



**Universidad  
Tecnológica de Bolívar**  
CARTAGENA DE INDIAS

REDUCCION DE RUIDO GRANULAR EN IMÁGENES DE  
ECOCARDIOGRAFÍA POR COMPOSICIÓN TEMPORAL Y  
FILTRADO DIGITAL

JADER ALEXANDER GIRALDO GUZMÁN  
OSCAR PABLO PORTO SOLANO

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE  
BOLÍVAR  
FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA  
Y ELECTRÓNICA  
PROGRAMA DE INGENIERÍA  
ELECTRÓNICA  
CARTAGENA-COLOMBIA

2014

**REDUCCION DE RUIDO GRANULAR EN  
IMÁGENES DE ECOCARDIOGRAFÍA  
POR COMPOSICIÓN TEMPORAL Y  
FILTRADO DIGITAL**



**REDUCCIÓN DE RUIDO GRANULAR EN IMÁGENES DE ECO CARDIOGRAGÍA  
POR COMPOSICIÓN TEMPORAL Y FILTRADO DIGITAL**

**JADER ALEXANDER GIRALDO GUZMÁN**

**OSCAR PABLO PORTO SOLANO**

**TRABAJO DE GRADO COMO REQUISITO PARCIAL PARA OPTAR POR EL TÍTULO  
DE INGENIERO ELECTRÓNICO**

**SONIA HELENA CONTRERAS ORTÍZ**

**INGENIERA ELECTRÓNICA PH.D.**

**DIRECTORA**

**PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES (DSP)**

**BIOINGENIERÍA**

**ÁREAS DE INVESTIGACIÓN**

**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE BOLÍVAR FACULTAD DE INGENIERÍA  
ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**CARTAGENA-COLOMBIA**

**2014**

---

**Nota de aceptación**

---

**Presidente del jurado**

---

**Jurado**

---

**Jurado**

**Cartagena de Indias, Abril 8 de 2014**

**A Jehová, por ser la luz en mi Camino.**

**A mis padres Nidian Guzmán Palacios y Julio Enrique Giraldo Buitrago de quien heredé todos los valores y virtudes que han hecho de mí el hombre que soy.**

**A Sonia Helena Contreras Ortíz, Quien además de mi tutora es mi líder inspirador con quien tuve el honor de trabajar en este proyecto.**

**“No estoy a favor de postergarlo ni siquiera para mañana, si se puede hacer algo hoy se debe hacer ahora, no traiciones la tierra, no traiciones el presente, no traiciones tu sueño tu sueño es tu alma. Se claro en tu visión se consciente en tus esfuerzos el sueño está teniendo raíces y espero que pronto veamos las flores, no están lejos”.**

**Osho.**

***Jader Alexander Giraldo Guzmán.***

## **AGRADECIMIENTOS**

A Dios todo poderoso quien siempre ha estado conmigo en todos los momentos siendo mi mayor motivador, su palabra ha infundado en mi carácter, todos mis sueños planes e ilusiones están en sus manos.

A mi familia y hermanos con quienes he luchado desde pequeño, su amor incondicional y sus constantes sacrificios por la realización de mis sueños han sido el combustible de mi motor, en especial a mi hermana Jennifer Giraldo Guzmán por todo el apoyo que me ha brindando.

A Sonia Helena Contreras Ortíz a quien admiro y respeto profundamente, con su ejemplo me insta a dar lo mejor para ser un profesional integro en todo el sentido de la palabra.

A mi gran amiga y hermana Natacha Sanchez Rios mi compañera de todo el pregrado, testigo de mi lucha con quien compartí los mejores momentos de mi experiencia de formación y con quien se podré contar siempre.

**Jader Alexander Giraldo Guzmán**





# CONTENIDO

	<b>Pág</b>
1 PRESENTACIÓN.....	1
1.1 RESUMEN .....	1
1.2 INTRODUCCIÓN .....	2
1.3 ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE .....	3
1.3.1 Composición Temporal .....	3
1.3.2 Filtro de difusión anisotrópica.....	5
1.4 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	7
1.5 PREGUNTA PROBLEMA .....	8
1.6 HIPÓTESIS .....	8
1.7 OBJETIVOS .....	8
1.7.1 Objetivo general.....	8
1.7.2 Objetivos específicos.....	9
1.8 JUSTIFICACIÓN.....	9
1.9 ALCANCES DE LA INVESTIGACIÓN .....	10
2 MARCO DE REFERENCIA.....	12
2.1 Eco cardiograma.....	12
2.1.1 Eco cardiograma Transtorácico.....	12
2.1.2 Eco cardiograma Transesofágico.....	13
2.1.3 Eco cardiograma de estrés .....	13
2.1.4 Eco cardiograma Doppler .....	14
2.2 COMPOSICIÓN TEMPORAL DE LAS IMÁGENES DE ECOCARDIOGRAFÍA.....	14
2.3 FILTROS DIGITALES .....	18
2.3.1 Filtro de difusión anisotrópica de Perona y Malik.....	18
2.4 METODOS DE EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE LAS IMÁGENES .....	19
2.4.1 Relación Señal Ruido .....	20
2.4.2 Índice de calidad universal .....	21
3 METODOLOGÍA.....	23
3.1 MEJORAMIENTO DE LAS IMÁGENES DE ECOCARDIOGRAFÍA POR COMPOSICIÓN TEMPORAL.....	25

3.2	MEJORAMIENTO DE LAS IMÁGENES DE ECOCARDIOGRAFÍA POR FILTRO DE DIFUSIÓN ANISOTRÓPICA DE PERONA Y MALIK .....	28
4	RESULTADOS Y DISCUSION.....	33
4.1	RESULTADOS CUANTITATIVOS .....	34
4.2	RESULTADOS CUALITATIVOS.....	37
4.3	DISCUSIÓN.....	42
5	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	46
6	REFERENCIAS.....	49

## ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1: Ilustración Composición Temporal .....</i>	<i>11</i>
<i>Figura 2: Representación de las fases del Ciclo Cardíaco Mediante la Onda ECG .....</i>	<i>11</i>
<i>Figura 3: Ilustración Metodología Composición Temporal .....</i>	<i>20</i>
<i>Figura 4: Ilustración Metodología Filtro Difusión Anisotrópica.....</i>	<i>23</i>
<i>Figura 5: Interfaz Gráfica Interactiva .....</i>	<i>24</i>
<i>Figura 6: Resultado Cualitativo Video Un Ciclo .....</i>	<i>31</i>
<i>Figura 7: Resultado Cualitativo Video Tres Ciclos.....</i>	<i>32</i>
<i>Figura 8: Resultado Cualitativo Video Un Ciclo .....</i>	<i>33</i>
<i>Figura 9: Imagen Original y Procesada Video Un Ciclo D7I7OIGA.....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 10: Imagen Original y Procesada Video Un Ciclo D7I8CH96 .....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 11: Imagen Original y Procesada Video Un Ciclo D7I8EHPA .....</i>	<i>46</i>
<i>Figura 12: Imagen Original y Procesada Video Un Ciclo D7I8HT9I .....</i>	<i>47</i>
<i>Figura 13: Imagen Original y Procesada Video Un Ciclo D7I8O9K .....</i>	<i>48</i>
<i>Figura 14: Imagen Original y Procesada Video Un Ciclo D7I8M31S.....</i>	<i>49</i>
<i>Figura 15: Imagen Original y Procesada Video Un Ciclo D7I8NH9U .....</i>	<i>50</i>
<i>Figura 16: Imagen Original y Procesada Video Un Ciclo D7I8LCHQ.....</i>	<i>51</i>
<i>Figura 17: Imagen Original y Procesada Video Un Ciclo D7I90SAM .....</i>	<i>52</i>
<i>Figura 18: Imagen Original y Procesada Video Un Ciclo D7I81UOK.....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 19: Imagen Original y Procesada Video Un Ciclo D7I80RI0.....</i>	<i>54</i>
<i>Figura 20: Imagen Original y Procesada Video Un Ciclo D7I8QII6 .....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 21: Imagen Original y Procesada Video Un Ciclo D7I8K990 .....</i>	<i>56</i>
<i>Figura 22: Imagen Original y Procesada Video Un Ciclo D7I8JHPM.....</i>	<i>57</i>
<i>Figura 23: Imagen Original y Procesada Video Tres Ciclos DAP7BG02 .....</i>	<i>58</i>
<i>Figura 24: Imagen Original y Procesada Video Tres Ciclos DAP7BA00 .....</i>	<i>59</i>
<i>Figura 25: Imagen Original y Procesada Video Tres Ciclos DAP7D9G4.....</i>	<i>60</i>

## ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1: Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Muestras General</i> .....	28
<i>Tabla 2: Valores Índice de Calidad Universal Muestras General</i> .....	30
<i>Tabla 3: Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Video un Ciclo D717OIGA</i> .....	44
<i>Tabla 4: Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Video un Ciclo D718CH96</i> .....	45
<i>Tabla 5 Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Video un Ciclo D718EHPA</i> .....	46
<i>Tabla 6: Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Video un Ciclo D718HT9I</i> .....	47
<i>Tabla 7: Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Video un Ciclo D718O9K</i> .....	48
<i>Tabla 8: Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Video un Ciclo D718M31S</i> .....	49
<i>Tabla 9: Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Video un Ciclo D718NH9U</i> .....	50
<i>Tabla 10: Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Video un Ciclo D718LCHQ</i> .....	51
<i>Tabla 11: Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Video un Ciclo D7190SAM</i> .....	52
<i>Tabla 12: Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Video un Ciclo D7181UOK</i> .....	53
<i>Tabla 13: Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Video un Ciclo D718ORIO</i> .....	54
<i>Tabla 14: Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Video un Ciclo D718QI16</i> .....	55
<i>Tabla 15: Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Video un Ciclo D718K99O</i> .....	56
<i>Tabla 16: Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Video un Ciclo D718JHPM</i> .....	57
<i>Tabla 17: Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Tres Ciclos DAP7BG02</i> .....	58
<i>Tabla 18: Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Tres Ciclos DAP7BA00</i> .....	59
<i>Tabla 19: Promedio SNR y Porcentaje de Mejora Tres Ciclos DAP7D9G4</i> .....	60

# 1 PRESENTACIÓN

## 1.1 RESUMEN

El presente proyecto consiste en la reducción de ruido granular en imágenes de eco cardiografía con la ayuda de dos técnicas de post-procesamiento de señales, composición temporal y filtro digital de difusión anisotrópica.

El diseño e implementación de la metodología, tanto del procesamiento de las muestras como de los métodos de evaluaciones está basado en los estudios mostrados en la bibliografía adjunta, con algunas modificaciones para la adaptación a las condiciones reales del experimento. El procesamiento se realiza sobre muestras reales que han sido aportadas por médicos. Se implementaron dos métodos: composición temporal y filtro digital de difusión anisotrópica. Se evaluó la relación señal-ruido y el índice de calidad universal de las imágenes antes y después del procesamiento para corroborar el mejoramiento de las mismas. Se empleó el software Matlab para implementar los algoritmos y se desarrolló una interfaz que le permite al usuario cargar las muestras que desea procesar, realizar el procesamiento de las mismas y visualizar los resultados cualitativa y cuantitativamente. Los resultados muestran mejoras en las imágenes a nivel de reducción de ruido granular en las imágenes resultantes, definición de las estructuras, preservación de los bordes y en general, mejora en la calidad de las imágenes.

