicos obtengan información vital observando el interior del cuerpo humano de forma no invasiva.

Las principales modalidades que se utilizan, en el contexto médico, para generar imágenes de casi cualquier órgano del cuerpo humano son: Ultrasonido, Resonancia Magnética, Tomografía computarizada clásica (CT) y multicapa, Tomografía por Emisión de Positrones (PET) y Tomografía por Emisión de Fotones Simples (SPECT). Una descripción detallada de todas estas modalidades puede ser consultadas en el artículo de Huérfano *et al.* (2016).

Debido a que se tiene disponible un importante número de imágenes de tomografía computarizada, en el presente trabajo, se hará énfasis en la modalidad de tomografía computarizada multicapa (MSCT). Mediante MSCT se pueden obtener representaciones bidimensionales (imágenes 2–D) y representaciones Tridimensionales (imágenes 3–D) de casi cualquier parte del cuerpo humano.

En la práctica, para poder generar tales representaciones o imágenes se debe hacer uso de una unidad de CT, conformada básicamente por los siguientes elementos:

a) sistema de adquisición de la información o gantry, en cuyo interior se encuentra, entre otros elementos,

La fuente de radiación ionizante o tubo de rayos X.

b) una mesa para ubicar el paciente quien constituye la fuente de información.

c) arreglo de sensores para detectar la radiación que atraviesa al paciente.

d) sistema de procesamiento y reconstrucción de la información representado por un computador con software especializado.

Uno de los problemas que se presenta en las imágenes, sin importar la modalidad imagenológica utilizada, es el ruido. El ruido, parafraseando a Primak (2006), es una distorsión que se presenta en la información que compone cada uno de los objetos que conforman la escena de una imagen y puede deberse a diversos factores. En particular, si la modalidad es tomografía computarizada multicapa el ruido se ha identificado como ruido Poisson el cual es un tipo de ruido que se genera debido a la utilización de rayos X para generar la imagen (Primak, 2006).

Otro grave problema o imperfección que poseen las imágenes médicas de MSCT es la aparición de artefactos los cuales afectan la calidad de la información que contiene una imagen. En MSCT, los artefactos, que pueden ser consideradas como distorsiones que modifican la morfología de los objetos que conforman las escenas que conforman una imagen (Bastarrika, 2004). Los artefactos que, frecuentemente, se observan en las imágenes médicas de MSCT son:
a) Artefacto Escalera y b) Artefacto Banda Oscura (Vera, 2014).

Finalmente, la ausencia de contraste en imágenes de MSCT constituye un gran reto al momento de intentar la segmentación de cualquier estructura. De acuerdo con Vera (2014), la ausencia de contraste es la incapacidad de diferenciar estructuras en una imagen debido a la altísima similitud en la intensidad de los niveles de gris que conforman objetos adyacentes en una imagen.

Todos los problemas mencionados afectan la calidad de las imágenes médicas y es por ello que, mediante la presente investigación se propone el desarrollo de una Interface Gráfica de

Usuario (GUI) que permita abordar el problema de los artefactos (Escalera + Banda Oscura) y el ruido Poissoniano presente en las imágenes de MSCT.

Para el desarrollo de la mencionada GUI se pretende utilizar librerías de software libre y se tiene previsto implementar, computacionalmente, un filtro Gaussiano que de acuerdo con Meijering (2000) es una técnica de filtrado espacial lineal que tiene por finalidad introducir el suavizamiento de la información contenida en las imágenes con el propósito de elevar su calidad.

1.2. Formulación del problema

De acuerdo al planteamiento del problema descrito se puede considerar como pregunta de investigación la siguiente: ¿Será posible desarrollar una GUI para elevar la calidad de las imágenes de MSCT usando técnicas de pre-procesamiento?.

1.3. Delimitación

1.3.1. Delimitación Espacial. Esta investigación se desarrollará en el contexto de la ciudad de Cúcuta ya que las imágenes de MSCT, que serán utilizadas, en este proyecto fueron suministradas por la Institución Prestadora de Salud (IPS) UniPamplona.

1.3.2. Delimitación Temporal. Esta investigación se desarrollará durante el periodo académico 2017-2, en el contexto de la asignatura Formación Investigativa III.

1.4. Justificación

Como se indicó en el planteamiento del problema, la calidad de las imágenes se ve afectada por la presencia de ciertas imperfecciones o problemas asociados a la modalidad

imagenológica considerada. La realización de la presente investigación se justica desde el punto de vista técnico ya que el desarrollo de una GUI puede contribuir a la implementación de una etapa de pre-procesamiento que acondicione, adecuadamente, las imágenes.

El pre-procesamiento es una etapa preliminar vital para luego proceder a desarrollar procesos de segmentación de cualquier estructura vinculada con el cuerpo humano, presente en imágenes médicas de MSCT.

En la rutina clínica, contar con herramientas computacionales, tales como interfaces gráficas de usuarios, puede contribuir a elevar la calidad de las imágenes médicas y, por tanto, pueden ser útiles para la planificación de cirugías y de procedimientos quirúrgicos.

1.5. Objetivos

1.5.1. Objetivo General. Diseñar una interfaz gráfica de usuario para el pre-procesamiento de imágenes de tomografía computarizada

1.5.2 Objetivos Específicos

Estudiar los métodos de filtrado de imágenes médicas.

Analizar, detalladamente los fundamentos teórico prácticos del filtro de suavizamiento gaussiano.

Implementar, computacionalmente, la interfaz gráfica mencionada.

Verificar el funcionamiento adecuado de la mencionada interfaz.

2. Marco Teórico

2.1. Antecedentes

Los antecedentes de la investigación se refieren a los estudios previos relacionados con el problema planteado. En este sentido, se presenta a continuación una síntesis de trabajos realizados por otros investigadores en los cuales se ha abordado directa o indirectamente ciertos proyectos mediante los cuales se han involucrado los elementos teóricos y/o prácticos vinculados con la presente investigación.

En ese sentido, Aguilera (2015), aplica un proceso de ingeniería inversa, haciendo uso de la herramienta QT *Developer*, mediante el cual identificó los objetos claves en el procesamiento de una interface gráfica de usuario con potencialidades para la edición de *pipelines*, que permitirá la validación de los objetos identificados y sus interacciones. El propósito del trabajo descrito es brindar un medio para la creación de nuevos algoritmos de procesamiento sin necesidad de un conocimiento experto sobre programación. Indudablemente, este antecedente es de vital importancia para el presente trabajo debido a que está fuertemente vinculado con la temática que en él se desarrolla.

Adicionalmente, Gavidia (2009), desarrolló una herramienta bajo la plataforma de MATLAB (*Matriz laboratory*), con una interfaz gráfica de usuario que permite configurar de forma rápida algoritmos para mejorar la calidad de las imágenes médicas, extraer y visualizar tejidos blandos, duros y patologías de interés y exportar los resultados a diversos formatos de interés. Las librerías ITK (*Insight toolkit*) y VTK (*Visualization toolkit*) están disponibles bajo licencia CNU, proporcionan eficiencia y han sido integradas a MATLAB para el pre-procesamiento, la segmentación y visualización de imágenes médicas.

La utilidad de este antecedente radica en el hecho de que el autor identifica como elementos a mejorar la desventaja, que tiene MATLAB, de sobrecarga de memoria disminuyendo su rendimiento al manejar grandes volúmenes de datos característico de algunas imágenes médicas con gran resolución espacial y, por tanto, para mejorar el tiempo de procesamiento, la calidad gráfica de los resultados y la ejecución multiplataforma, se es necesario migrar hacia el uso de herramientas computacionales más robustas. No obstante la mencionada investigación, proporciona un medio para obtener el conocimiento necesario para el uso de las librerías de VTK las cuales sirven para realizar el procesamiento las imágenes médicas tratadas y poder aplicar el filtro presentando en el presente proyecto de investigación

Otro antecedente interesante lo constituye el desarrollado por Hernández (2010), acerca del uso del procesamiento digital de imágenes (en tiempo real) para extraer características que permiten una mejor visualización de las escenas. Particularmente, en el caso de las imágenes de ultrasonido el suavizado de la imagen y la manipulación del brillo, nitidez y contraste permitieron delinear los bordes y reconocer objetos de interés clínico.

Como lo reporta la literatura las imágenes de ultrasonido están contaminadas de ruido *speckle* y mediante la aplicación de ciertos filtros se pudo elevar la calidad de la imagen. Hay que recordar que este ruido degrada significativamente la imagen. Sin embargo, después del tratamiento digital de imágenes aplicado, un especialista médico pudo identificar como miomas los objetos presentes que en las imágenes consideradas. Este antecedente, da conocer la gran variedad de ruidos que afectan las imágenes y presenta algunas técnicas y/o métodos para mejorar su calidad.

Finalmente, Vera (2014), propone la aplicación de un conjunto de estrategias de pre–procesamiento que permite acondicionar las bases de datos de imágenes médica (sintéticas y

reales) elevando, significativamente, la calidad de las segmentaciones en comparación con la aplicación directa de procesos de segmentación sobre volúmenes que no han sido pre–procesados.

En bases sintéticas el filtrado Gaussiano logró el mejor desempeñó ante el ruido Poisson, esto no implica que este tipo de filtro se desempeñe mejor que las otras estrategias, al momento de calcular las métricas derivadas de las segmentaciones generadas por suavizado Gaussiano, difusión anisotropía y realce por similaridad. Esto puede indicar que, en las bases de datos consideradas el principal problema no lo constituye el ruido Poisson sino, probablemente, la presencia de artefactos.

Según este autor, la aplicación de estrategias de pre-procesamiento permite tener mayor calidad en las segmentaciones, destacándose el buen desempeño del filtrado Gaussiano ante el ruido Poissoniano.

2.2. Bases teóricas

2.2.1 Modalidades de Imagenología Médica. Mediante la figura 2.1 se presenta las modalidades de imagenología de mayor uso en el contexto clínico para el diagnóstico y monitoreo de patologías vinculadas con los órganos del cuerpo humano. En atención a ella, se describe a continuación tales modalidades.

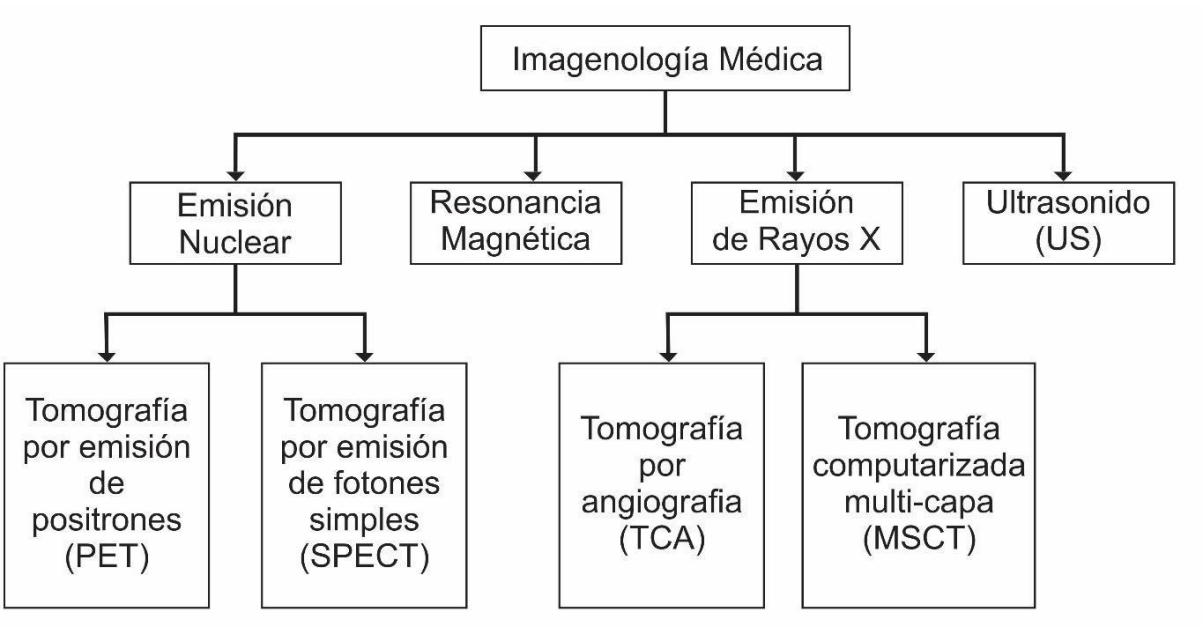

Figura 2-1: Visión integradas de las principales modalidades de Imagenología médica. Tomado de Huérfano, (2016).

2.2.1.1 Emisión Nuclear. De acuerdo a García, Faber, Galt, Cooke, y Folks (2000), la Imagenología por emisión nuclear es una modalidad de Imagenología funcional y es considerada una técnica de diagnóstico para medir la actividad metabólica de las células del cuerpo humano, considerando la inyección de ciertas moléculas biológicas denominadas radioisótopos. La tomografía por emisión desempeña un papel fundamental en la medicina cardiovascular debido a que el daño cardiaco, inicialmente, se manifiesta como un conjunto de cambios fisiológicos y bioquímicos, los cuales se perciben, posteriormente, como cambios estructurales y sólo hasta ese momento es que pueden ser detectados con otras modalidades de Imagenología.