## 1.2 INTRODUCCIÓN

El ultrasonido es el método de formación de imágenes más seguro y con la más alta relación costo beneficio debido a que las ondas que emite el transductor para la creación de las imágenes no se encuentra en la banda de las ondas ionizantes, el equipo para la realización de la prueba es más económico, compacto y portable que el usado en otras técnicas de imágenes médicas, además que trabaja en tiempo real.

A pesar de sus ventajas, la calidad de las imágenes de ultrasonido es afectada por la distorsión que se produce en el momento que la onda de sonido viaja a través del cuerpo, Algunas partículas sirven de obstáculo desviando la onda en diferentes direcciones y originando así un tipo de ruido que se conoce en inglés como “speckle” y degrada significativamente la calidad de las imágenes.

Este proyecto muestra la metodología para reducir significativamente el ruido en las imágenes implementando técnicas de post-procesamiento: Composición Temporal y Filtro digital de difusión anisotrópica. Se calcula la relación señal a ruido de las mismas y el índice de calidad universal para mostrar la mejora porcentual de las muestras.

### **1.3 ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE**

El procesamiento digital de imágenes es un campo relativamente nuevo, aunque hace algunas décadas se viene trabajando en aplicaciones como la arqueología, geología, geografía, imágenes satelitales, y en la medicina. Su desarrollo está inmerso en el desarrollo de la tecnología computacional, desarrollo de hardware, software, aplicaciones y sistemas operativos.

Las aplicaciones de filtrado de imágenes de ultrasonido tienen como objetivo principal reducir el ruido granular característico de este tipo de imágenes.

La composición de imágenes y el filtrado digital son dos de las técnicas más empleadas para mejorar la calidad de las imágenes de ultrasonido (Ortíz, Chiu, & Fox, 2012 ).

#### **1.3.1 Composición Temporal**

Es una técnica que consiste en reducir el ruido en la imagen mediante el uso de información adquirida en diferentes instantes del tiempo. En ecocardiografía puede emplearse por la alta correlación entre las imágenes adquiridas del mismo instante del ciclo cardíaco en ciclos sucesivos.

En 2009 Antonio Perperidis, et al. Presentan un trabajo donde aplican la Composición Temporal a Imágenes de eco cardiograma para demostrar la mejora de la relación señal a ruido de las mismas (Perperidis, Cusack, Macdicken, MacGillivray, & Anderson, 2009).

Junier Caminha Amorim, et al. propusieron un algoritmo para la detección del borde del ventrículo izquierdo, en el cual muestran un pre procesamiento que consiste en una composición de las imágenes del eco cardiograma en los diferentes ciclos y obtienen mejoras en el contraste de los límites del ventrículo izquierdo con lo cual concluyen que la composición temporal es un método de pre procesamiento que ayuda posteriormente a la segmentación de las estructuras cardiacas (Amorin, do Carmo dos Reis, Azevedo de Carvalho, Ferreira da Rocha, & Fernandes Camapum, 2009).

Robert R. Entekin, James R. Jago, Brent S. Robinson, Daniel C. Schmiesing en 2000 publican su patente titulada “Ultrasonic diagnostic imaging system with adaptive spatial compounding”, un sistema de composición espacial (del que se podría desprender luego el concepto de composición temporal), donde determinan si existe ó no un desfaseamiento entre las imágenes para luego promediarlas, dicho desfaseamiento explican esta en función de la forma en que escanea el transductor, “cuando el transductor esta escaneando rápidamente un paciente y hay una baja relación marco a marco, se reduce el número de imágenes ultrasónicas para la composición y cuando el transductor



se mantiene relativamente estacionario para estudiar una región en particular del cuerpo y hay una relación marco a marco alta se pueden conseguir un mayor número de imágenes para la composición” (Entrekin, R. Jago, Brent S., & C. Schmiesing, 2000).

Sonia Contreras Ortiz, et al. desarrollan en 2010 una técnica para detectar desplazamientos en las imágenes por medio de la aplicación de fases falsas a las imágenes de ultrasonido, con el objeto posterior de conseguir una alineación entre las imágenes para realizar la composición espacial (Ortiz, 2009).

### **1.3.2 Filtro de difusión anisotrópica**

El filtro de difusión anisotrópica hace parte de un conjunto de filtros utilizados para el mejoramiento de las imágenes de ultrasonido junto con otros como el filtro wavelet, filtro geométrico etc. dentro de los antecedentes de estudio e implementación de este encontramos:

Seán Finn, et al. En 2011 emplean 15 tipos de filtros (dentro del cual se encuentra el propuesto por Perona y Malik objeto de estudio en este trabajo), para la reducción de speckle en imágenes de ecocardiografía (Seán, Glavin, & Jones, 2011).

En 2008 los doctores Christos P. Loizou y Constantinos S. Pattichis publican el libro Despeckle Filtering Algorithms and Software for

Ultrasound Imaging en donde enseñan la teoría, los pasos de los algoritmos, y la implementación de los códigos en Matlab para un grupo de filtros tales como: filtros lineales, filtros no lineales, filtros de difusión anisotrópica, y filtros wavelet (Christos & Constantinos, 2008)

En 1990 Perona y Malik presentan el filtro por difusión anisotrópica, una nueva técnica que permite alisar las estructuras de las imágenes preservando sus bordes al cambiar el valor de cada pixel por un valor compuesto por los coeficientes de difusión calculados en cada una de las direcciones (norte, sur, este y oeste de cada pixel) (perona & Malyk, 1990).

Yongjian Yu y Scott T. Acton en noviembre del 2002 presentan su investigación "Speckle Reducing Anisotropic Diffusion" donde modifican el concepto de difusión anisotrópica y proponen una técnica especialmente diseñada para reducir ruido multiplicativo preservando detalles de la imagen (Yu & Acton, 2002 ).

En 2007 Karl Krissian, et al. Presentan un análisis de las propiedades numéricas del filtro de difusión anisotrópica en su publicación "Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion" y proponen un algoritmo que procesa la imagen dependiendo del tipo de información que contiene (Karl, Carl-Fredrik, Kikinis, & Vosburgh, 2007)

## 1.4 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

“Las enfermedades cardiovasculares constituyen una de las más importantes causas de muerte en el mundo, un fácil, efectivo y confiable diagnóstico y tratamiento de las mismas son determinantes para reducir el índice de mortalidad y mejorar la calidad de vida de los pacientes” (Perperidis, Cusack, Macdicken, MacGillivray, & Anderson, 2009). La eco cardiografía es una técnica basada en la generación de ondas sonoras para observar la estructura y funcionamiento del corazón del paciente que le permite al profesional médico dar un diagnóstico acertado que conduzca un tratamiento eficaz para el paciente.

La señal acústica en el eco cardiograma viaja través del cuerpo y en su paso por los tejidos, se refleja, absorbe y dispersa, y en general sufre distorsiones. Uno de los tipos de ruido que más afecta la calidad de la imagen es el ruido granular, que es de tipo multiplicativo.

“La reducción del ruido speckle en las imágenes de eco cardiografía ha sido objeto constante de estudio en las tres últimas décadas” (Perperidis, Cusack, Macdicken, MacGillivray, & Anderson, 2009) , la composición temporal y el filtro digital de difusión anisotrópica hacen posible el mejoramiento de las imágenes de eco cardiograma optimizando aún más esta potente herramienta.

## **1.5 PREGUNTA PROBLEMA**

¿Cómo puede mejorarse la calidad de las imágenes de eco cardiografía y demostrarlo cualitativa y cuantitativamente?

## **1.6 HIPÓTESIS**

La composición temporal y el filtro digital de difusión anisotrópica de Perona y Malik reducen porcentualmente el speckle en las imágenes de eco cardiografía. Estas técnicas pueden ser implementadas en MATLAB y el mejoramiento de las mismas puede ser evidenciado evaluando la relación señal a ruido y el índice de calidad de las imágenes.

## **1.7 OBJETIVOS**

### **1.7.1 Objetivo general**

Reducir ruido granular y otros artefactos en las imágenes de eco cardiografía mediante la implementación de los métodos de composición temporal y filtrado digital con el fin de facilitar su posterior análisis por expertos de la salud o aplicaciones de post-procesamiento.

### **1.7.2 Objetivos específicos**

- Implementar algoritmos para la composición temporal de imágenes de eco cardiografía bajo la plataforma MATLAB.
- Implementar un filtro digital de difusión anisotrópica bajo la plataforma MATLAB para emplearlo en imágenes de eco cardiografía después de realizar la composición temporal.
- Evaluar la efectividad de las técnicas empleadas en el incremento de la relación señal a ruido de las imágenes y la preservación de sus características.
- Realizar una interfaz de usuario en MATLAB para facilitar la utilización de los algoritmos.

## **1.8 JUSTIFICACIÓN**

Durante las labores clínicas de diagnóstico de enfermedades cardíacas, planeación de terapias, cirugías, intervenciones percutáneas, y monitoreo del paciente se requiere la estimación de la morfología del corazón y evaluación de su funcionalidad, para lo cual se emplea frecuentemente el ultrasonido. Los ecógrafos usan pulsos de ondas acústicas con frecuencias en el rango de 1 a 20 MHz. Estas ondas son transmitidas al interior del cuerpo usando un transductor manual. Las

señales atraviesan los tejidos, y parte de su energía retorna al transductor y es detectada por el instrumento. Esta información se procesa para formar la imagen que se muestra en los monitores de estos instrumentos.

La eco cardiografía cuenta con múltiples ventajas frente a las otras alternativas de imágenes médicas, es una técnica segura ya que no somete al paciente a ningún tipo de radiación que con el tiempo pueda presentar algún daño en sus tejidos, el equipo para la realización del examen es portable, económico y compacto, trabaja en tiempo real, el transductor es pequeño y fácil de manipular, por lo cual ofrece una alta relación costo-beneficio. Sin embargo, la calidad de la imagen no es muy buena y puede afectar la exactitud de las mediciones y diagnósticos realizados por los médicos. Este proyecto propone el uso de técnicas de procesamiento de imágenes para mejorar la calidad de imágenes de eco cardiografía.

## **1.9 ALCANCES DE LA INVESTIGACIÓN**

Al finalizar el presente proyecto se consigue alcanzar los siguientes logros:

- Mejora cualitativa y cuantitativa de las imágenes, esta última evidenciada en la mejora en la relación señal a ruido y el índice de calidad universal de las imágenes imágenes procesadas.
- Implementación de la técnica de composición temporal y filtro digital de difusión anisotrópica en MATLAB R2009a.
- Interfaz gráfica que permita la interacción con el usuario

## 2 MARCO DE REFERENCIA

### 2.1 Eco cardiograma

El eco cardiograma es una técnica utilizada para obtener imágenes en movimiento del corazón, consiste en que por medio de un transductor se generan ondas ultrasónicas (no audibles al oído humano) que se transmiten al cuerpo y cuyos ecos son recibidos por el transductor para ser visualizadas en un monitor de video (Espinosa).

Dependiendo el análisis que se quiere hacer del corazón del paciente el eco cardiograma pueden ser de diversos tipos como se explica a continuación.

#### 2.1.1 Eco cardiograma Transtorácico

Es el más común y fácil de implementar la práctica se lleva a cabo colocando el transductor sobre el tórax del paciente, permite tomar diferentes tipos de imágenes según la ubicación del ángulo del transductor para ver el corazón en varios planos (Espinosa), evitando estructuras óseas como las costillas y el esternón o estructuras con aire como los pulmones algunas de estas vistas son (Medlineplus, 2011):

- **Posición paraesternal:** se coloca el transductor en el eje paraesternal entre la cadera y el hombro del paciente, se puede colocar el transductor en distintos ejes el más importante de estos el eje largo de cavidades izquierdas (Mazón).



- **Posición apical:** con el que se puede ver los cortes coronales del corazón el transductor debe situarse en el 5 espacio intercostal izquierdo (Mazón).
- **Posición Subcostal:** como su nombre lo indica en esta posición el transductor debe ubicarse en el borde costal inferior (Mazón).
- **Posición supraesternal:** se usa para visualizar mejor la arteria aorta, el transductor se ubica en el hueco supraesternal (Mazón).

### 2.1.2 Eco cardiograma Transesofágico

La calidad de imagen del eco cardiograma Transesofágico es mucho mejor que la del eco Transtorácico ya que la técnica consiste en entubar al paciente con una sonda esofágica en la que introducirá el transductor, por lo cual la proximidad al corazón (Espinosa), permite obtener imágenes más detalladas de la estructura y funcionamiento de las válvulas, aurículas, ventrículos y la arteria aorta (Instituto Cardiovascular de Buenos Aires), por lo cual es recomendado para pacientes con problemas delicados en los que se haga necesario obtener una imagen lo más fiel posible del corazón (MedlinePlus, 2011).

### 2.1.3 Eco cardiograma de estrés

Consiste en someter al paciente a una situación de estrés ya sea por actividad física (que es lo más recomendado) ó por el uso de fármacos que aumenten la frecuencia cardíaca, se usa para observar y analizar la

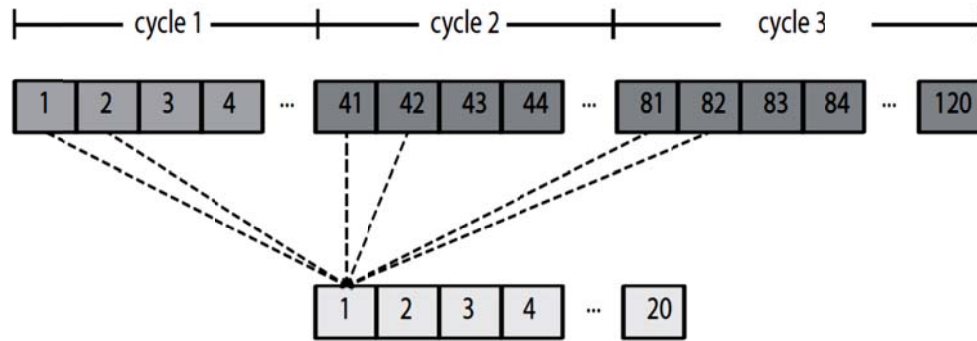
respuesta del corazón ante estímulos que generen un aumento de la actividad cardiaca (Hospital General Universitario Gregorio Marañón).

#### **2.1.4 Eco cardiograma Doppler**

Como su nombre lo indica se vale del efecto doppler ( aumento de la frecuencia de la onda desde el punto del observador a medida que se aleja de la fuente y viceversa), se usa para estudiar el estudio del flujo sanguíneo en el corazón (Espinosa)

## **2.2 COMPOSICIÓN TEMPORAL DE LAS IMÁGENES DE ECOCARDIOGRAFÍA**

Es una técnica de post-procesamiento para conseguir suprimir el ruido speckle característico en las imágenes de eco cardiografía, lo consigue al realizar un promedio de todas las imágenes pertenecientes al mismo momento cardiaco dentro de cada ciclo respectivamente. Para conseguir esto la composición se desarrolla en tres pasos, Delimitación de los ciclos cardiacos, alineación temporal de las imágenes, composición espacial de las imágenes (Perperidis, Cusack, Macdicken, MacGillivray, & Anderson, 2009).

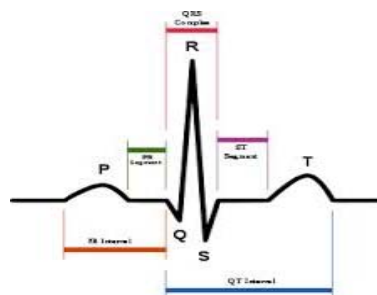


**Figura 1.** Ilustración composición temporal imágenes de eco cardiografía

### Delimitación de los ciclos cardiacos

Consiste en establecer el número de marcos de video pertenecientes a cada ciclo (Perperidis, Cusack, Macdicken, MacGillivray, & Anderson, 2009), para establecer el orden en que serán promediadas cabe destacar que cada ciclo se compone de una sístole (contracción) y una diástole (relajación) (Universidad Nacional de Colombia ) como se muestra en la figura 2.

**Figura 2.** Representación de las fases del ciclo cardiaco mediante la onda ECG .



Fuente: <http://friamedicina.blogspot.com/2011/11/pruebas-diagnosticas-descifrando-el.html>.

La delimitación puede realizarse en forma manual con la ayuda de la onda del electrocardiograma (Amorin, do Carmo dos Reis, Azevedo de Carvalho, Ferreira da Rocha, & Fernandes Camapum, 2009). Se determinan los marcos que corresponden al inicio de la sístole y al inicio de la diástole y se calcula la correlación que se definió como:

$$CC = \frac{\sum_x \sum_y (s_o(x, y) - \bar{s}_o) \cdot (s_i(x, y) - \bar{s}_i)}{\sqrt{\sum_x \sum_y (s_o(x, y) - \bar{s}_o)^2} \cdot \sqrt{\sum_x \sum_y (s_i(x, y) - \bar{s}_i)^2}} \quad (1)$$

La correlación es alta en marcos adyacentes y se reduce a medida que el corazón cambia su fase de sístole a diástole y viceversa (Perperidis, Cusack, Macdicken, MacGillivray, & Anderson, 2009).

### **Alineación temporal de las imágenes**

La dinámica cardíaca puede presentar algunas variaciones (pequeñas o grandes según el estado de salud del paciente), como consecuencia unos ciclos pueden resultar con más o menos marcos que otros (Perperidis, Cusack, Macdicken, MacGillivray, & Anderson, 2009), si no se detalla este hecho se puede incurrir en el error de promediar imágenes que no sean correspondientes y perder información fidedigna en las imágenes generadas.

Para detectar y corregir el desfase entre las imágenes se generan fases falsas en alta frecuencia (pseudo fases) en ambas direcciones (vertical y horizontal) definidas como:

$$\Phi_{axial}(x, y) = 2\pi(0,5u_0)pix_x - k_p * I(x, y) \quad (2)$$

Donde  $u_0$  es la frecuencia especial se encuentra en función del transductor y se calcula como:

$$u_0 = \frac{f}{c} \quad (3)$$

$f$  Es la frecuencia de la señal RF y  $c$  es la velocidad del sonido en el espectro,  $x, y$  son las coordenadas espaciales  $pix$  es el tamaño del pixel y  $k_p$  es el factor de conversión de fase, por ende la ecuación para las pseudo fases en el desplazamiento vertical quedará definida como:

$$\Phi_{vertical}(x, y) = 2\pi(0,5u_0)pix_y - k_p * I(x, y) \quad (4)$$

Estas fases se añaden a las imágenes, se toma una imagen modelo para cada momento cardiaco respectivo en el ciclo y se estima la correlación entre las imágenes y el modelos, luego se establecen las coordenadas del valor máximo de intensidad en la imagen modelo se grafica el perfil del mismo y de los máximos de las imágenes de los demás ciclos con lo cual se consigue estimar cuantos pixeles y en qué dirección deben ser desfasadas las imágenes para que puedan encajar con las imagen modelo (Ortiz, 2009).

### **Composición temporal de las imágenes**

Finalmente las imágenes se promedian, por lo cual cada imagen del primer ciclo será reemplazada por la imagen promedio del mismo momento cardiaco en los ciclos de análisis y así sucesivamente. El valor de cada pixel de la imagen será entonces el promedio de los valores de

los pixeles de todas las imágenes consideradas (Perperidis, Cusack, Macdicken, MacGillivray, & Anderson, 2009).

## 2.3 FILTROS DIGITALES

Recibe este nombre al conjunto de técnicas que en base a una imagen original realizan operaciones sobre los pixeles de la misma con el objeto de conseguir una imagen mejorada a la salida por lo general lo que se busca con la implementación de estos es mejorar ciertas características de las imágenes como: reducir el ruido, suavizar, definir bordes, atenuar saltos en la intensidad de pixeles, etc. (Atmel Corporation, 2008 )

### 2.3.1 Filtro de difusión anisotrópica de Perona y Malik

Es un método que permite mejorar la imagen mientras se conservan sus bordes, la difusión se representa por la siguiente ecuación diferencial parcial:

$$\frac{\partial I(x, y, t)}{\partial t} = \nabla \cdot [c(|\nabla I_\sigma(x, y, t)|) \cdot \nabla I(x, y, t)] \quad (5)$$

$$I(x, y; 0) = I_0(x, y), \quad (6)$$

Donde  $I(x, y, t)$  es la imagen siendo procesada,  $t$  es una dimensión de tiempo artificial que representa el progreso de la difusión,  $I_0$  es la imagen original,  $\nabla \cdot$  y  $\nabla$  son los operadores de gradiente y divergencia,  $||$  representa la magnitud. La función  $c(\cdot)$  controla el nivel de la

difusión en cada punto de la imagen. El suavizado es inhibido en los bordes de la imagen por una función decreciente de la magnitud del gradiente, tal como  $c(x) = e^{(-x/k)^2}$ .

Este método es muy útil para mejorar diferentes regiones de la imagen conservando los bordes (Seán, Glavin, & Jones, 2011).

## 2.4 METODOS DE EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE LAS IMÁGENES

Evidentemente la calidad de las imágenes es objeto de suma importancia y objeto de estudio de esta obra como muchas otras, más aún en imágenes médicas se vuelve determinante para ofrecer diagnósticos precisos y tratamientos efectivos para los pacientes.