Parafraseando a Reba (1993), la tomografía computarizada por emisión de positrones (PET) y tomografía computarizada por emisión de fotones simples (*SPECT*) son sub–modalidades de Imagenología por emisión nuclear que proporcionan información clínica acerca de procesos fisiológicos y bioquímicos derivados del cuerpo del paciente. Estas técnicas están basadas en la visualización y cuantificación de la distribución de los rayos gamma emitidos por

los radioisótopos inyectados, en el cuerpo del paciente, los cuales poseen una vida extremadamente corta.

Ambas sub–modalidades se describen, a continuación:

Tomografía computarizada por emisión de positrones (PET). De acuerdo a Budinger y VanBrocklin (2000), para obtener una imagen por PET, se debe inyectar en el cuerpo del paciente una molécula biológica capaz de transportar un isótopo radioactivo, emisor de positrones. Pasados algunos minutos, desde que el isótopo es liberado, este se acumula en un área del cuerpo del paciente, por lo cual se afirma que el referido isótopo desarrolla una afinidad con dicha área. Por ejemplo, la glucosa etiquetada como ^{11}C, se puede acumular en tumores donde la glucosa se usa como fuente de energía principal.

Los núcleos radioactivos decaen emitiendo positrones. Este es un proceso mediante el cual un protón del núcleo se transforma en dos partículas atómicas, ellas son un electrón positivo (positrón) y un neutrón. De esta forma, aunque el átomo mantiene inalterado su masa atómica, disminuye en una unidad su número atómico. La combinación del positrón emitido y un electrón degenera en un proceso denominado aniquilación, que es el encargado de generar fotones.

La aniquilación de un positrón produce dos fotones que se propagan en direcciones opuestas. Estos rayos son detectados por un arreglo de detectores ubicados alrededor del paciente. Para generar las imágenes, se usan procesos de reconstrucción tomando como referencia la distribución de las trazas emitidas por los positrones.

Tomografía computarizada por emisión de fotones simples (*SPECT*). Según Evans (1995), la *SPECT* es una técnica de Imagenología médica similar al PET sin embargo el decaimiento del isótopo emite fotones en el órgano en estudio. Dichos fotones luego de atravesar el tejido del cuerpo son detectados por un arreglo de sensores que están ubicados alrededor del paciente. Con base en los fotones detectados por el conjunto de arreglos 2–D, se obtiene la imagen 3–D mediante técnicas de reconstrucción tomografía.

Estos fotones experimentan la correspondiente interacción con los tejidos. De acuerdo a Croft y Tsui (2000), el efecto fotoeléctrico absorbe casi la totalidad de la energía de los fotones y por lo tanto, se detiene la emisión de radiación gamma. Otro efecto importante, que se produce durante este proceso, es el denominado efecto Compton, mediante el cual se transfiere parte de la energía remanente de los fotones a los electrones libres. El fotón original sufre entonces un proceso de dispersión, siendo desviado hacia una nueva dirección con energía reducida, la cual depende del ángulo de dispersión.

Por otra parte, la mayoría de detectores de radiación empleados en los sistemas modernos de adquisición de imágenes por SPECT, están basados en detectores de centelleo ya sea sencillo o múltiple. El desarrollo más significativo en medicina nuclear, lo constituye la cámara de centelleo que está basada en un cristal de una enorme área. Un arreglo de tubos foto–multiplicadores es colocado en la parte posterior del referido cristal, cuando un fotón impacta contra el cristal e interactúa con él se genera un centelleo, que es detectado por el mencionado arreglo de detectores. Luego, un circuito electrónico evalúa las señales provenientes de los detectores y determina la localización del fotón incidente en el cristal de centelleo.

De acuerdo a Matsumoto *et al.* (2001), en Imagenología cardiaca, la SPECT ha sido usada para el diagnóstico del daño arterial coronario usando tanto la perfusión del miocardio

como la cuantificación de la función ventricular (Nakajima, Higuchi, Taki, Kawano, y Tonami, 2001) y la identificación de estructuras miocárdicas (Debreuve, Barlaud, Aubert, Laurette y Darcourt, 2001).

2.2.1.2 Resonancia Magnética. Parafraseando a Zerhouni, Parish, Rogers, Yang y Shapiro (1988), la Imagenología por resonancia magnética (MRI) es una modalidad de Imagenología médica muy importante, desde el punto de vista clínico, debido al excepcional contraste que exhiben las imágenes generadas. En contrapartida, esta técnica de adquisición presenta como principales desventajas su alto costo y la imposibilidad de acceder al paciente durante el proceso de adquisición.

En la modalidad de MRI se aprovecha la existencia de un campo magnético inducido, en el cuerpo del paciente, para generar las imágenes de secciones específicas de la anatomía humana. Los materiales que poseen un número impar de protones exhiben un momento magnético nuclear el cual, a pesar de ser muy débil, es observable. Este tipo de momento, normalmente, se orienta de manera aleatoria, sin embargo, cuando los referidos materiales son sometidos a campos magnéticos muy intensos, sus momentos tienden a alinearse de acuerdo con una orientación inducida por la polaridad dominante de dichos campos.

Cuando la MRI se emplea para extraer información relacionada con las estructuras cardiacas se puede usar el término resonancia magnética cardiovascular (CMR). Mediante CMR se puede obtener imágenes dinámicas cardiacas cuyas características más relevantes son las siguientes: excelente contraste en tejidos blandos, alta resolución espacial en cada imagen 2–D pero baja resolución entre capas de una imagen 3–D, baja relación señal a ruido, las imágenes cardiacas 3–D pueden exhibir artefactos. Debido a estas características la CMR es muy útil para

la detección de enfermedades cardiacas congénitas, el stress de la pared miocárdica, tumores en estructuras cardiacas y enfermedades aórticas. Otra aplicación importante de la CMR es la MRI etiquetada. Esta técnica permite el etiquetado de diversos planos que contienen regiones específicas del miocardio, en imágenes de resonancia magnética. Para ello, a fin de perturbar la magnetización de los protones presentes en una o más zonas del tejido cardiaco, es aplicado un pulso de radio frecuencia selectiva antes del proceso de adquisición. Una imagen de resonancia es obtenida, en un plano que es ortogonal respecto a un plano etiquetado particular, antes de que todos los protones recuperen la magnetización.

Luego de un tiempo, los protones perturbados recobran la magnetización original y generan un pulso de radio frecuencia que es detectado por el equipo de adquisición el cual produce una imagen etiquetada de la estructura analizada. El desplazamiento que se produce entre la imagen de resonancia y la etiquetada se refleja como un conjunto de franjas o zonas de diferentes intensidades, en la imagen que entrega esta técnica. El número, posición, grosor e intensidad de estas zonas depende tanto del ángulo del pulso de radio frecuencia como de la intensidad y dirección del campo magnético aplicado.

2.2.1.3 Emisión de rayos X. Angiografía por rayos–X. Según Vera (2014), la angiografía es una técnica, basada en rayos–X, que permite estudiar las cavidades cardiacas, las arterias y las venas. Mediante esta técnica se puede diagnosticar bloqueos sanguíneos y otros problemas en los grandes vasos sanguíneos. Cuando esta técnica se usa en el ámbito cardiaco, recibe el nombre de angiocardiografía.

De acuerdo a Baim (2006), la angiocardiografía posibilita la visualización de los grandes vasos sanguíneos cardiacos (arterias y venas cardiacas) de imágenes obtenidas en diversos planos

de proyección. De esta manera, la angiocardiografía es capaz de proveer suficiente información para la evaluación de tales vasos a través del ciclo cardiaco completo.

De esta forma, argumentado por Kennedy, Trenholme, Kaiser, y Wash (1970), esta técnica ha sido usada extensamente en el diagnóstico del daño isquémico y la evaluación del impacto de la estenosis en la arteria coronaria. Para ello, se ha llevado a cabo la estimación de ciertos parámetros vinculados con la función cardiaca, basándose en modelos geométricos simplificados, los cuales se obtienen a partir de imágenes 2–D sin considerar la compleja morfología 3–D de las cavidades del corazón.

Además parafraseando a Baim (2006), la calidad de las imágenes obtenidas por angiografía exhiben un tipo de ruido de aspecto granular que puede ser modelado, aproximadamente, mediante una función de densidad de Poisson y que es reportado en la literatura como ruido cuántico.

Tomografía computarizada. De acuerdo con Vera (2014), cuando se aplica la modalidad de CT, en imágenes médicas, se produce el proceso de escaneo de secciones del órgano que se desea estudiar. Dicho proceso consiste en el paso, a través del referido órgano, de un estrecho haz de rayos–X el cual es emitido por un tubo de rayos–X que rota alrededor del paciente. La atenuación a lo largo de la trayectoria de tales rayos se mide mediante detectores.

Adicionalmente, los métodos empleados para la reconstrucción de las imágenes 3–D que componen los volúmenes explorados mediante CT, son clasificados en tres grupos. Ellos son: métodos directos, métodos algebraicos iterativos y métodos estadísticos.

Los métodos de reconstrucción pueden usarse para calcular el valor del coeficiente de atenuación en cada punto de la sección del cuerpo escaneada. Los valores de atenuación relativa son expresados en unidades Hounsfield (HU) y son representados como una imagen en escala de

grises. La escala Hounsfield no posee límite superior. Sin embargo, en aplicaciones médicas el rango que, típicamente, se reporta va desde -1024 HU hasta +3071 HU. En consecuencia, se dispone de 4096 niveles de gris y por tanto se requiere de una tasa de muestreo mínima de 12 bits por vóxel.

Según Trenholme, Kaiser y Wash (2009), estos requerimientos han promovido un conjunto de innovaciones tecnológicas que han desembocado en diversas variantes de la CT convencional, entre los cuales se pueden mencionar: tomografía computarizada espiral, tomografía computarizada por rayo electrónico (EBCT), tomografía multi–capa sincronizada con el ECG (MSCT) y tomografía computarizada con doble fuente de rayos–X (DSCT).

Finalmente, luego de la introducción de equipos de tomografía, denominados scanner o tomógrafos, dotados con 16, 64, 128, 256 y 320 detectores se ha logrado producir imágenes con una excelente resolución espacial y en cuanto a la resolución temporal se ha mejorado la capacidad de cobertura de secciones del cuerpo humano por rotación. Por ejemplo, en DSCT apenas se requiere de 320 milisegundos para generar imágenes del corazón representativas de un ciclo cardiaco completo.

2.2.1.4 Ultrasonido. Según Vera (2014), las imágenes obtenidas por ultrasonido (US) son, esencialmente, una medida de la respuesta acústica de un impulso a una señal con una frecuencia particular. Normalmente, un transductor ultrasónico es capaz de producir ondas acústicas mediante la conversión de las energías térmica, eléctrica y magnética, en energía mecánica; siendo el efecto piezoeléctrico el proceso más eficiente al momento de realizar este proceso de conversión, para obtener imágenes médicas usando US.

Según expresan Hajnal, Hill, y Hawke (2001), el US del corazón, denominado ecocardiografía, permite la realización de estudios no invasivos de la anatomía de las estructuras

intra–cardiacas. Cuando el estudio eco cardiográfico se realiza en dos dimensiones, se aprecia la fuerte dependencia que el proceso global de generación de imágenes presenta con respecto al operador del equipo de ecocardiografía. Esto se debe a que el referido operador hace un proceso de reconstrucción mental para obtener la anatomía tridimensional a partir de la información 2–D recabada; con las consecuencias que ello implica como, por ejemplo, la no reproductibilidad fiable de dicho proceso.

De acuerdo con Goldberg, Smith, Mottley y Ferrara (2000), debido a ello y a los avances que se han obtenido en el desarrollo de técnicas basadas en US, la ecocardiografía 2–D se ha visto reemplazada, paulatinamente, por la ecocardiografía 3–D. Tal vez, el avance más significativo lo constituye la innovación que se ha producido en la tecnología asociada al arreglo lineal de transductores, ya que este tipo de arreglo tiene la propiedad de escanear rápidamente la respuesta acústica y permitirle a los médicos visualizar y analizar atributos dinámicos de las estructuras sometidas a estudio, como por ejemplo, los latidos y la movilidad del corazón.

Parafraseando a Pretorius (1995), esta técnica 3–D, posee mejores características que la modalidad de ecocardiografía 2–D y sus prestaciones de servicio han posibilitado que se constituya en una modalidad de uso frecuente en la realización de estudios clínicos.

2.2.2 Imperfecciones de las Imágenes. En esta sección, se hace una revisión acerca de las imperfecciones o problemas que afectan la calidad de las imágenes.

2.2.2.1 Ruido presente en imágenes de MSCT

Según Hernández (2010), el ruido en una imagen es un fenómeno muy frecuente, aparece de improvisto y por varias circunstancias; en el caso específico de las imágenes digitales

bidimensionales se puede interpretar como los píxeles erróneos, aleatorios que se entremezclan entre los píxeles aceptables que componen la imagen y que lo único que hacen es entorpecer su correcta reproducción (p. 10).

Por otra parte, Kruger (1986), establece que el ruido puede ser definido como la variación aleatoria de una señal que contamina la información presente en una imagen. Cabe Señalar que según Zanella, Boccacci, Zanni, y Bertero (2009), 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 tal imagen.

Cabe concluir que las imágenes de MSCT se obtienen mediante la emisión de rayos–X. De acuerdo con Maiera (2011), 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 adquisición. En este sentido, mediante la figura 2.2 se muestra este tipo de ruido en una imagen cardiaca de MSCT.

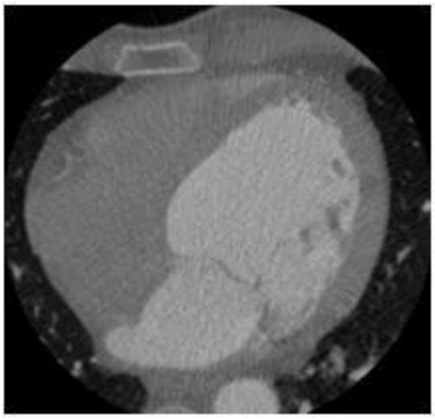

Figura 2-2:Vista axial de una imagen cardiaca de MSCT afectada por ruido Poisson. Tomada de Vera, (2014).

Maiera *et al*. (2011), afirma que el ruido producido por la emisión de fotones es conocido como ruido cuántico y debido a que su generación sigue una ley de función de distribución de probabilidad (pdf) de Poisson, habitualmente, se le denomina ruido Poisson o Poissoniano

Parafraseando a Chan y Chen (2007), 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 Poissoniano. Basándose en Vera (2014), una manera de recrear este tipo de ruido es mediante la construcción de data sintética también conocida como *phantoms* numéricos 6. En ese sentido, la figura 2.3, muestra un par de imágenes sintéticas que ilustran la ausencia y presencia de ruido Poisson. Así, la figura 2.3 (a) corresponde a un *phantom* numérico libre de ruido tipo Poisson; mientras que, la figura 2.3 (b) muestra el referido *phantom* contaminado con este tipo de ruido, usando para ello uno de los algoritmos propuestos en Devroye (1986). En esta última imagen se aprecia el aspecto granular que caracteriza al ruido Poisson.

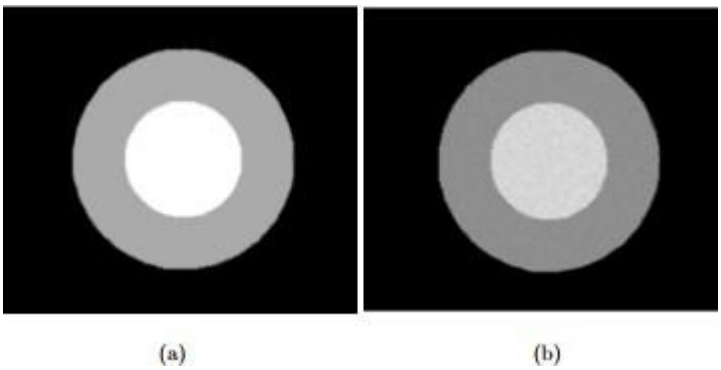

Figura 2-3:Vista axial de imágenes sintéticas: (a) Imagen sin ruido. (b) Imagen con ruido Poisson. Tomada de Vera, (2014).

En Vera (2014), se establece que dependiendo del equipo con el cual se adquieren las imágenes, es probable también que aparezca, en ellas, otras manifestaciones de ruido como, por

ejemplo, el ruido blanco Gaussiano aditivo. Este tipo de ruido reviste poca importancia debido a que en imágenes de MSCT se manifiesta en niveles muy inferiores a aquellos propios del 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, Maiera (2011), manifiesta que a pesar de los avances tecnológicos estas técnicas sólo pueden ofrecer una relación fija entre resolución espacial y ruido, por ejemplo, considerando la reconstrucción que involucra vóxeles de gran tamaño combinados con visualización reformateada multiplanar se puede reducir el ruido pero a expensas de la inevitable pérdida de detalles finos en estructuras de reducida resolución especial. Adicionalmente y, de acuerdo con Zanella (2009) y Mairera (2011), 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:

- Enfoques convencionales y/o adaptativos basados en suavizado isotrópico (filtros paso–bajo) y filtraje anisotrópico (filtros paso–alto).
- Técnicas basadas en el método de regularización de variación total, extendido para la atenuación del ruido Poisson.
- Transformadas *Anscombe* y *wavelet* secundadas por procesos de umbralización y la correspondiente reconstrucción derivada de las transformadas inversas.

2.2.2.2 Artefactos presentes en imágenes de MSCT

Los problemas generados por la presencia de artefactos en imágenes MSCT son graves. Por esta razón, se presenta a continuación un análisis detallado de dichos artefactos, estableciendo su definición, causas y efectos en la calidad de las mencionadas imágenes.

Empleado las palabras de Hsieh (2003), 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 CT, el termino artefacto es atribuido, teóricamente, a una discrepancia sistemática entre los valores Hounsfield 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 real.

Como señalan Kroft, Roos y Geleijns (2007), las imágenes cardiacas de MSCT sincronizadas con la onda R del ECG, son fuertemente sensitivas a cambios del latido cardiaco. En este sentido, debido a fallos en tal sincronización se pueden producir tanto la superposición de capas como artefactos debidos al movimiento del corazón. También, la adquisición de imágenes en fases inconsistentes del ciclo cardiaco puede generar artefactos que pueden ser visualizados en vistas axiales de tales imágenes.

Según Vera (2014), la literatura especializada reporta un buen número de artefactos que, dependiendo de diversos factores, pueden ser observados en imágenes de MSCT en grados variables de importancia.

La información presentada en la Tabla 2.1 fue recabada considerando a Kroft, Roos, y Geleijns (2007); Barrett y Keat (2004). En ella se destacan los artefactos más comunes que se manifiestan en las referidas imágenes y se visualiza, de manera sintética, tanto las posibles causas para la generación de tales artefactos como recomendaciones puntuales para disminuir el impacto, en la calidad de las imágenes de CT, de los artefactos considerados.

Tabla 2-1: Síntesis de los artefactos comúnmente observados en imágenes de CT.

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

Tomada de Vera, (2014).

De acuerdo con Barrett y Keat (2004) en las imágenes de MSCT los artefactos que se visualizan con mayor frecuencia son el artefacto escalera (*stair–step*) y el artefacto raya o 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 contraste; y parafraseando a Kroft (2007), explica que 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 ECG.

Según Wang y Vannier (1994) 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 imágenes .

De acuerdo con Rubin, Paik, Johnston y Napel (1998), 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 modalidad. Por otra parte, Vera (2014), señala que 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 pueden ser percibidas visualmente. Para ilustrar el efecto de tales artefactos, en imágenes de MSCT, se presenta las figuras 2.4 y 2.5.

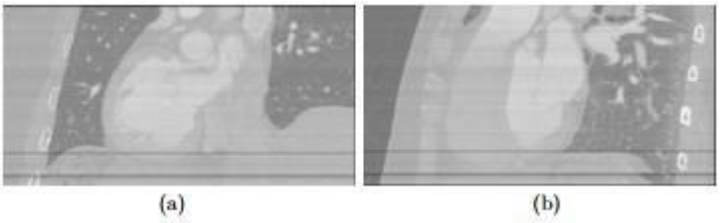

Figura 2-4: Presencia del artefacto streak en imágenes cardiacas de MSCT. (a) Vista coronal. (b) Vista sagital. Tomada de Vera, (2014).

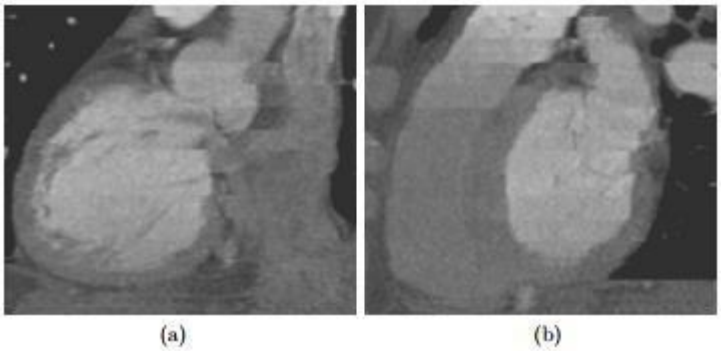

Figura 2-5:Presencia del artefacto stair–step en imágenes cardiacas de MSCT. (a) Vista coronal. (b) Vista sagital. Tomada de Vera, (2014).

2.2.3. Procesamiento Digital de imágenes médicas. De acuerdo con Vera (2014), 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, modificando los atributos de las imágenes adquiridas por cualquiera de las modalidades de Imagenología.

Adicionalmente, en el área del procesamiento digital de imágenes médicas, se considera el uso de técnicas de pre–procesamiento como una etapa previa al proceso de segmentación de los órganos del cuerpo humano. En ese sentido, diversos investigadores han propuesto una serie de técnicas de pre–procesamiento tanto para mejorar las imperfecciones que poseen las

mencionadas imágenes, como para aislar estructuras de interés con el propósito de facilitar la segmentación de ciertas estructuras anatómicas.

En ese sentido, Kelm *et al.* (2009), propone una técnica a de filtrado 2–D, basada en medias aritméticas no locales (non–local means), para mejorar la relación pico de la señal a ruido (PSNR) de la información presente en un *phantom* de CT en el cual se recrea el ruido Poisoniano que caracteriza las imágenes de tomografía computarizada. El filtro non–local means considera la redundancia de la información presente en una imagen para disminuir la cantidad de ruido que afecta la calidad de la imagen sometida a estudio. La técnica propuesta eleva el PSNR de las imágenes consideradas en, aproximadamente, 4 decibeles. No obstante, la principal desventaja de esta técnica es el alto tiempo de cómputo que se genera cuando se desea elevar, en un nivel significativo, el PSNR de una imagen.

Además, Dinse *et al.* (2011), presentan una técnica semi–automática para la segmentación del LV en imágenes de CT. Esta técnica se basa en el algoritmo denominado caminador aleatorio o *random walker* (RW). En el entrenamiento el RW es aplicado sobre bases anotadas. En tales bases el LV es etiquetado diferenciándolo del fondo de la imagen. La técnica del *random walker* establece, analíticamente, donde existe alta probabilidad de que esté ubicado el LV construyendo una función de densidad de probabilidad. La mencionada función de densidad se aplica sobre bases no anotadas pero pre–procesadas con un filtro de difusión anisotrópica y una técnica de realce de bordes (imagen original menos imagen filtrada). Para ello, considerando las bases pre–procesadas, la técnica se inicializa manualmente en un punto perteneciente al LV simulando la acción de un caminador aleatorio el cual, considerando la función de densidad establecida, clasifica los vóxeles que pertenecen al LV. Es importante

señalar que en los investigadores no reportan información que permita hacer inferencia acerca de la calidad y/o eficiencia de las técnicas propuestas por ellos.

Según Borsdorf *et al.* (2008), la transformada *wavelet* es como base de una técnica que, combinada con métodos de reconstrucción, puede reducir el ruido presente en imágenes de CT mientras preserva la información proveniente de la proyección de los datos adquiridos. Ellos parten de la suposición que los datos adquiridos pueden descomponerse en información útil (imagen de entrada uno) e información correspondiente al ruido no correlacionado temporalmente (imagen de entrada dos). El análisis de correlaciones entre las representaciones *wavelet*, de las imágenes de entrada identificadas, permite separar la información útil del ruido a partir de cierto nivel de la relación señal a ruido. Los coeficientes *wavelet* con pequeña correlación no son considerados; mientras que aquellos con altas correlaciones son preservados y utilizados para representar la información relevante. La imagen final, la cual teóricamente presenta una minimización del ruido, se reconstruye a partir del promedio ponderado de los coeficientes wavelet provenientes de las imágenes de entrada mencionadas. La evaluación de la robustez de la técnica propuesta arrojó una reducción del ruido cercana al 40%, sin pérdida significativa de la calidad de las imágenes procesadas.

En Coupé P. *et al.* (2008), la versión 2–D del filtro non–local means (NLM), introducida por Buades *et al.* (2005), es extendida al dominio 3–D creando una técnica automática mediante la cual se pretende minimizar el ruido, Gaussiano y Riciano, presente en imágenes de resonancia magnética reales y sintéticas. Estos investigadores desarrollan la técnica propuesta con base en los siguientes pasos: 1) entonación automática de los parámetros del NLM; 2) selección de los vóxeles que se utilizan para el cálculo del promedio ponderado de los niveles de gris de la imagen procesada; 3) implementación del filtro NLM considerando bloques de la imagen que

contienen los vóxeles seleccionados en el paso anterior; 4) uso de computación paralela para reducir drásticamente el tiempo de cómputo del NLM. Adicionalmente, ellos reportan un estudio comparativo de la técnica de filtrado 3–D desarrollada versus: a) Rudin, Osher y Fatemi (1992), proponen un filtro que implementa el proceso de minimización de la variación total; b) Perona y Malik (1990), presentan una técnica de filtrado basada en un proceso de difusión anisotrópica. Los resultados de tal estudio revelan que la versión 3–D del filtro NLM exhibe un mejor desempeño ya que eleva el PSNR, de las imágenes procesadas, a un valor superior al logrado por las otras dos técnicas consideradas.