Un estudio llevado a cabo por los doctores Christos P. Loizou y Constatinos S. Pattichis (Loizou, S. Pattichis, Pantziaris, Tyllis, & Nicolaides, 2006) ha demostrado que la reducción de speckle mejora la percepción visual de expertos en la evaluación de las imágenes de ultrasonido de la arteria carótida (Loizou & Pattichis, Despeckle Filtering Algorithms and Software for Ultrasound Imaging , 2008)

La calidad puede medirse en función de muchos parámetros tales como la distancia de visualización, tamaño de la pantalla, resolución, brillo contraste, nitidez, colorido, naturalidad, entre otros (Loizou & Pattichis, Despeckle Filtering Algorithms and Software for Ultrasound Imaging , 2008). Una imagen nítida con un alto contraste resulta a menudo muy atractiva para los expertos, en promedio también una

imagen colorida aunque esté saturada y luzca un poco innatural, en fin en este punto también se debe entender que un caso subjetivo, que depende del punto de vista del observador (Loizou & Pattichis, Despeckle Filtering Algorithms and Software for Ultrasound Imaging , 2008).

De cualquier modo la idea de los métodos de evaluación de las imágenes están basados en la medición de los parámetros más significativos que ayuden a una mejor percepción de las imágenes, error medio cuadrático de los píxeles, desviación estándar, promedios y combinaciones de estas son herramientas cuantitativas que se traducen en índices estimativos de la calidad de las imágenes.

#### 2.4.1 Relación Señal Ruido

Es un estimativo de la proporción de señal y ruido en la imagen se calcula como:

$$SNR = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i}{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (7)$$

Un valor más alto en la relación señal ruido es un indicativo de que los valores de intensidad en los píxeles de la imagen están normalizados lo que permite percibir la imagen más suavizada y uniforme, lo cual es inversamente proporcional a tener ruido en la imagen (Loizou & S.



Pattichis, Despeckle Filtering Algorithms and Software for Ultrasound Imaging , 2008).

#### 2.4.2 Índice de calidad universal

Da un estimativo cuantitativo de la calidad de la imagen (por lo que se puede decir que la medida está en términos de los cambios en la apariencia de la imagen), en especial de tres factores, pérdida de la correlación, distorsión de la luminosidad y contraste de la distorsión se modela de la siguiente forma:

$$Q = \frac{\sigma_{fg}}{\sigma_f \sigma_g} \cdot \frac{2\overline{f}\overline{g}}{(\overline{f})^2 + (\overline{g})^2} \cdot \frac{2\sigma_f \sigma_g}{\sigma_f^2 + \sigma_g^2} \quad -1 < Q < 1 \quad (8)$$

Donde  $f$  y  $g$  representan las imágenes originales y después del procesamiento respectivamente  $\overline{f}$  y  $\overline{g}$  los promedios,  $\sigma_f$  y  $\sigma_g$  las desviaciones estándar y  $\sigma_{fg}$  la covarianza entre las imágenes (Loizou & S. Pattichis, Despeckle Filtering Algorithms and Software for Ultrasound Imaging , 2008).

Como se puede ver en la ecuación (8) el mejor valor que puede alcanzar es 1 y se logra únicamente cuando los valores de todos los Píxeles de las imágenes son exactamente los mismos y el peor valor -1 se consigue cuando se cumple la siguiente igualdad:

$$g_i = 2\overline{f} - f_i \quad (9)$$

Para todos los valores de la imagen, El primer factor del índice de calidad  $\frac{\sigma_{gf}}{\sigma_f \sigma_g}$  mide la correlación lineal entre las imágenes y tiene un rango dinámico [-1,1], el segundo factor  $\frac{2\overline{fg}}{(\overline{f})^2 + (\overline{g})^2}$  da una medida de que tan dispersa se encuentra la luz en la imagen su rango dinámico [0,1] y el tercer factor mide la similitud del contraste entre las imágenes y puede variar entre [0,1] (Wang & C. Bovik, 2002).

### 3 METODOLOGÍA

En el desarrollo de esta investigación se realizaron las siguientes actividades.

- Revisión bibliográfica: se realizó el estudio del estado del arte para la composición temporal y el filtro digital de difusión anisotrópica con lo que se concluyó que el seleccionado sería el de Perona y Malik debido a que es el que muestra los mejores resultados en sus implementaciones anteriores por otros autores.
- Selección de los tipos de imágenes: luego de analizar el concepto de la composición temporal se hace necesario para la implementación de este método tener varias imágenes de las mismas estructuras tomadas en instantes diferentes. Concluimos que la mejor alternativa son los videos de eco cardiografía, ya que en cada ciclo cardiaco se pueden adquirir varias imágenes del mismo tipo lo cual es una ventaja con la que no se cuenta en otros estudios de ultra sonido como las ecografías donde los movimientos tienden a ser estacionarios o en el caso de mujeres en estado de embarazo los movimientos del feto aleatorios.
- Recopilación de las muestras: se visitan diferentes clínicas cardiovasculares para adquirir las muestras (eco cardiografías), las muestras fueron aportadas por el doctor Alberto Cadena, Medico de la

Clínica de la Costa en Barranquilla, por ser las mejores en cuanto a calidad y formato.

- Implementación de las técnicas: con la información recopilado y el concepto del trabajo del proyecto procedemos a elaborar los algoritmos de composición temporal y filtrado de difusión anisotrópica en el software MATLAB R2009a
- Evaluación de los resultados: luego de procesar las imágenes se evalúan para examinar los resultados de las técnicas y ver la variación de las imágenes cuantitativa y cualitativamente esto se lleva a cabo con la implementación de los métodos de relación señal-ruido SNR y el índice de calidad universal Qindex en MATLAB R2009a.
- Interfaz Gráfica: con el algoritmo de las técnicas de procesamiento de las imágenes y los métodos de evaluación de las mismas se implementa una interfaz de usuario (GUIDE) que permite una interacción más amena y simplificada para el usuario del software.

El filtro de digital de difusión anisotrópica utilizado fue el propuesto por Sonia Contreras Ortiz en su trabajo “Hexagonal Filters for Ultrasound Images” (Ortíz, Chiu, & Fox, 2014), el cual es una adaptación del filtro de difusión anisotrópica propuesto por Perona y Malik pero con una variación en el coeficiente de difusión de la técnica de SRAD (Reducción de Ruido Por difusión anisotrópica).

### 3.1 MEJORAMIENTO DE LAS IMÁGENES DE ECOCARDIOGRAFÍA POR COMPOSICIÓN TEMPORAL

La metodología para implementar la composición temporal está basada en obtener una ubicación exacta de las imágenes entre cada ciclo, con el objetivo de que todas las imágenes promediadas para un marco sean las correspondiente y así garantizar que no se pierda la información en los resultados, para ello se lleva primero a cabo la delimitación manual de los ciclos calculando el factor  $fpc$  (numero de marcos por ciclo) mediante la ecuación (10).

$$fpc = 60 * \frac{CR}{HR} \quad (10)$$

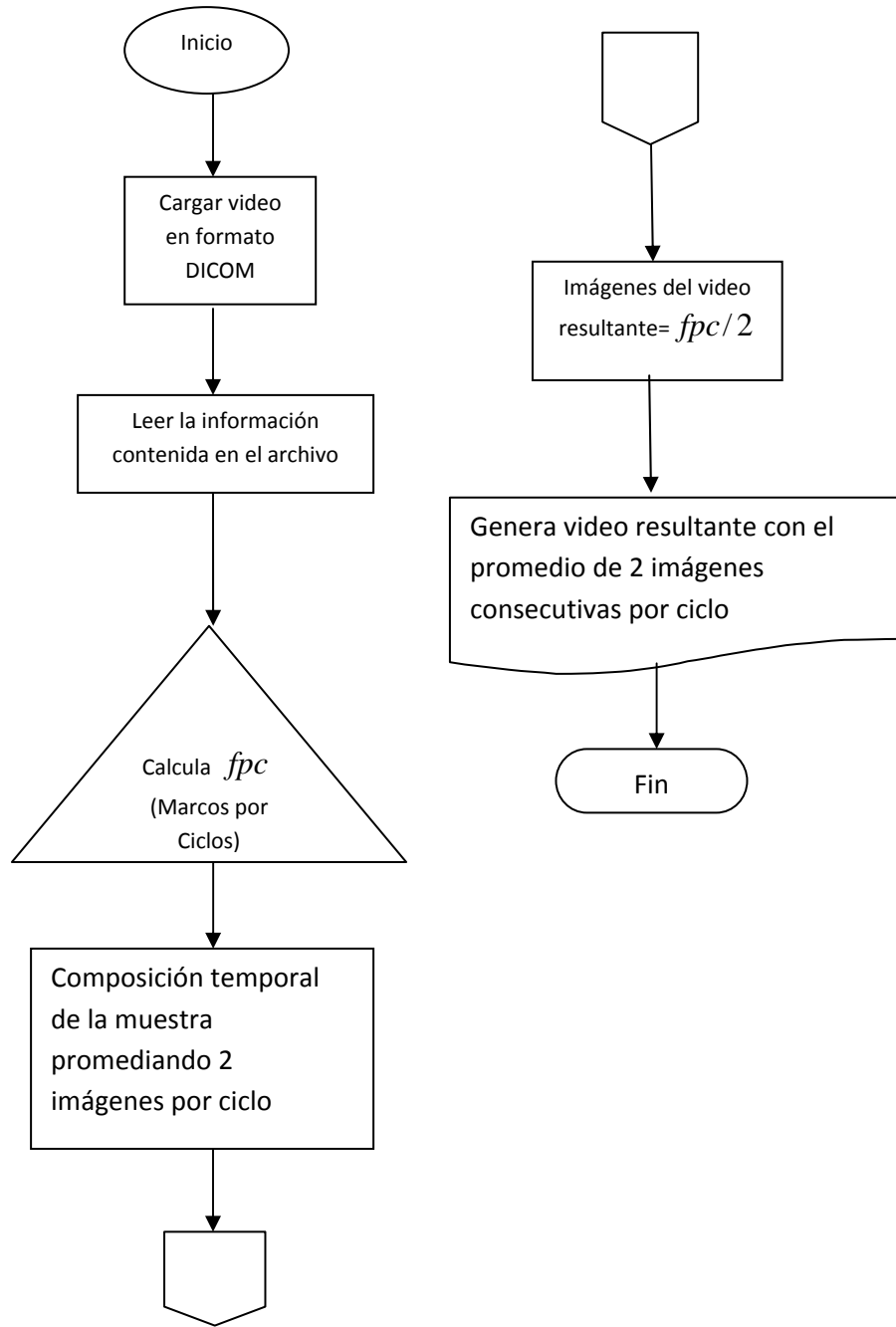
Donde  $CR$  es el número de marcos por Segundo y  $HR$  la frecuencia cardiaca.

Con el valor de  $fpc$  se determina el inicio y fin de cada ciclo y por consiguiente las imágenes correspondientes a cada momento cardiaco para que luego sean promediadas.

A continuación se enlistan una serie de pasos para la implementación de la metodología:

1. Cargar el video de eco cardiografía en MATLAB en formato DICOM (Digitalización de imágenes +y comunicación en medicina).
2. Leer la información contenida en el archivo (numero de marcos por segundo, frecuencia cardiaca, numero de imágenes total del video) que será útil para el procesamiento posterior.
3. Se hace el cálculo del número del  $fpc$  dividiendo número de imágenes por segundo sobre la frecuencia cardiaca en ciclos por segundo. Con el número de marcos por ciclo sabemos entonces cuantos ciclos hay y cuantas imágenes corresponde a cada ciclo.
4. Se realiza la composición temporal del video promediando las 2 primeras imágenes de cada ciclo, luego las 2 siguientes de cada ciclo hasta terminar (para videos de tres ciclos), y 2 imágenes consecutivas hasta terminar el video (para videos de un ciclo), por ende el numero de imágenes del video resultante será de  $fpc / 2$ , dicho dato se guarda en una matriz tridimensional.

A continuación en la figura 3. Se muestra un diagrama de flujo para la ilustración de la composición temporal.



**Figura 3.** Ilustración metodología composición temporal

### 3.2 MEJORAMIENTO DE LAS IMÁGENES DE ECOCARDIOGRAFÍA POR FILTRO DE DIFUSIÓN ANISOTRÓPICA DE PERONA Y MALIK

La metodología consiste en reemplazar el valor de cada pixel de la imagen por un promedio de los coeficientes calculados en cada una de las direcciones (norte-sur-este-oeste), los coeficientes son calculados como se muestra en la ecuación (11).

$$C_{N,S,W,E} = \frac{1}{\left(1 + \frac{|d_{N,S,W,E}|}{K_a}\right)^2} \quad (11)$$

Donde  $d_{N,S,W,E}$  son los gradientes direccionales para cada dirección respectivamente,  $K_a$  es un estimador de ruido calculado como se muestra en la ecuación (12) para una zona de “speckle” seleccionada, la imagen resultante en cada iteración del filtro se calcula como se muestra en la ecuación (13), donde  $\delta$  es el valor de la difusión calculado según la ecuación (14), donde  $\lambda$  es la rata de difusión, la operación del gradiente para el cálculo de los coeficientes de difusión actúa como un detector de borde, identificando las zonas con particular de mayor y menor concentración por lo que el filtro no solo suaviza las estructuras de la imagen, sino que también ayuda a la delimitación de los bordes, para nuestro caso los valores seleccionados han sido  $\lambda = 4$ , numero de iteraciones=30 y el área de speckle ha sido seleccionada de modo que sea lo más homogénea posible y que no



varía mucho marco a marco, a continuación se enlista la metodología para la implementación del filtro:

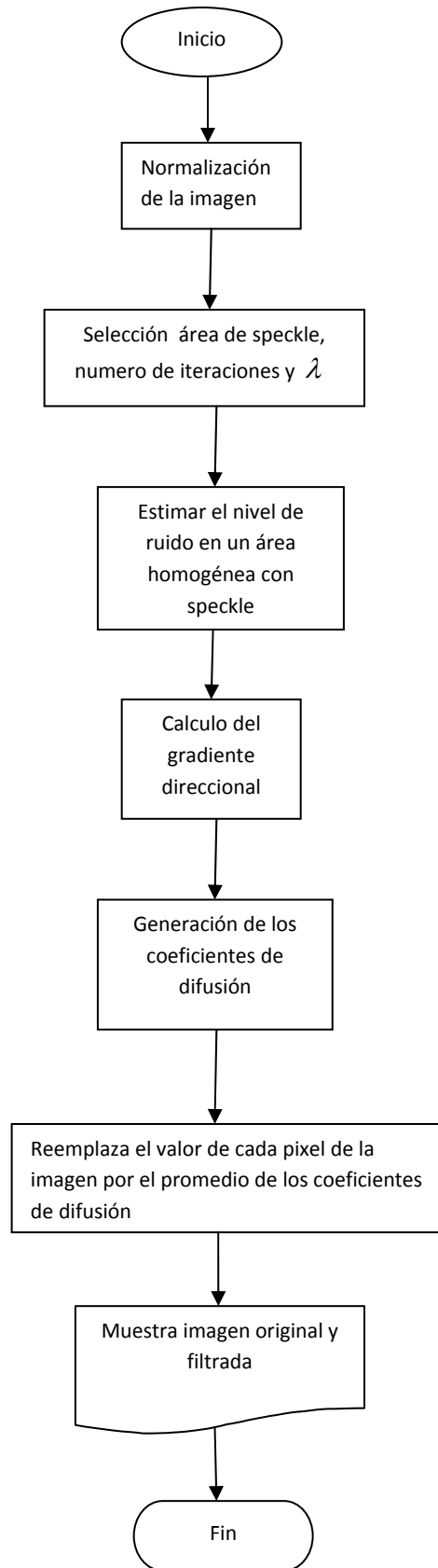
$$K_a = \frac{\sigma(\text{Area\_Speckle})}{\text{Area\_Speckle}} \quad (12)$$

$$I = I + \frac{D}{4} \quad (13)$$

$$D = \frac{\lambda}{4} * (C_N * d_N + C_S * d_S + C_W * d_W + C_E * d_E) \quad (14)$$

1. Carga la imagen que va a ser filtrada
2. Normalización de la imagen con los valor máximo y mínimo de la misma
3. Selecciona el área de speckle, el número de iteraciones para el filtro y la rata de difusión  $\lambda$ .
4. Se hace el recorrido de la imagen iniciando en la parte superior izquierda hasta la parte inferior derecha con una ventana de deslizamiento de 3x3.
5. Calculo de los coeficientes de difusión para cada una de las direcciones (norte-sur-este-oeste) mediante la ecuación (11).
6. Se reemplaza los valores de cada pixel para generar la nueva imagen según como se muestra en las ecuaciones (12), (13) y (14).
7. Imprime la imagen original y la imagen filtrada.

A continuación en la figura 4. Se muestra la ilustración de la metodología en su respectivo diagrama de flujo.



**Figura 4.** Diagrama de flujo ilustración metodología filtro difusión anisotrópica

Se realizó una interfaz gráfica en MATLAB R2009a en la cual se selecciona el video a ser filtrado, se aplica composición temporal y luego el filtrado de difusión anisotrópica, se entrega la imagen original y la imagen procesada.

Debe indicarse la ubicación del video dentro del computador del usuario para que la aplicación pueda acceder y ser leído, lo más recomendable es que el archivo este en el directorio actual de MATLAB R2009a , el video debe estar cargado en formato DICOM, para que puedan ser procesados los videos con la información que carga el tipo de archivo (marcos por segundo, frecuencia cardiaca, numero de imágenes, etc.) la interfaz gráfica se muestra en la figura 5.



Figura 5. Interfaz Gráfica para Composición y filtrado de imágenes de eco cardiografía

La interfaz gráfica cuenta con un menú multimedia para pausar y reanudar el video, el procesamiento de las muestra se lleva a cabo seleccionando el botón aplicar, de inmediato el video es procesado por composición temporal y luego filtrado digital (siguiendo el orden establecido).

El usuario debe introducir las coordenadas de una región de speckle necesaria para la ejecución del filtro de difusión anisotrópica, estas serán las mismas para el cálculo de la relación señal ruido (SNR) y el índice de calidad (QINDEX) en los resultados que arroja la interfaz.

La interfaz arrojará una pantalla con los resultados cualitativos (imagen original y filtrada) y cuantitativos (relación señal a ruido e índice de calidad de la imagen original y filtrada) de la imagen con objeto de mostrar al usuario el mejoramiento de las mismas.

La interfaz cuenta con un menú tutorial del cual despliega un documento PDF con un instructivo para aplicación y su uso.

El código utilizado para la implementación de la aplicación de la interfaz gráfica se encuentra en Anexos.

## 4 RESULTADOS Y DISCUSION

Veinte muestras de eco cardiografía fueron procesadas para el proyecto dieciséis muestras de videos de 1 ciclo y 4 muestras de videos de 3 ciclos, se miden los parámetros de relación señal-ruido (SNR) e índice de calidad universal (QINDEX), (resultados para cada muestra se encuentran en anexos), se puede apreciar con claridad la mejora en la calidad de las imágenes.

Para cada video resultante se seleccionaron las 5 regiones más homogéneas y con pocas variaciones de cuadro a cuadro con un tamaño de 20x40 pixeles en las cuales se calcula la relación señal-ruido y el índice de calidad universal. Estos parámetros también son calculados en las mismas regiones y en las mismas imágenes en los videos originales respectivamente.

Se estima el porcentaje de mejora en los parámetros señal-ruido e índice de calidad universal de las imágenes originales con respecto a las filtradas para evidenciar la mejora en las mismas.

Para mejor interpretación los resultados han sido agrupados de manera cuantitativa (donde se observa la relación numérica de los parámetros SNR Y QINDEX), y cualitativa (donde se observa las imágenes originales y filtradas).

Los resultados cuantitativos han sido agrupados promediando los valores de SNR de las 5 regiones seleccionadas en las imágenes, a su

vez enlistan los resultados para cada marco individual que en su totalidad componen el video resultante.

#### **4.1 RESULTADOS CUANTITATIVOS**

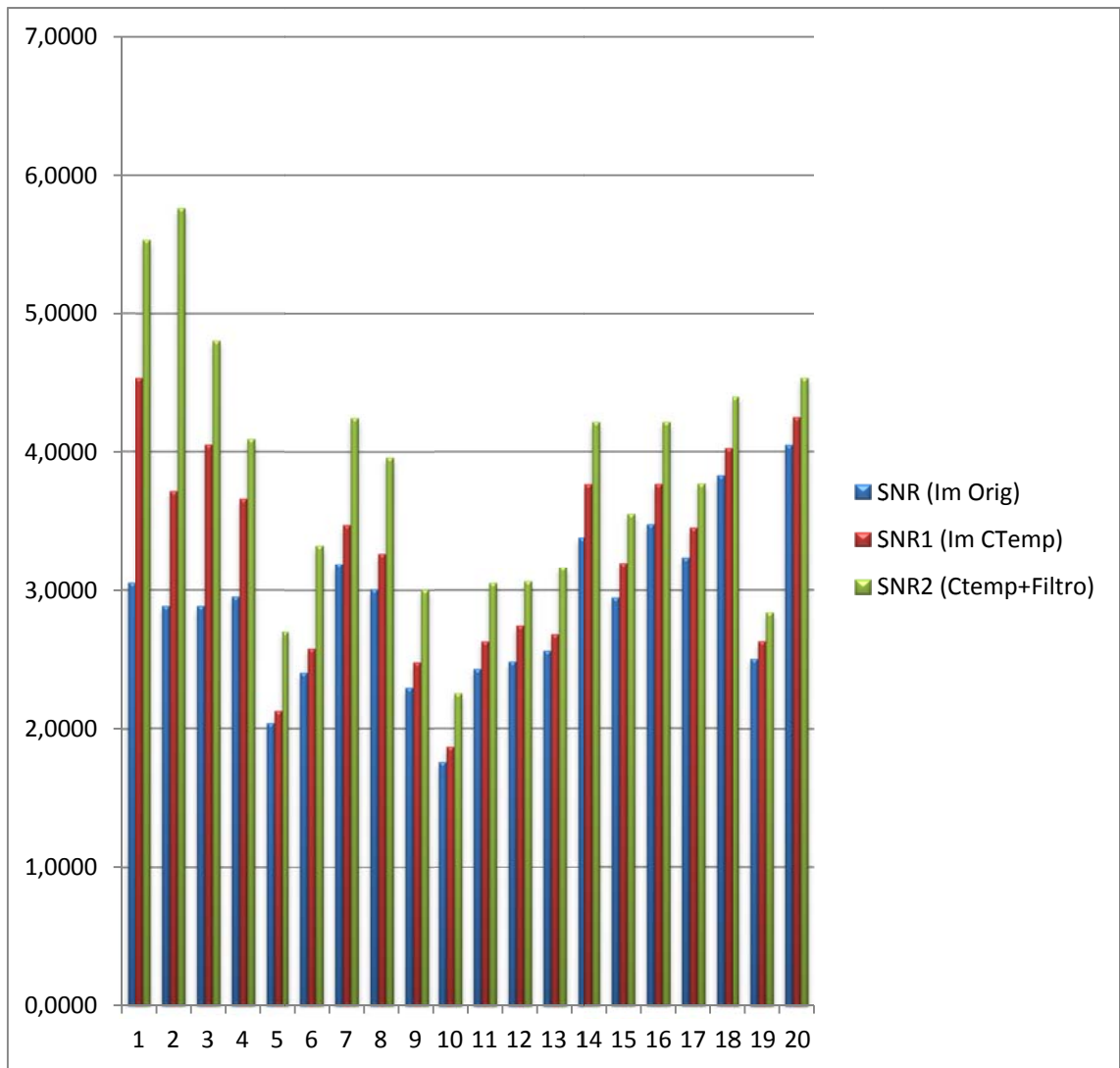
A continuación se muestran los resultados cuantitativos obtenidos de las imágenes.