2.2.3.1 Fundamentos teóricos de algunas técnicas de pre– procesamiento.

Vera (2014), expresa que las técnicas de pre–procesamiento 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.

Además, Pratt (2007) plantea que el proceso de filtrado de imágenes consiste en la aplicación de algoritmos denominados, usualmente, filtros, que 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 ella.

Por otra parte, González y Woods (2007), expresan que los filtros operan sobre imágenes, en los dominios frecuenciales y espaciales, 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 interés.

En Vera (2014), se afirma que luego de la aplicación de un filtro, se genera una imagen de salida en la cual pueden aparecer suavizados o realzados algunos atributos presentes en la imagen de entrada. 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 deseada.

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 de las regiones casi constantes en la imagen que está siendo procesada.

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 considerada. En esta sección, se describen los fundamentos de ciertas técnicas de filtrado, de uso frecuente en imágenes cardiacas, restringidas al dominio espacial.

2.2.3.1.1 Filtros espaciales. Passarielo y Mora (1995), expresan que en el contexto del filtrado espacial se utilizan con mucha frecuencia 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 actual.

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-establecidos.

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

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 proceso.

2.2.3.1.2 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 Malik (1990).

Vera (2014), recomienda la aplicación de tales filtros tiene como objetivo suavizar la información contenida dentro de las regiones delimitadas por los bordes de los objetos presentes en una imagen. Los filtros de difusión anisotrópica se pueden modelar matemáticamente mediante la ecuación 2.1.

$$\frac{\quad}{\quad} \tag{2.1}$$

Siendo $I(x, t)$ el gradiente de la imagen en el vóxel x durante la iteración (tiempo) t, $\partial I(x,t)\ \partial t$ la derivada parcial de $I(x, t)$, y $c(x, t)$ la función de conductividad dada por la ecuación 2.2.

$$\frac{\quad}{\quad} \tag{2.2}$$

Siendo k el parámetro de conductividad.

Como se observa en las ecuaciones 2.1 y 2.2, los filtros anisotrópicos utilizan un detector de bordes que guía el proceso de difusión. Normalmente, tales ecuaciones se resuelven numéricamente utilizando diferencias finitas, mediante un esquema explícito que permite

suavizar la imagen, de manera iterativa, en cada incremento de tiempo. En ese sentido, la variable tiempo controla el número de iteraciones.

Coupé *et al (*2008), da a conocer como 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 excesiva.

2.2.3.1.3 Filtro de mediana. Pratt (2007) establece que 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 arbitrario. A tal vecindad, también se le conoce como ventana de observación.

Fischer, Paredes y Arce (2010), plantean que, 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 entrada.

Passarielo y Mora (1995), expresan que 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 imagen.

De acuerdo con Arce (1998), 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 despreciar la importancia de las muestras en la ventana de observación.

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 planteado por Fischer, Paredes y Arce (2010).

De acuerdo con Vera (2014), 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.

2.2.3.1.4 Filtro promediador. De Acuerdo con Passarielo y Mora (1995), 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 (Rp) variable, del elemento actual si y solo si se cumple la condición expresada mediante la ecuación 2.3.

(2.3)

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.

2.2.3.1.5 Filtro Gaussiano. Según Vera (2014), el filtro Gausiano está caracterizado como una técnica espacial 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 imagen. Este tipo de filtro emplea una distribución Gaussiana discreta la cual puede expresarse mediante una máscara o kernel Gaussiano, 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 la ecuación 2.4.

$$\frac{}{\sqrt{}} \qquad (2.4)$$

Siendo $0 \leq i, j, k \leq (n - 1)$, n el tamaño del *kernel* Gaussiano, σi , σj y σk las desviaciones estándar para cada dimensión espacial.

Meijering (2000), expresa que en la práctica, el filtrado Gausiano se implementa mediante la convolución de la imagen original con el referido *kernel* Gaussiano.

Parafraseando a Vera M. (2014) 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 2.5 siendo r un escalar arbitrario.

(2.5)

Una variante del filtrado Gaussiano básico es el filtro Gaussiano multi–escala (Gme). Este tipo de variante ya ha sido considerada en el procesamiento de imágenes médicas Para generar un volumen suavizado mediante el filtro Gme, se pueden considerar los siguientes pasos:

1. El volumen original es filtrado, de manera independiente, con un *kernel* Gaussiano de tamaño fijo pero con desviación estándar variable, es decir, se obtienen varias versiones suavizadas del volumen original.

2. Un único volumen filtrado se genera mediante la suma de los volúmenes suavizados.

3. El volumen obtenido en el paso anterior es re–escalado, aplicando la ecuación 2.6, de tal manera que la información en la imagen resultante conserve el rango de intensidad original. Este volumen re–escalado representa el volumen Gaussiano multi–escala Gme (i,j,k).

(2.6)

Siendo *I (i,j,k)* el nivel de gris del vóxel actual, *min* y *max* los niveles de gris mínimo y máximo determinados sobre toda la imagen, respectivamente. Es importante señalar que los valores óptimos correspondientes a la desviación estándar y el tamaño del *kernel* Gaussiano, de ambos filtros, pueden ser determinados heurísticamente ya que dependen de cada aplicación particular.

3. Marco Metodológico

3.1 Diseño metodológico

La presente investigación se basa en las ciencias formales, en particular, en la matemática aplicada al filtrado de imágenes médicas ya que, se hace uso de ciertos modelos matemáticos en los cuales está basada la técnica de filtraje considerada. El paradigma de la investigación se considera positivista, ya que, un elevado porcentaje de ella responde a una estructura algorítmica que maneja y arroja datos cuantitativos, los cuales justifican que la metodología de investigación sea cuantitativa.

Además, para el desarrollo del aplicativo, constituido por la interfaz gráfica de usuario (GUI), se utilizó una metodología de desarrollo de software denominada Programación Extrema. Tal metodología fue formulada por Beck (2000) y, en síntesis, constituye un enfoque de ingeniería de software enmarcado en procesos agiles de desarrollo por prototipos, implementado de manera interactiva e incremental. La principal característica de la programación extrema es que permite adaptarse a los cambios de requisitos en cualquier punto del proyecto y aplicarlos de manera dinámica durante el ciclo de vida del software. La programación extrema permite la materialización de un proceso de retroalimentación basado en los siguientes aspectos: comunicación constante con el cliente, sencillez en el desarrollo y adaptabilidad.

Basándose en la metodología de programación extrema XP planteada por Beck (2000), se toman como referentes las etapas y tareas propias de cada una de ellas como los son:

Fase de Planificación del proyecto:

Historias de usuario: A través de entrevistas no estructuradas usuario programador se definen las características necesarias para el desarrollo de la interfaz.

Interacciones: En esta etapa se plantean las diferentes reuniones con el usuario en las cuales se seleccionan las herramientas de desarrollo y las librerías ITK, VTK y FLTK.

Programación en pareja: La metodología X.P. aconseja la programación en parejas pues incrementa la productividad y la calidad del software desarrollado en el cual se plantea un acuerdo de programación en pareja con el fin de mejorar la productividad de la interfaz y la calidad del el aplicativo.

Reuniones Diarias: se establece un cronograma no estructurado en el cual cada uno de los integrantes programadores asignamos reuniones los días martes de cada semana, para identificar errores y mejoras en el aplicativo.

Fase de Diseño:

Diseños Simples: la metodología XP sugiere que hay que conseguir diseños simples y sencillos. Con este fin se diseña un bosquejo de la interfaz en el cual se muestra cada una de sus pestañas y donde se visualizarían las imágenes.

Glosario de términos: A través de esta tarea se exponen las herramientas a usar en la codificación del aplicativo en el cual se da a conocer características de cada una de estas como son el lenguaje de programación C++ orientado a objetos, el uso de librerías como VTK y FLTK, como también el entorno de desarrolló en el cual se va a codificar como lo es *Visual Studio* versión *10.0*.

Fase de Codificación: la programación extrema propuesta por Beck (2000), tomo esta una de las fases en las cuales se debe tener como prioridad la presencia del usuario y/o cliente con el fin de poder cumplir con las necesidades de este tomadas a través de las historias de usuario con este fin se presenta la primera iteración con dichas imágenes médicas en la cual se incluye la pestaña de carga de bases de datos y la visualización de estas, y en la siguiente se

incorpora la pestaña de filtrado y las iteraciones descritas en esta pestaña mediante esta fase con la presencia del usuario podemos agregar mejor funcionalidad y ergonomía en el aplicativo..

Fase de Pruebas: Ya que es uno de los pilares más importantes en la metodología XP en la cual a través del uso de test se comprueba el funcionamiento de los códigos implementados en cual se comienza cargar y visualizar cada una de las imágenes y la visualización uniforme de cada uno de sus cortes presentes en ellas. Como también se realizan test en la pestaña de filtrado donde se definen diferentes valores en cada una de sus desviaciones como lo son X, Y, Z y se realice el filtrado en cada uno de los cortes de las imágenes y además se pueda visualizar la imagen filtrada como también verificar que permita desplazarse en cada una de sus capas, como también luego se realizara un test de aceptación contando con la presencia usuario para que este pueda tener manipulación y verifique su funcionamiento correcta.

De acuerdo con Paul (2001), la referida metodología se plantea en tres fases fundamentales. Ellas son: exploración, planeamiento y producción. En el presente trabajo, cada una de las fases se aplicó de la siguiente manera:

a) Exploración: a través de entrevistas no estructuradas (usuario-programador) se describieron las características generales del programa, se seleccionó la herramienta de desarrollo C++ y las librerías ITK,VTK, FLTK, además se diseñó el primer bosquejo de la interfaz.
b) Planeamiento: se estableció el cronograma de trabajo y se realizaron varias iteraciones para cubrir las expectativas del usuario. En la primera iteración se diseñó la pestaña de carga y visualización 2D de los cortes de las imágenes consideradas o bases de datos (DB). En la segunda se incorporó la pestaña de filtrado. Las iteraciones descritas fueron supervisadas por el usuario.

c) Producción: esta fase se desarrolló, recibiendo información por parte del usuario, y aplicando mejoras en la funcionalidad, ergonomía y sencillez de la aplicación.

3.2 Descripción de las bases de datos.

Se cuenta con 2 bases de datos que contienen las imágenes de Tomografía Computarizada cerebral y cardiaca, en formato DICOM, acompañadas del respectivo consentimiento informado. Tales DB fueron suministradas por una empresa prestadora de servicios de salud de la Universidad de Pamplona sede Cúcuta–Colombia (IPS-UniPamplona) y el servicio de Neurocirugía del Hospital Central de San Cristóbal – Venezuela. Este hecho permite contextualizar la investigación de en una porción del eje colombo-venezolano.

Las imágenes de Tomografía computarizada fueron adquiridas por 2 tipos de tomógrafos de 64 cortes. Ellos fueron: a) Tomógrafo tipo *General Electric Medical Systems Light Speed*. b) Tomógrafo tipo *Philips-Brilliance.* Las imágenes corresponden a dos 2 sujetos compuestos por un mujer de 60 años y un hombre de 56 años. La resolución espacial de la base cardiaca fue de 512x512x326 vóxeles; mientras que la base de datos cerebral estaba constituida por imágenes de 512x512x25 vóxeles.

3.3 Población, Muestra e Instrumentos

Es importante señalar que los aspectos vinculados con la población, muestra e instrumentos para la recolección de información no se manejan de forma clásica, en la presente investigación. Esta situación se produce debido a que el personal que labora en los centros médicos son muy cautelosos y poco receptivos al solicitársele que compartan las imágenes correspondientes a los pacientes que atienden, alegando razones de diversas índole.

Hay que mencionar además, que se tomó la decisión de hacer coincidir la población y la muestra las cuales quedan constituidas por las 2 bases de datos tridimensionales (3D), ya descritas, suministradas por los mencionados centros de atención médica. Es decir, desde el punto de vista estadístico, se está haciendo uso de lo que la literatura especializada denomina Muestreo por Conveniencia.

Por otra parte, es necesario informar que la elaboración y la aplicación de instrumentos para la recolección de información no aplican, para la presente investigación, debido a que las bases de datos suministradas contienen toda la información relevante requerida para el desarrollo del trabajo a presentar.

3.3 Fases de la investigación

Adicionalmente, se tiene que el desarrollo de la investigación se estructura en tres fases:

3.3.1 Fase de Diseño. Considerando como entorno de desarrollo integrado *visual studio* versión 10.0, la herramienta de compilación *CMake* 2.8, la herramienta de visualización FLTK (*Fast light toolkit*) que es una biblioteca de GUI multiplataforma, y la de desarrollo denominada VTK se desarrollaron, compilaron y generaron los códigos que permitieron el desarrollo de la GUI prevista.

3.3.2 Fase de filtrado. Con la finalidad de abordar los problemas de ruido y artefactos presentes en las imágenes originales se aplica un proceso de filtraje basado en el suavizado gaussiano, descrito en las bases teóricas, el cual permite disminuir el impacto de tales problemas sobre las estructuras anatómicas presentes en las escenas que conforman las bases de datos, como lo podemos observar en la figura 3.1.

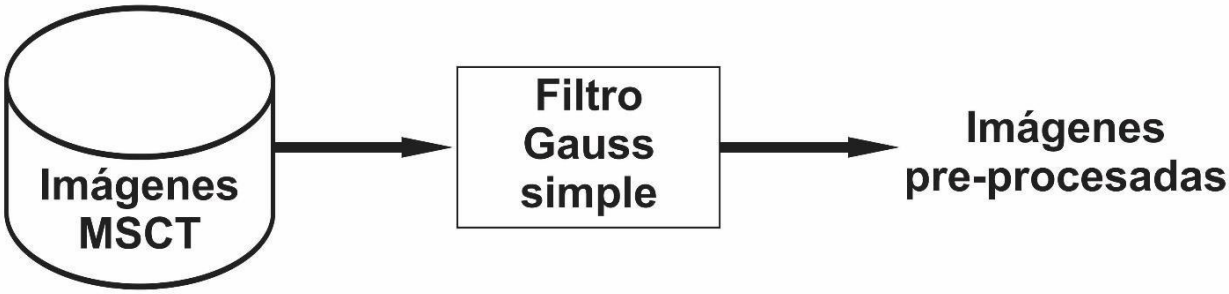

Figura 3-1: Diagrama de bloques para la aplicación de la fase de filtrado

3.3.3 Fase de validación. La calidad de la GUI desarrollada se validó, de acuerdo con la metodología de programación extrema, mediante la interacción usuario-programador quien emitió la respectiva carta de conformidad de desempeño de la referida GUI.

4. Resultados

4.1 Fase de Implementación computacional de la interfaz grafica

Con base en el tercer objetivo, de la presente investigación, vinculado con la implementación computacional de la mencionada GUI se describe a continuación la secuencia efectuada para el logro exitoso del mismo.

Primeramente para poder implementar la interfaz fue necesario hacer uso de la herramienta *CMake 2.8*, cuyo logo se muestra mediante la figura 4.1, para la compilación de las librerías necesarias para el desarrollo de la GUI.

Figura 4-1:Logo de la herramienta de compilación denominada CMake.

Esta herramienta fue creada por *Kitware* con el fin de generar el objeto para que un entorno de desarrollo integrado controle el proceso de compilación de *software* utilizando plataformas simples y archivos de configuración. Además, con esta herramienta se pudo dar respuesta a una necesidad de un entorno de construcción potente y multiplataforma para proyectos de código abierto como VTK y FLTK.

A través de esta herramienta se pudo llegar a la compilación de las librerías VTK y FLTK las cuales fueron necesarias para la creación y diseño de la mencionada interfaz gráfica cabe señalar el uso de la librería VTK (cuyo logo se muestra en la figura 4.2) y la librería de visualización gráfica FLTK, cuyo icono se muestra mediante la figura 4.3.

Figura 4-2: Logo de la herramienta de desarrollo denominada VTK (Visualization Toolkit).

Figura 4-3: Logo de la herramienta de desarrollo denominada FLTK (Fast light toolkit).

La librería VTK es una herramienta *open-source* y de libre acceso para gráficos de computadora 3D, procesamiento de imágenes y visualización. Consiste en una biblioteca de clases C ++ y varias capas de interfaces interpretadas, incluidas Tcl / Tk, Java y Python. VTK admite una amplia variedad de algoritmos de visualización que incluyen escalar, vector, tensor, textura y métodos volumétricos, así como técnicas de modelado avanzadas como modelado implícito, reducción de polígono, suavizado de malla, corte, contorneado y triangulación de *Delaunay*. VTK tiene un amplio marco de visualización de la información y un conjunto de *widgets* de interacción 3D.

La librería FLTK es un conjunto de herramientas GUI de C++ multiplataforma, además esta herramienta proporciona una funcionalidad de GUI moderna la cual admite gráficos 3D a través de OPENGL y su emulación GLUT incorporada. La cual permite interactuar con la librería VTK.

Luego de compilada la interfaz gráfica se a hacer uso del entorno de desarrollo integrado denominado *Visual Studio* (versión 10.0), cuyo logo es presentado mediante la figura 4.4 para el desarrollo y visualización de la interfaz gráfica mencionada.

Figura 4-4:Visual Studio 2010.

Visual Studio es una herramienta de entorno de desarrollo integrado para sistemas operativos de *Windows* el cual soporte múltiples lenguajes de programación como lo son C#, *Java*, *Python*, *Visual Basic*, *.NET*, *Ruby*, *PHP* y C++ el cual es el lenguaje de programación que se usó para el desarrollo de la GUI. Cabe destacar que estas herramientas fueron usadas para la implementación computacional y así llegar a la compilación exitosa de la interfaz gráfica de usuario, como se pude observar en la figura 4.5.

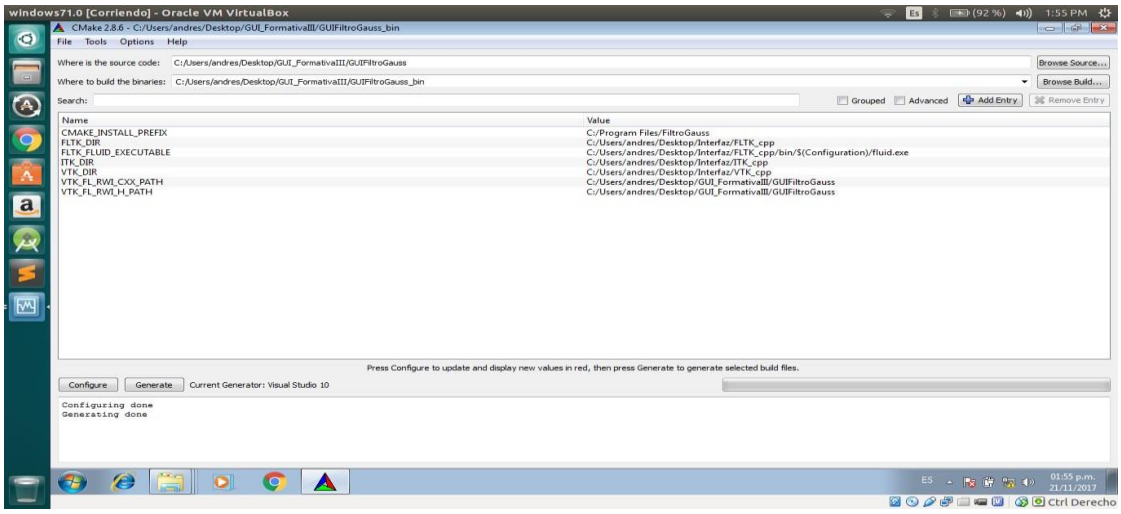

Figura 4-5: Configuración exitosa de la interfaz gráfica usando la herramienta CMake.7

Una vez compilada la GUI se hace uso del IDE *Visual Studio* versión *10.0* para el desarrollo y visualización de dicha interfaz de usuario como se observa en la figura 4.6.

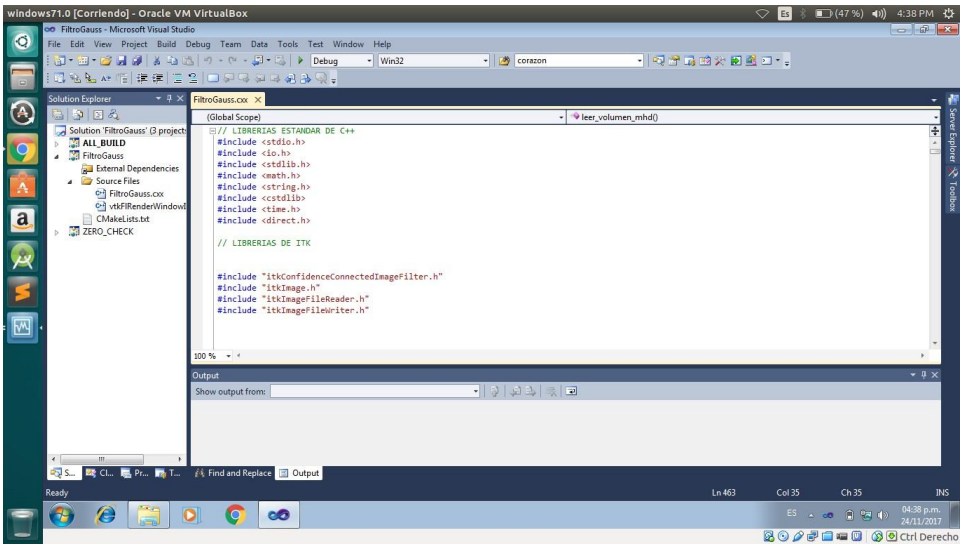

Figura 4-6: Compilación de la GUI usando Visual Studio 10.0

De este modo, una vez terminada la interfaz, mediante la figura 4.7 se muestra un diagrama de bloques de su uso. El primer paso consistió en dar como entrada a la GUI, para su visualización, una base de datos multidimensional (imágenes médicas). Luego de visualizar las imágenes, se puede elegir una ventana en la cual se asignan los parámetros establecidos por el usuario para que se desarrolle el proceso de filtrado gaussiano. Este filtro tiene como parámetros las desviaciones estándar en cada una de las direcciones en las que se encuentran los niveles de gris de las imágenes 3D y su aplicación permite abordar los problemas que poseen las imágenes los cuales fueron descritos en el capítulo dos.

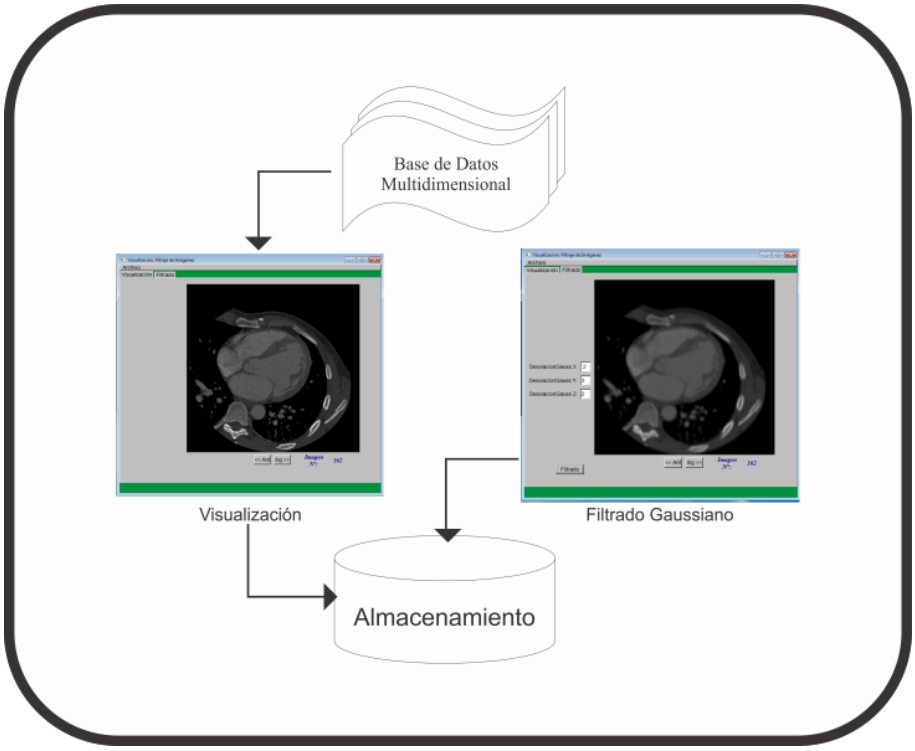

Figura 4-7: Diagrama con los Requerimientos del aplicativo.

El efecto de los mencionados parámetros es suavizar la imagen pero tienen como desventaja la siguiente: a medida que tales parámetros aumentan desenfocan de manera dramática el desenfoque de la imagen.

A continuación se presenta una breve descripción de cada uno de los módulos de los bloque presentados en la figura anterior.

Visualización: Este módulo explota las propiedades de un objeto de FLTK el cual permite cargar, desde un directorio arbitrario, una base de datos multidimensional constituida por imágenes en el formato .mhd. Tales imágenes son, posteriormente, renderizadas mostrando la información de las escenas contenidas en los cortes 2D o representaciones bidimensionales de las referidas imágenes.

Filtrado Gaussiano: Este módulo permite considerar la imagen, ya renderizada del módulo visualización, y asignar los valores de desviación estándar en las direcciones: horizontal (DesviaciónGauss1), vertical (DesviaciónGauss2) e inclinada (DesviaciónGauss3) para el filtrado de la imagen reduciendo el ruido presente en esta.

4.2 Verificación del funcionamiento de la GUI implementada computacionalmente.

Mediante esta fase se verifica el funcionamiento de la interfaz gráfica desarrollada, cargando las bases de datos multidimensionales tomadas de la empresa prestadora de servicios de salud de la Universidad de Pamplona sede Cúcuta–Colombia (IPS-UniPamplona) y el servicio de Neurocirugía del Hospital Central de San Cristóbal para efectuar el proceso de verificación de funcionamiento adecuado. De este modo, se carga en la GUI una imagen cardiaca 3D en formato .mhd la cual permite ser visualizada mediante la figura 4.8.