La tabla 1 contiene el promedio general de todos los videos en su totalidad (1 y 3 ciclos) y su porcentaje de mejora.

La tabla 2 muestra los valores QINDEX obtenidos entre las imágenes con composición y las imágenes con filtro digital de difusión anisotrópica para cada región de speckle seleccionada.

PROMEDIO REGIONES Y MARCOS TOTAL						
3 ciclos	VIDEO	SNR (Im Orig) $\pm$ STD	SNR1 (Im CTemp) $\pm$ STD	SNR2 (CTemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
	DAP7FHG6	3,0538 $\pm$ 1,0647	4,5313 $\pm$ 1,5043	5,5320 $\pm$ 2,4200	48,3955%	100,2915%
	DAP7BG02	2,8852 $\pm$ 0,4776	3,7174 $\pm$ 0,6662	5,7592 $\pm$ 2,6812	28,8417%	99,6085%
	DAP7BA00	2,8652 $\pm$ 0,4804	4,0523 $\pm$ 0,7064	4,8053 $\pm$ 1,0157	41,4298%	67,7110%
DAP7D9G4	2,9526 $\pm$ 0,8588	3,6616 $\pm$ 0,9648	4,0927 $\pm$ 1,1295	24,0094%	38,6126%	
1 ciclo	D7I886GU	2,0372 $\pm$ 1,0690	2,1250 $\pm$ 1,1325	2,7007 $\pm$ 1,3932	3,5026%	32,5718%
	D7I8QII6	2,4094 $\pm$ 0,5030	2,5831 $\pm$ 0,7254	3,3281 $\pm$ 1,9492	7,2099%	38,1320%
	D7I8M31S	3,1936 $\pm$ 0,8485	3,4782 $\pm$ 0,8324	4,2462 $\pm$ 0,9911	8,9119%	32,9590%
	D7I8K99O	3,0080 $\pm$ 0,7234	3,2693 $\pm$ 0,9766	3,9605 $\pm$ 1,8206	8,6855%	31,6639%
	D7I8HT9I	2,3007 $\pm$ 0,8797	2,4850 $\pm$ 1,0113	3,0043 $\pm$ 1,3163	8,0077%	30,5776%
	D7I8NH9U	1,7573 $\pm$ 0,2680	1,8672 $\pm$ 0,3413	2,2613 $\pm$ 0,5608	6,2529%	28,6788%
	D7I8LCHQ	2,4355 $\pm$ 0,8595	2,6295 $\pm$ 0,9731	3,0524 $\pm$ 0,2171	7,9649%	25,3306%
	D7I7OIGA	2,4891 $\pm$ 1,3482	2,7439 $\pm$ 1,5303	3,0640 $\pm$ 1,8100	10,2390%	23,0966%
	D7I90SAM	2,5673 $\pm$ 0,7438	2,6817 $\pm$ 0,8092	3,1667 $\pm$ 1,1057	4,4547%	23,3451%
	D7I81UOK	3,3852 $\pm$ 0,6059	3,7670 $\pm$ 0,7565	4,2145 $\pm$ 2,0164	11,1595%	24,191%
	D7I8ORIO	2,9471 $\pm$ 0,6502	3,1942 $\pm$ 0,7992	3,5540 $\pm$ 0,9328	7,8756%	20,5935%
	D7I8EHPA	3,4792 $\pm$ 1,4383	3,7688 $\pm$ 1,6195	4,2145 $\pm$ 2,0164	8,3238%	21,1329%
	D7I85NOO	3,2347 $\pm$ 0,9499	3,4556 $\pm$ 1,0881	3,7720 $\pm$ 1,3355	6,8273%	16,6097%
	D7I8CH96	3,8302 $\pm$ 0,2346	4,0258 $\pm$ 0,2556	4,3978 $\pm$ 0,3235	5,1289%	14,8237%
	D7I8JHPM	2,5012 $\pm$ 0,1653	2,6291 $\pm$ 0,2012	2,8381 $\pm$ 0,2010	5,0761%	13,6287%
	D7I8IO9K	4,0490 $\pm$ 0,2795	4,2508 $\pm$ 0,2581	4,5342 $\pm$ 0,2864	5,0788%	12,1156%
	<b>PROM. GENERAL</b>	<b>2,869</b>	<b>3,246</b>	<b>3,825</b>	<b>13%</b>	<b>35%</b>

**Tabla 1.** Promedio SNR y porcentaje de mejoras imágenes originales y filtradas muestras en general (composición temporal y filtro de difusión anisotrópica).



**Gráfica 1.** Diagrama de Barras Relación Señal-Ruido promedio general para cada video

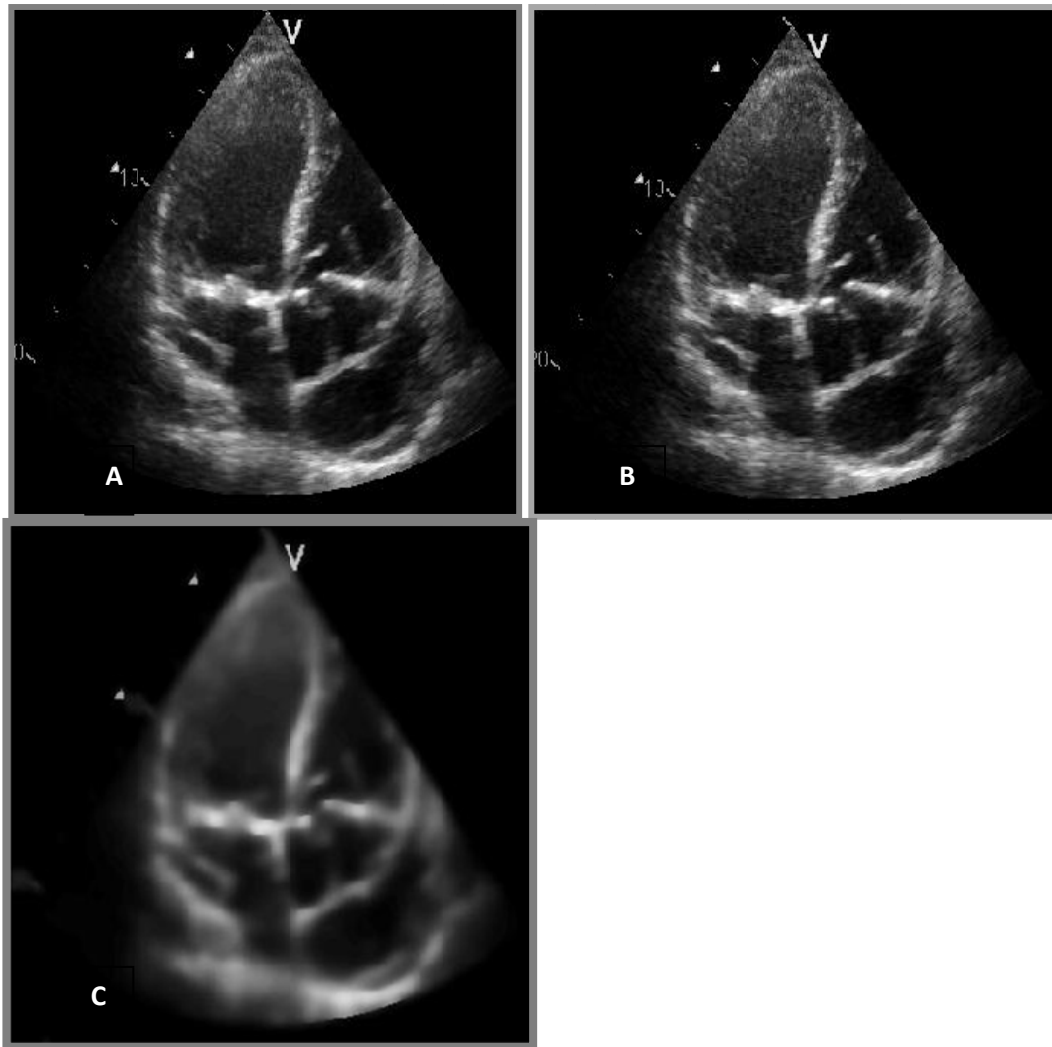


	VIDEO	REGIONES				
		1	2	3	4	5
3 ciclos	DAP7FHG6	0,9163	0,8833	0,5286	0,8812	0,9528
	DAP7BG02	0,7960	0,9706	0,9629	0,9704	0,9426
	DAP7BA00	0,9177	0,9920	0,9917	0,9477	0,9868
	DAP7D9G4	0,9868	0,9901	0,9798	0,8686	0,9646
	D7I886GU	0,8482	0,9116	0,6183	0,9057	0,9592
	D7I8QII6	0,9714	0,9849	0,9616	0,9600	0,6482
	D7I8M31S	0,9428	0,9225	0,9207	0,8266	0,9043
	D7I8K99O	0,7748	0,9820	0,9708	0,9437	0,8883
	D7I8HT9I	0,8929	0,9522	0,8798	0,9347	0,8934
	D7I8NH9U	0,9749	0,8853	0,9504	0,8487	0,8956
1 ciclo	D7I8LCHQ	0,9669	0,9527	0,8998	0,9299	0,9611
	D7I7OIGA	0,9385	0,9848	0,9201	0,9820	0,9705
	D7I90SAM	0,9153	0,9722	0,9380	0,9720	0,8743
	D7I81UOK	0,9855	0,9821	0,9440	0,9804	0,9425
	D7I8ORIO	0,9319	0,9418	0,9602	0,9498	0,9621
	D7I8EHPA	0,9758	0,9839	0,9608	0,9577	0,9183
	D7I85NOO	0,9829	0,9787	0,9857	0,9430	0,9417
	D7I8CH96	0,9694	0,9635	0,9789	0,9418	0,9560
	D7I8JHPM	0,9635	0,9357	0,9615	0,9629	0,8290
	D7I8IO9K	0,9683	0,9873	0,9908	0,9775	0,9602
	<b>PROM. GENERAL</b>	<b>0,931</b>	<b>0,958</b>	<b>0,915</b>	<b>0,934</b>	<b>0,918</b>

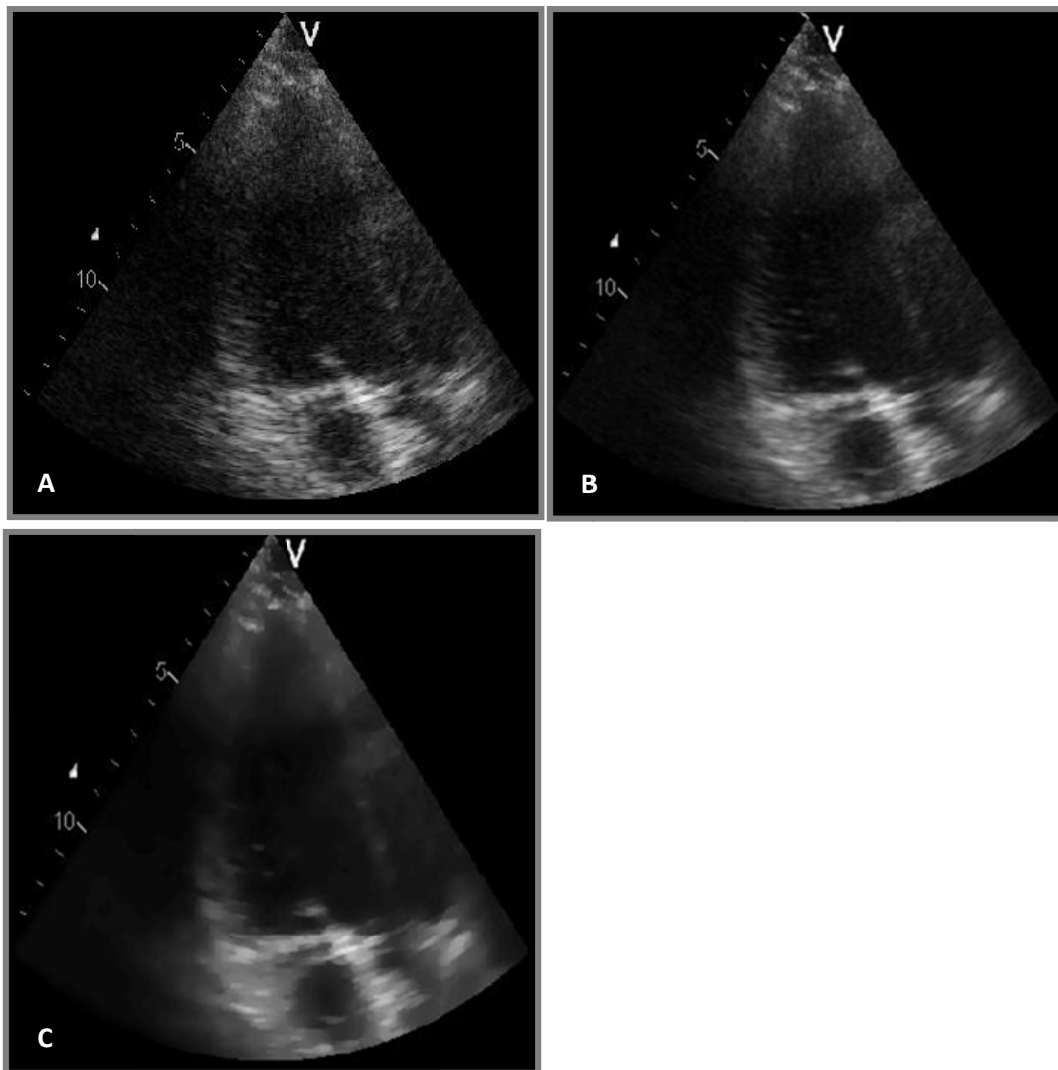
Tabla 2. Valores QINDEX por regiones muestras generales

## 4.2 RESULTADOS CUALITATIVOS

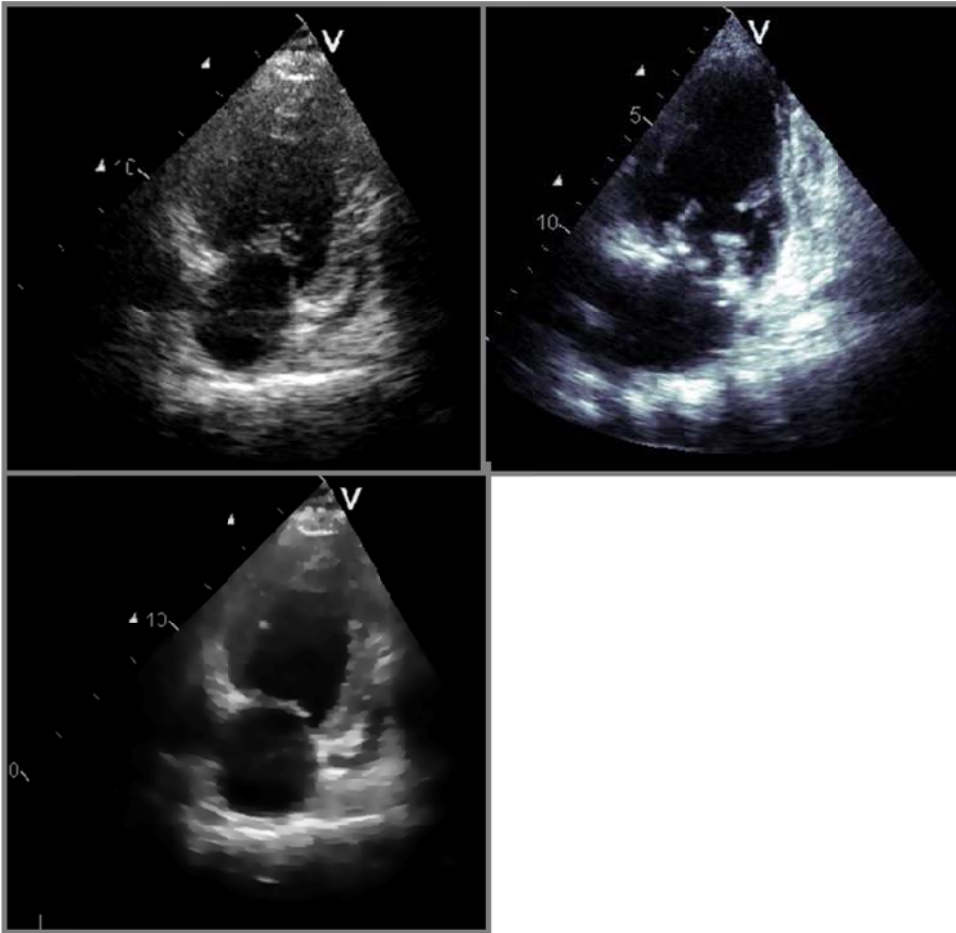
A continuación se muestran las imágenes originales, procesadas con composición temporal y filtro digital de difusión anisotrópica para videos de 1 y 3 ciclos seleccionados.



**Figura 6.** Imagen eco cardiograma sin procesamiento y procesada video 1 ciclo .(A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica.



**Figura 7.** Imagen de video 3 ciclos de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica.



**Figura 8.** Imagen de video 1 ciclos de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica.

- La tabla 1 muestra los resultados para los valores de relación señal a ruido de los videos en general, promediando todas las regiones para todos los marcos de los videos las mejoras oscilan entre 12,11% y 100,29% con promedio de 35%.
- La tabla 2 muestra la relación de los valores del índice de calidad universal calculado entre las imágenes con composición temporal y las imágenes con filtro digital de difusión anisotrópica los valores van en el intervalo 0,6482 y 0,9868, valores cercanos al valor optimo, indicio de las buenas características de las imágenes (correlación, luminosidad, contraste), como era de esperarse en imágenes que han sido sometidas a procesos de mejoramiento (Wang & C. Bovik, 2002).
- En todos los casos el porcentaje de mejora obtenido luego de aplicar la segunda técnica de mejoramiento (filtro digital de difusión anisotrópica), fue mayor que el porcentaje obtenido con solo aplicar la primera técnica (composición temporal).
- el promedio de mejora para los videos de 1 ciclo después del filtro digital de difusión anisotrópica es de 24,3407 %, y el promedio de mejora para videos de 3 ciclos es 76,5559%.
- En la totalidad de los casos al seleccionar las 5 regiones y evaluar las relaciones señal a ruido para cada marco (ver anexos) en el 96,33% de los casos se presento incremento de la relación señal a ruido de la imagen procesada con respecto a la original y el 3,6667% no mostraron

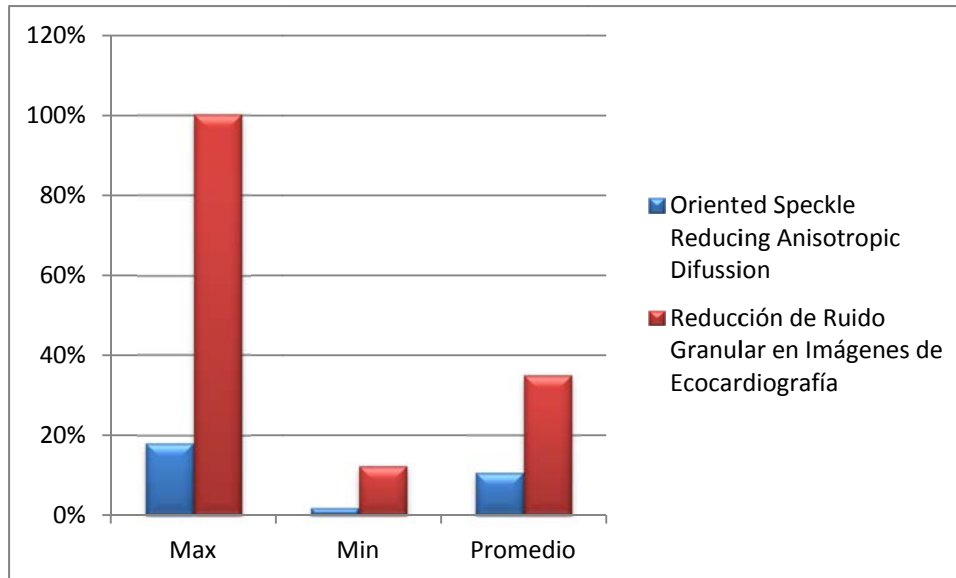
mejora de ese porcentaje el 2,91667% eran imágenes de videos de un ciclo y el 0,75% imágenes de videos de 3 ciclos.