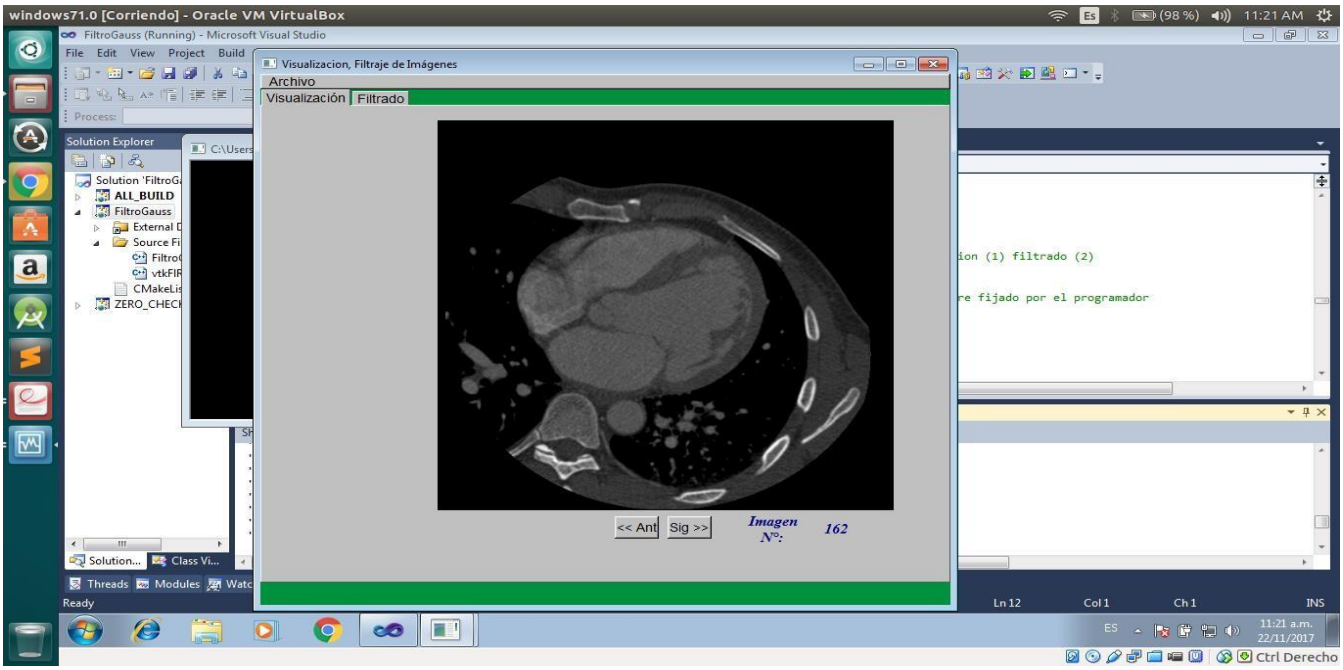

Figura 4-8: Módulo de visualización considerando una imagen cardiaca.

A continuación se muestran diferentes imágenes las cuales fueron filtradas con la GUI diseñada utilizando diferentes valores de desviación tal y como se puede apreciar mediante las figuras 4.9, 4.10, 4.11 y 4.12. De esta forma, se pudo establecer que la interfaz gráfica logra filtrar la imagen cardiaca con diferentes valores de forma exitosa.

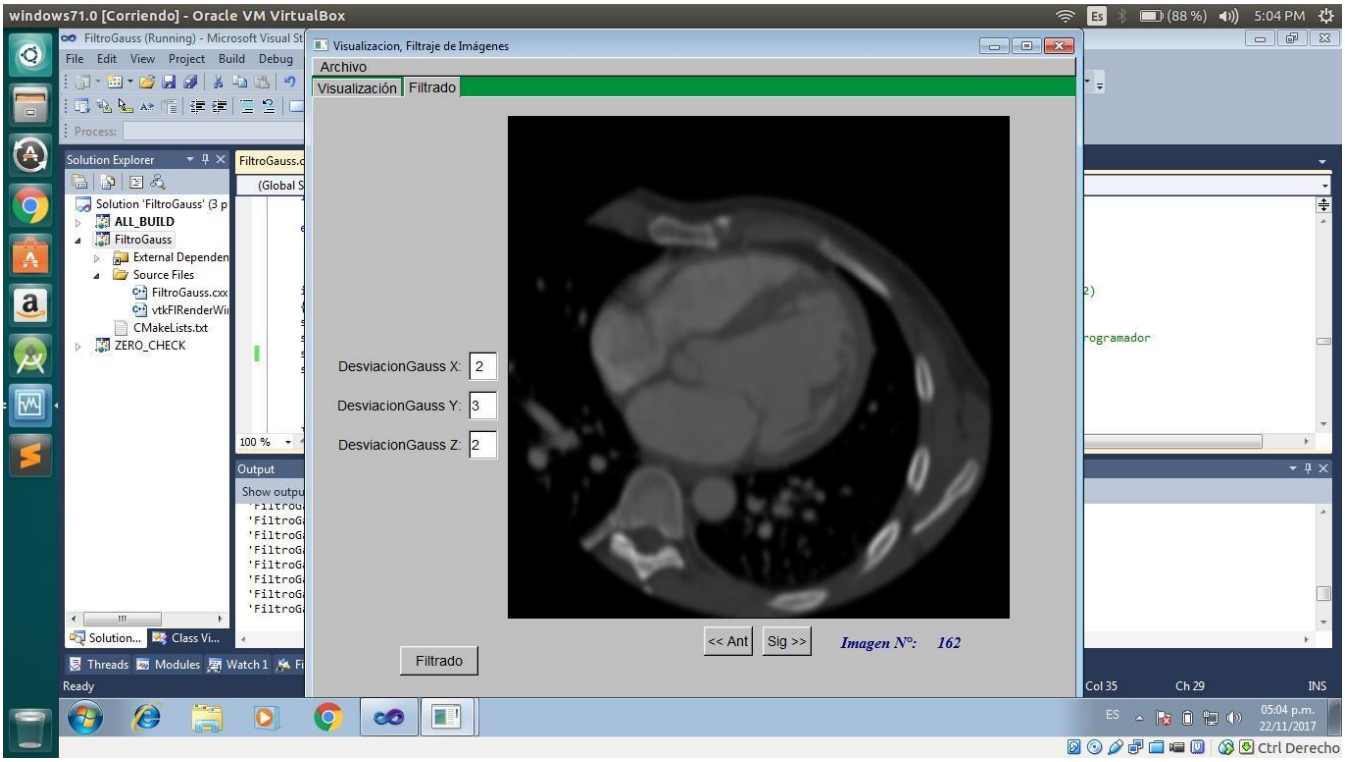

Figura 4-9: Imagen cardiaca filtrada con desviación (2,3,2).

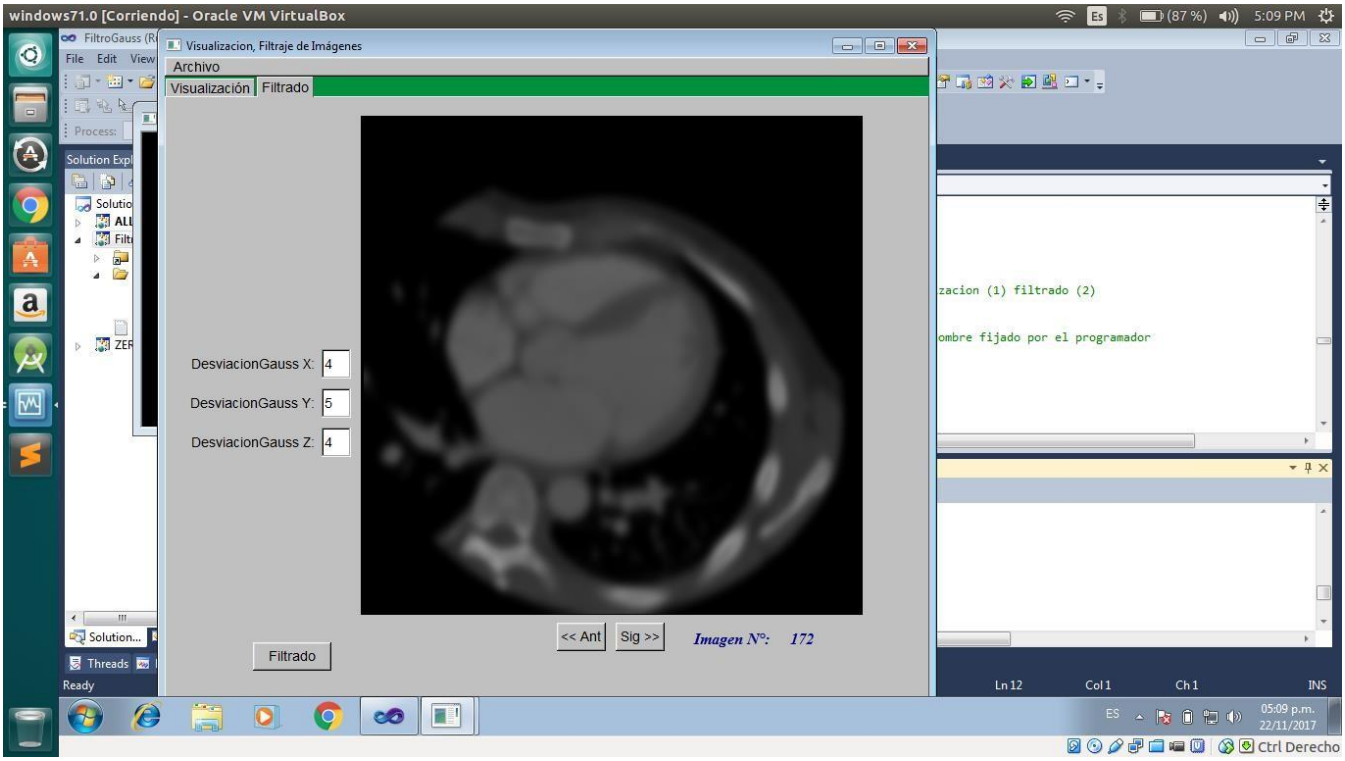

Figura 4-10: Imagen cardiaca filtrada con desviación (4,5,4).

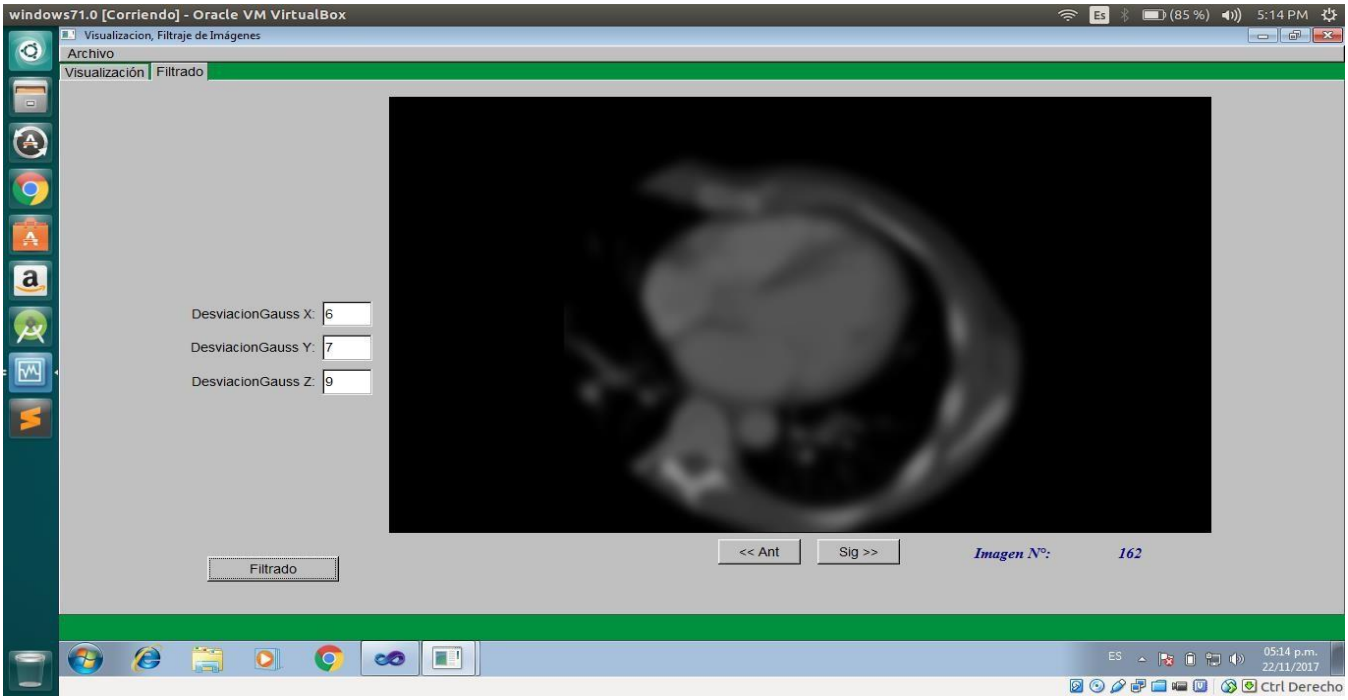

Figura 4-11: Imagen cardiaca filtrada con desviación (6,7,9).

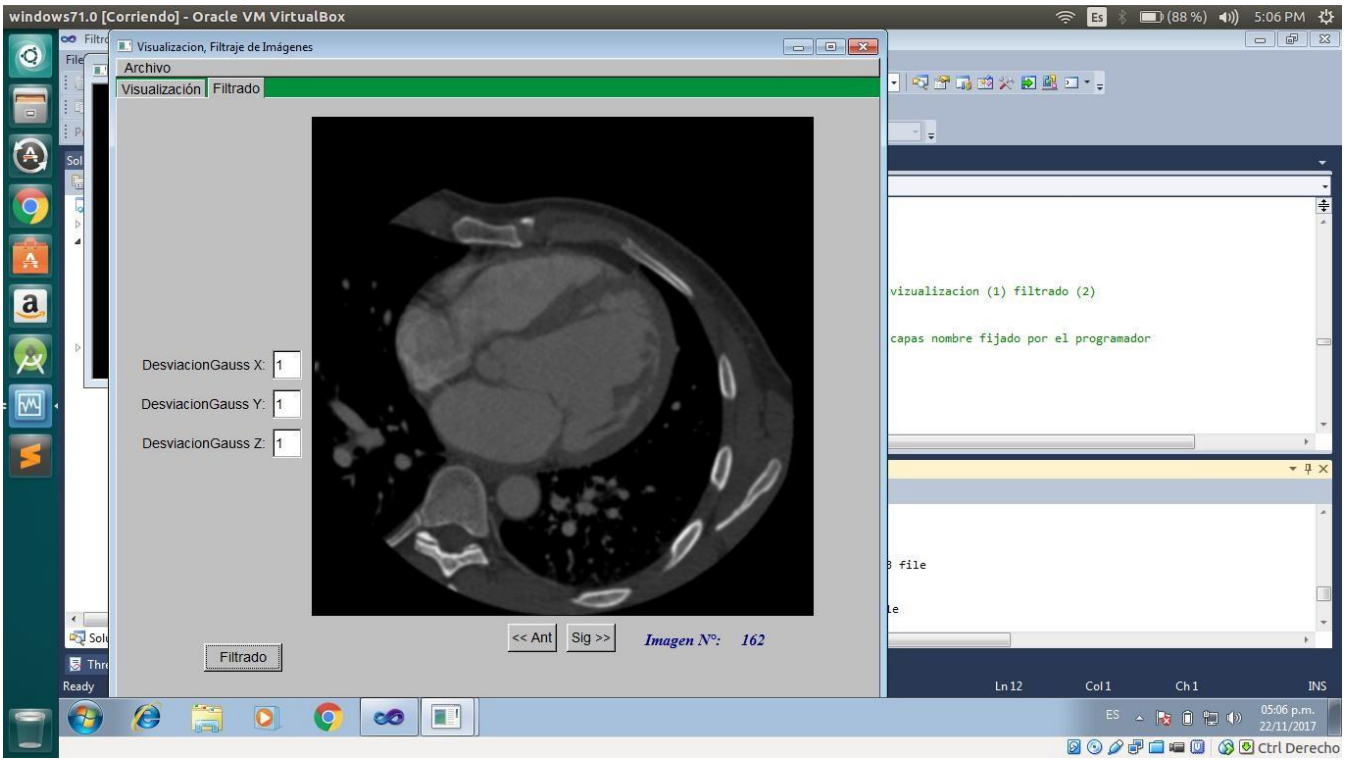

Figura 4-12: Imagen cardiaca filtrada con desviación (1,1,1).

A continuación, se presenta la siguiente prueba con una imagen cerebral, que contiene un hematoma epidural, con el fin de verificar el funcionamiento de la interfaz gráfica. Para continuar con las pruebas de funcionamiento, se carga dicha imagen como se muestra mediante la figura 4.13.

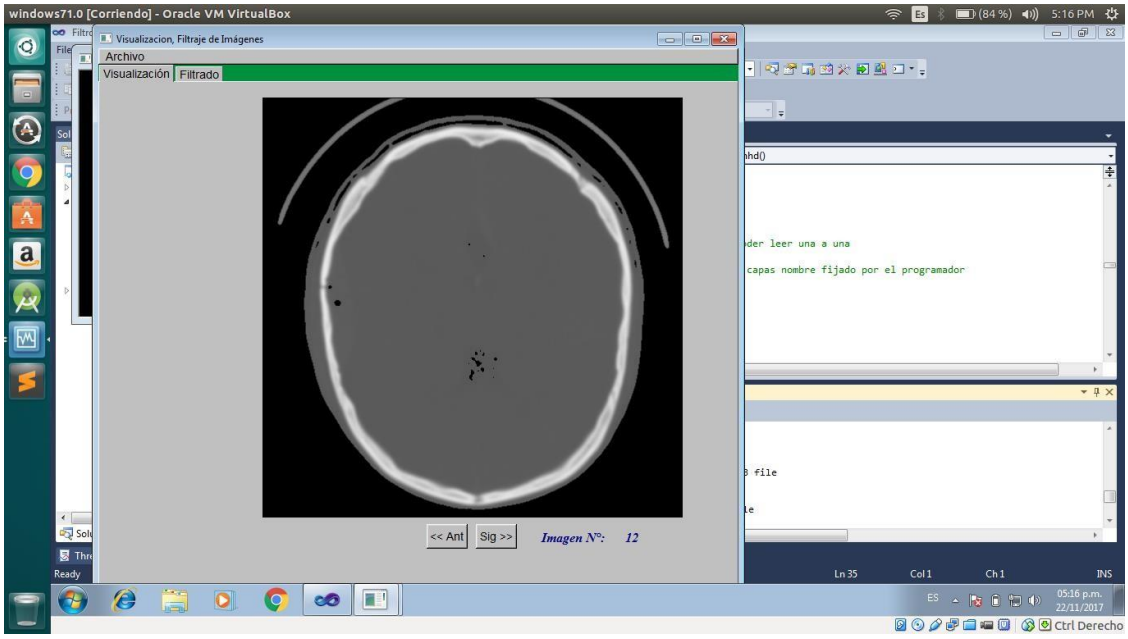

Figura 4-13: Modulo de visualización considerando una imagen cerebral.

A partir de lo anterior, se procede a filtrar dicha imagen con el fin de verificar su buen funcionamiento con las imágenes cerebrales. De manera análoga, al proceso realizado con la imagen cardiaca, se procedió a filtrar la imagen cerebral considerando diversos valores para la desviación estándar del filtro Gauss. Los resultados se presenta mediante las figuras 4.14, 4.15 y 4.16.

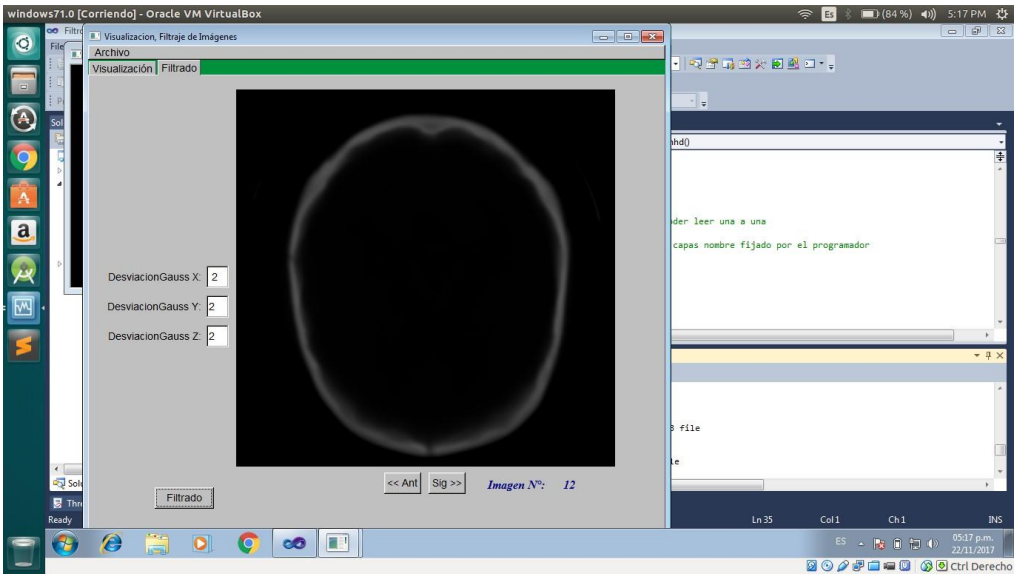

Figura 4-14: Imagen cerebral filtrada con desviación (2,2,2).

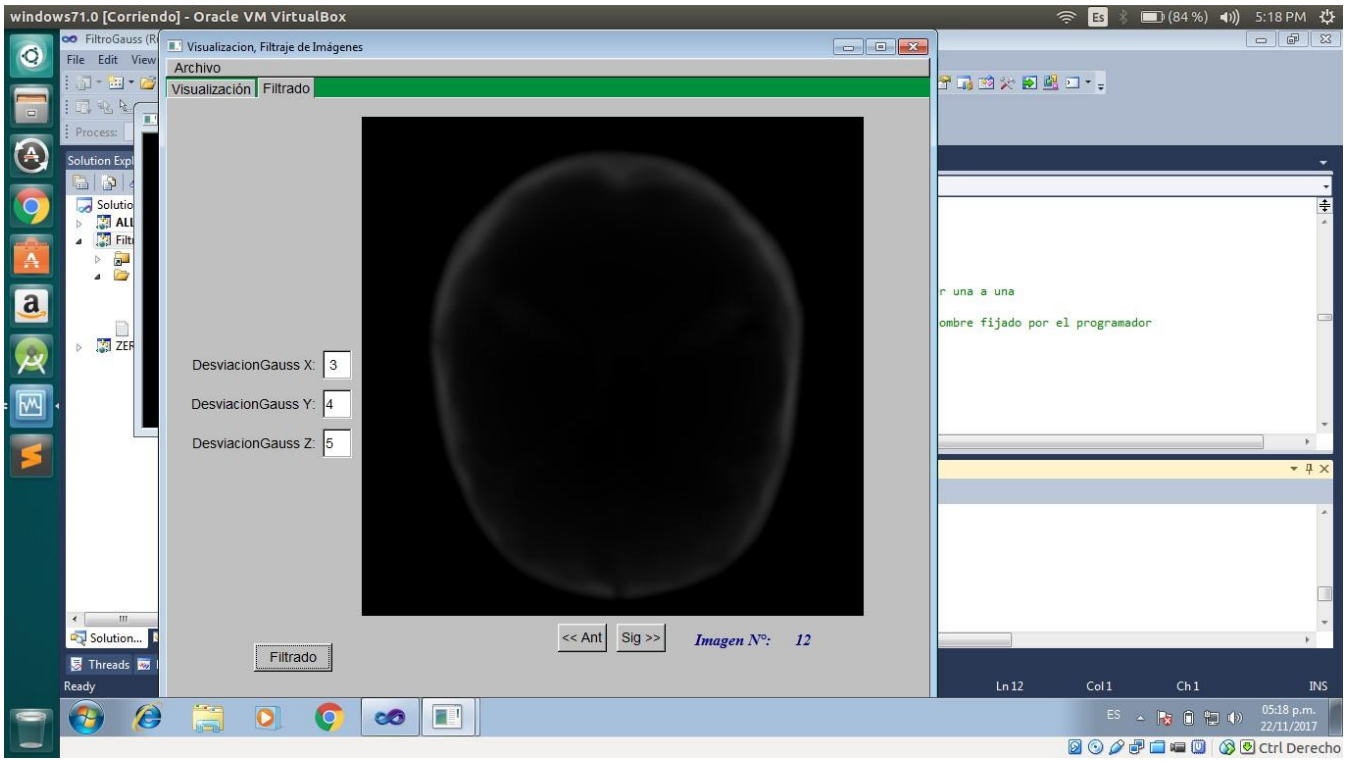

Figura 4-15: Imagen cerebral filtrada con desviación (3,4,5)..

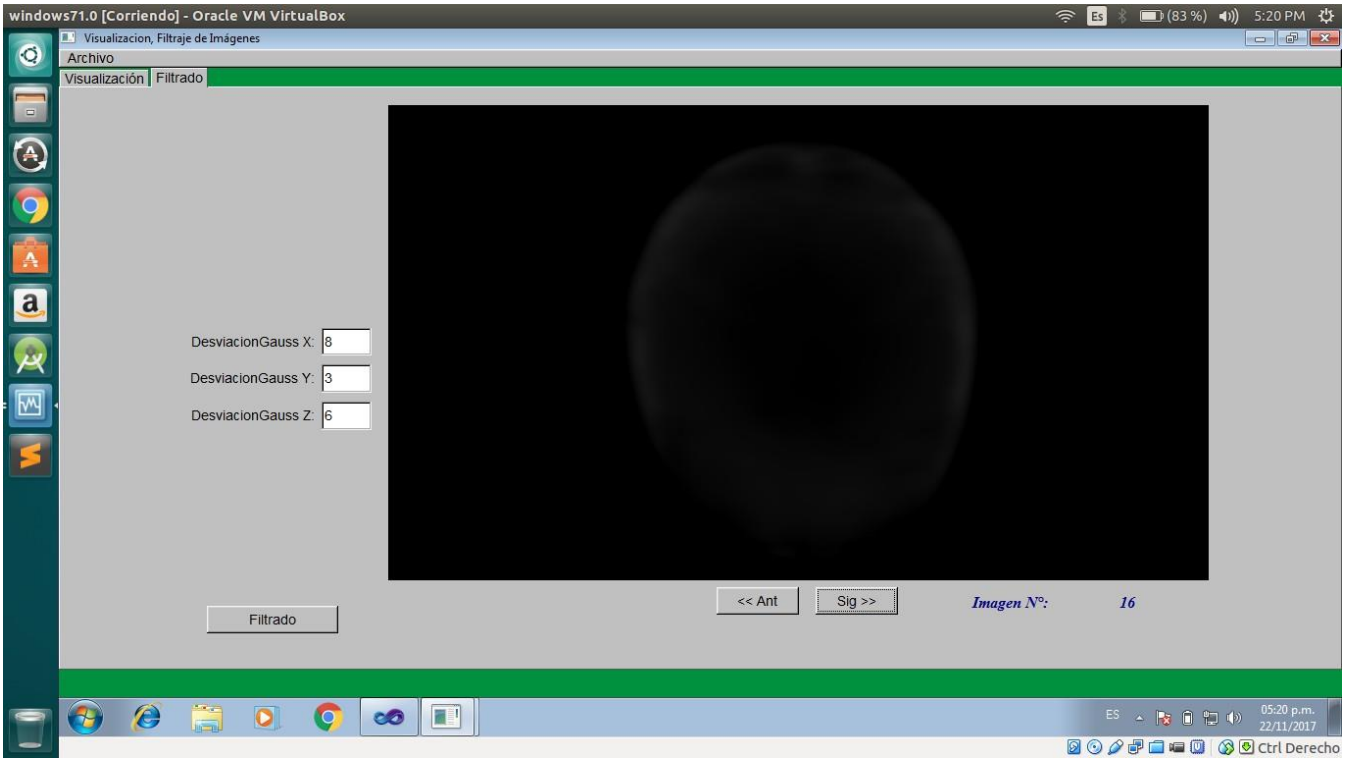

Figura 4-16: Imagen cerebral filtrada con desviación (8,3,6).

5. Conclusiones

La interfaz gráfica de usuario se desarrolló en un paradigma de programación orientado a objetos y además con el uso herramientas de software libre como lo es *CMake*, con el uso del lenguaje de programación C++ y librerías FLTK, VTK y la IDE de *Visual Studio versión 10.0.*

Se desarrolló una interfaz gráfica de usuario con base en la metodología de programación extrema, para la visualización y filtrado de imágenes de tomografía computariza multi-capa, presentes en las bases de datos multidimensionales en formato .mhd.

Como un trabajo futuro se recomienda la visualización de distintos cortes y poder agregar diferentes tipos de filtrados como lo son el filtro de erosión, filtro de mediana y demás, para el mejoramiento en la calidad de las imágenes médicas y así tener un mejor diagnóstico considerando este tipo de procesos.

Referencias Bibliográficas

Aguilera S. (2015) “ITK y VTK: Ingeniería inversa y análisis de arquitectura pipeline” [Tesis de Pre-Grado]. Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá-Colombia.

Arce G., “A general weighted median filter structure admitting negative weights,” IEEE Transactions on Signal Processing, vol. 46, no. 12, pp. 3195–3205, 1998.

Baim D., Grossman’s Cardiac Catheterization, Angiography and Intervention. USA: Lippincott Williams and Wilkins, 2006.

Barrett J. y Keat N., “Artifacts in CT: Recognition and avoidance1 ,” Radiographics, vol. 24, no. 6, pp. 1679–1691, 2004.

Bastarrika G., Cano D. y Becker C. “Multislice CT of the heart: clinical applications,” Anales sis san navarra, vol. 27, no. 1, pp. 63–72, 2004.

Beck K., Extreme Programming Explained- EmbraceChange. Addison Wesley Longman, Inc. Reading, MA.(2000).

Borsdorf A., Raupach R., Flohr T., y Hornegger J., “Wavelet based noise reduction in CT–images using correlation analysis,” IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 27, no. 12, pp. 1685–1703, 2008.

Buades A., Coll B., y Morel J., “A review of image denoising algorithms with a new one,” Multiscale Modeling and Simulation, vol. 4, no. 2, pp. 490–530, 2005.

Budinger T. y VanBrocklin H., “Positron-emission tomography PET,” en The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition, Volume 1, J. Bronzino, Ed. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000, pp. 1304–1321

Chan R. y Chen K., “Multilevel algorithm for a Poisson noise removal model with total–variation regularization,” International Journal of Computer Mathematics, no. 5, pp. 1–18, 2007.

Coupé P., Yger P., S. Prima S., Hellier P., Kervrann C., y Barillot C., “An optimized blockwise nonlocal means denoising filter for 3-D magnetic resonance images,” IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 27, no. 4, pp. 425–441, 2008.

Croft B. y Tsui B., “Nuclear medicine,” en The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition, Volume 1, J. Bronzino, Ed. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000, pp. 1215–1246.

Debreuve E., Barlaud M., G. Aubert G., Laurette I. y Darcourt J., “Space–time segmentation using level set active contours applied to myocardial gated SPECT,” IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 20, no. 7, pp. 643–659, 2001.

Devroye L., Non–Uniform Random Variate Generation. New York, USA: Springer– Verlag, 1986.

Dinse J., Wellein D., Pfeifle M., y Born S., “Extracting the fine structure of the left cardiac ventricle in 4–D CT data,” Bildverarbeitung fr die Medizin. Informatik aktuell. Springer Berlin Heidelberg, vol. 1, no. 1, pp. 264–268, 2011.

Evans R., The Atomic Nucleus. USA: Malabar, 1955.

Fischer M., Paredes J., y Arce G., “Image sharpeners using permutation weighted median filters,” en EUROSIP, Tampere, Finland, Sep 2010, pp. 299–303.

Fischer M., Paredes J., y Arce G., “Image sharpening for the world wide web,” IEEE Transactions on Image Processing, vol. 11, no. 3, pp. 717–727, 2002.

Garcia E., Faber T., Galt J., Cooke C., y Folks R., “Advances in nuclear emission PET and SPECT imaging,” IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 19, no. 5, pp. 21–33, 2000.

Gavidia G. (2009) “Desarrollo de una Herramienta de Procesamiento de Imágenes Médicas en MATLAB y su Integración en Medical GiD” [Investigación realizada en el área de Biomedicina, Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería]. Universidad Politécnica de Catalunya, Barcelona – España.

Goldberg R., Smith R., Mottley J., y Ferrara W., “Ultrasound,” en The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition, Volume 1, J. Bronzino, Ed. Boca Raton: CRC Press LLC, (2000) pp. 1247–1289.

González R. y Woods R., Digital Image Processing. USA: Prentice Hall, 2001.

Hajnal J., Hill D., & Hawkes D., Medical Image Registration. USA: CRC Press LLC, 2001.

Hernández R., (2010), “Procesamiento Digital de Imágenes de Ultrasonido”, [Tesis de Pre-grado]. Instituto Politécnico Nacional - Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Unidad Profesional “Adolfo López Mateos”, Distrito Federal - México.

Hsieh J., “Image artifacts: appearances, causes, and corrections.” en SPIE Press Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances, Bellingham, WA, USA, 2003, pp. 167–240.

Huérfano Y., Vera M., Del Mar A., Chacón J., Vera M.I., Bautista N., Martínez M., Rojas J., Bermúdez, V., Contreras J., Graterol M., Wilches S., Torres M., Prieto C., Siguencia W., Ortiz R., Aguirre M., Angarita L., Cerda M., Garicano C., Hernández J., Arias V., Graterol R., Chacín M., Bravo A. “Imagenología médica: Fundamentos y alcance”. Archivos Venezolanos de Farmacología y Terapéutica [en linea] 2016, 35 (3): [Fecha

de consulta: 5 de septiembre de 2017] Disponible en:<http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=55949907002> ISSN 0798-0264

Kelm Z., Blezek D., Bartholmai B., y Erickson B., “Optimizing non-local means for denoising low dose CT,” en The IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI), Spain, May 2009, pp. 662–665.

Kennedy J., Trenholme S., Kaiser I., y Wash S., “Left ventricular volume and mass from single–plane cineangiocardiogram. A comparison of anteroposterior and right anterior oblique methods,” American Heart Journal, vol. 80, no. 3, pp. 343–352, 1970.

Kroft L., Roos A., y Geleijns J., “Artifacts in ECG–synchronized MDCT coronary angiography,” American Journal of Roentgenology, vol. 189, no. 3, pp. 581–591, 2007.

Kruger R., X–ray Digital Cineangiocardiography, en Cardiac Imaging and Image Processing. USA: MacGraw–Hill, 1986.

Maiera A., Wigstrm L., Hofmann H., Hornegger J., Zhu L., Strobel N., y Fahrig R., “Three-dimensional anisotropic adaptive filtering of projection data for noise reduction in cone beam CT,” Medical Physics, vol. 38, no. 11, pp. 5896–5909, 2011.

Matsumoto N., BermanD., Kavanagh P., Gerlach J., Hayes S., Lewin H., Friedman J., y Germano G., “Quantitative assessment of motion artifacts and validation of new motion–correction program for myocardial perfusion SPECT,” Journal of Nuclear Medicine, vol. 42, no. 5, pp. 687–694, 2001.

Meijering H. “Image enhancement in digital X–ray angiography,” Tesis Doctoral, Utrecht University, Netherlands, 2000.

Meijering H., “Image enhancement in digital X–ray angiography,” Tesis de Doctorado, Utrecht University, Netherlands, 2000.

Nakajima K., Higuchi T., Taki J., Kawano M., y Tonami N., “Accuracy of ventricular volume and ejection fraction mesured by gated myocardial SPECT: Comparison of 4 software programs,” Journal of Nuclear Medicine, vol. 42, no. 10, pp. 1571–1578, 2001.

Passarielo G. y Mora F., Imágenes Médicas, Adquisición, Análisis, Procesamiento e Interpretación. Venezuela: Equinoccio Universidad Simón Bolivar, 1995.

Paul K., Extreme Programming from CMM Perspective. IEEE Software. November/December.(2001).

Perona P. y Malik J., “Scalespace and edge detection using anisotropic diffusion,” IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 12, no. 7, pp. 629–639, 1990.

Pratt W., Digital Image Processing. USA: John Wiley & Sons Inc, 2007.

Pretorius D., “Three–dimensional ultrasound,” Ultrasound in Obstetrics and Gynecology, vol. 5, no. 9, pp. 219–221, 1995.

Primak A., McCollough C., Bruesewitz M., Zhang J. y Fletcher J. “Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multi–detector row CT,” Radiographics, vol. 26, no. 6, pp. 1785–1794, 2006.

Reba R., “Nuclear medicine,” The Journal of the American Medical Association, vol. 270, no. 2, pp. 230–233, 1993.

Rubin G., Paik D., Johnston P., y Napel S., “Measurement of the aorta and its branches with helical CT.” Radiology, no. 206, pp. 823–829, 1998.

Rudin L., Osher S., y Fatemi E., “Nonlinear total variation based noise removal algorithms,” Physica D, vol. 2, pp. 259–268, 1992.

Thelen M., Erbel R., Kreitner K., y Barkhausen J., Cardiac Imaging. A Multimodality Approach. New York, USA: Thieme Medical, 2009.

Vera M. “Segmentación de estructuras cardiacas en imágenes de tomografía computarizada multi-corte”. Tesis Doctoral, Universidad de Los Andes, Venezuela, 2014.

Wang G.y Vannier M., “Stair–step artifacts in three-dimensional helical CT: an experimental study.” Radiology, no. 191, pp. 79–83, 1994.

Zanella R., Boccacci P., Zanni L., y Bertero M., “Efficient gradient projection methods for edge–preserving removal of Poisson noise,” Inverse Problems, vol. 25, no. 4, pp. 1–24, 2009.

Zerhouni E., Parish D., Rogers W., Yang A. y Shapiro E., “Human heart: Tagging with MR imaging – A method for noninvasive assessment of myocardial motion,” Radiology, vol. 169, no. 1, pp. 59–63, 1988.

Anexos

Anexo 1: Aprobación del Asesor Metodológico

APROBACIÓN DEL ASESOR METODOLÓGICO

Yo Miguel Angel Vera, con cédula de extranjería N 617361, en mi carácter de Asesor Metodológico del Trabajo presentado por los ciudadanos JOHANNA KATHERINE SANCHEZ y ANDRES CAMILO MORENO VILLAMIZAR, titulado: DISEÑO DE UNA INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO PARA EL PRE-PROCESAMIENTO DE IMÁGENES DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA, considero que dicho trabajo reúne los requisitos y méritos suficientes para ser sometido a la presentación pública y evaluación por parte del jurado examinador que se designe. En la ciudad de Cúcuta, a los 27 días del mes de noviembre del año 2007.

Prof. Miguel Angel Vera Ph.D
C.E 617361