### **4.3 DISCUSIÓN**

A continuación se comparan los resultados obtenidos con la implementación de las técnicas en otras aplicaciones.

En su publicación “Oriented Speckle Reducing Anisotropic Difussion” El rango de mejora para la relación señal ruido de las imágenes procesadas con respecto a la imagen original aplicando SRAD (speckle reducing anisotropic difussion) oscila entre el 2% y el 18% con promedio del 11%.

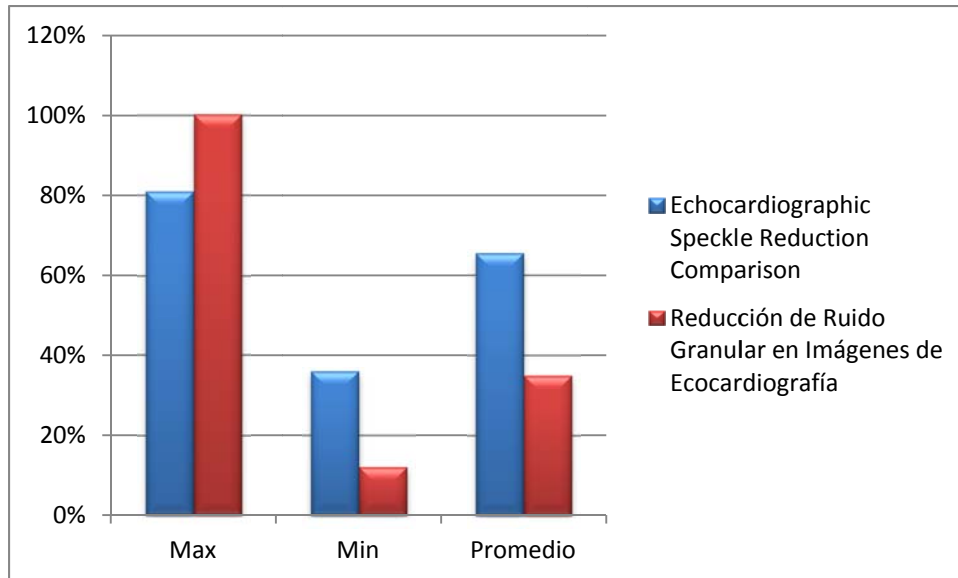
La gráfica 2 ilustra la comparación entre los resultados obtenidos aplicando el filtro de difusión anisotrópica a imágenes compuesta y los resultados expuestos en la publicación “Oriented Speckle Reducing Anisotropic Difussion” (Karl, Carl-Fredrik, Kikinis, & Vosburgh, 2007) .



**Gráfica 2** comparación resultados Relación Señal Ruido Orientes Speckle Reducing Anisotropic Difusion vs Reducción de Ruido Granular en Imágenes de Ecocardiografía.

Los resultados expuestos en la publicación “Echocardiographic speckle reduction comparison”, muestran una mejora de la relación de señal ruido entre 36% y 81% con mejora promedio del 66% mediante la implementación del filtro de difusión anisotrópica de Perona y Malik para imágenes de eco cardiografía.

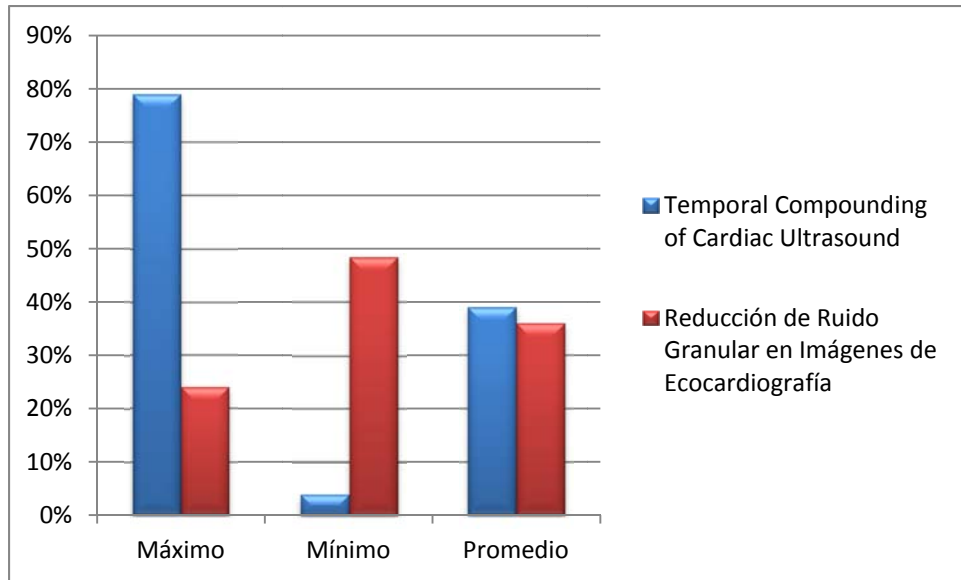
La gráfica 3 ilustra la comparación entre los resultados obtenidos aplicando el filtro de difusión anisotrópica a imágenes compuesta y los resultados expuestos en la publicación (Seán, Glavin, & Jones, 2011).



**Gráfica 3** comparación resultados Relación Señal Ruido Echocardiographic Speckle Reduction Comparison vs Reducción de Ruido Granular en Imágenes de Ecocardiografía.

Antonios Perperidis, David Cusack, Norman Mackdicken, en su trabajo “Temporal Compounding of cardiac ultrasound data: Improving image quality and clinical measurement repeatability” implementan la composición temporal para 22 muestras cada una con 25 ciclos cardiacos, presentando rango de mejora para relación señal ruido entre 4% y 79% con promedio de 39% y desviación estándar del 20% en comparación con los resultados arrojados en este trabajo donde con 4 videos de tan solo 3 ciclos obtenemos un rango de mejora para la composición temporal entre el 24% y el 48,39% con promedio de mejora de 36% y desviación estándar del 11%, la gráfica 4 ilustra la comparación de los resultados.





**Gráfica 4** comparación resultados Relación Señal Ruido Temporal Compounding of Cardiac Ultrasound vs Reducción de Ruido Granular en Imágenes de Ecocardiografía.

## 5 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- Se implementó el algoritmo de composición temporal para el procesamiento de imágenes de eco cardiografía bajo la plataforma de programación Matlab.
- Se implementó el filtro adaptativo de difusión anisotrópica de Perona y Malik para el procesamiento de imágenes de eco cardiografía luego de ser procesadas con composición temporal bajo la plataforma de programación Matlab.
- Se evaluó la efectividad de las técnicas mediante el aumento de la relación señal a ruido en las imágenes procesadas y la preservación de sus características con el índice de calidad universal.
- Se realizó una interfaz de usuario interactiva con los algoritmos de composición temporal y filtro adaptativo de difusión anisotrópica.
- El grado de mejora obtenido con la técnica de composición temporal guarda estrecha correlación directa con el número de imágenes que sean promediadas, con un ciclo cardiaco se obtuvieron mejoras en promedio del 6,5% sin embargo con tres ciclos cardiacos se quintuplicó el promedio siendo del 35,5%.

- Al combinar técnicas como composición temporal y filtrado digital en eco cardiogramas de tres ciclos se obtuvieron mejoras de hasta el 100.23% en la SNR. Por otro lado al aplicar la misma combinación de técnicas en eco cardiogramas de un ciclo se obtuvieron mejoras de hasta 32.57%. Considerando que en el campo de la cardiología generalmente se toman videos de un solo ciclo cardiaco, se recomienda utilizar otras técnicas de post-procesamiento adicionales para aumentar la utilidad del procesamiento digital implementado.
- Se recomienda evaluar la calidad métrica las imágenes después del procesamiento con otros métodos como el MSE, RMSE, el Err, entre otros.
- Se recomienda considerar otras técnicas de filtrado en conjunto con la composición temporal (*conservación de los detalles por difusión anisotrópica <DPAD>*, *Mejoramiento de la coherencia por difusión <CED>*, *Lee filtro <Lee>*), evaluar los resultados y compararlos con los obtenidos en esta investigación.
- El área homogénea que se emplea para estimar el nivel de ruido para el filtrado digital debe variar poco de marco a marco. Si la zona seleccionada tiene zonas muy oscuras o si varía entre marcos de video, el algoritmo no converge y la imagen resultante se observa distorsionada.

- Se redujo el ruido granular en las imágenes de eco cardiografía mediante la implementación de las técnicas de composición temporal y filtro adaptativo de difusión anisotrópica.

## 6 REFERENCIAS

- Amorin, J. C., do Carmo dos Reis, M., Azevedo de Carvalho, J. L., Ferreira da Rocha, A., & Fernandes Camapum, J. (2009). *Improved Segmentation of Echocardiographic Images Using Fusion of Images from Different Cardiac Cycles*. Minneapolis.
- Atmel Corporation. (2008 ). *AVR223: Digital Filters with AVR*. San Jose : Atmel .
- Christos, L. P., & Constantinos, P. S. (2008). *Despeckle Filtering Algorithms and software for Ultrasound Imaging*. lexington : andreas spanias.
- Entrekin, R. R., R. Jago, J., Brent S., R., & C. Schmiesing, D. (2000). *Patente nº US6126598 A* .
- Espinosa, C. (s.f.). *Enfermedades Corazon* . Obtenido de Enfermedades Corazon : <http://enfermedadescorazon.about.com/od/Diagnostico/a/Que-Es-Un-Ecocardiograma.htm>
- Hospital General Universitario Gregorio Marañón. (s.f.). *Ecocardiograma de estrés* . Madrid : Salud Madrid .
- Instituto Cardiovascular de Buenos Aires. (s.f.). *icba*. Obtenido de icba: <http://www.icba.com.ar/diagnosticoporimagenes/ultrasonido/ecotran sesofagico.html>
- Karl, K., Carl-Fredrik, W., Kikinis, R., & Vosburgh, K. (2007). *Oriented Speckle Reducing Anisotropic Diffusion* . New York : IEEE.
- Loizou, C. P., & Pattichis, C. S. (2008). *Despeckle Filtering Algorithms and Software for Ultrasound Imaging* . En C. P. Loizou, & C. S. Pattichis, *Despeckle Filtering Algorithms and Software for Ultrasound Imaging* (págs. 63-64). Lexington : Andreas Spanias .

- Loizou, C. P., & S. Pattichis, C. (2008). Despeckle Filtering Algorithms and Software for Ultrasound Imaging . En C. P. Loizou, & C. S. Pattichis, *Despeckle Filtering Algorithms and Software for Ultrasound Imaging* (pág. 65). Lexington : Andreas Spanis .
- Loizou, C. P., S. Pattichis, C., Pantziaris, M., Tyllis, T., & Nicolaides, A. (2006). *Quantitative quality evaluation of ultrasound imaging in the carotid artery* . New York : IEEE.
- Mazón, C. S. (s.f.). *Enfermería en cardiología*. Obtenido de [http://www.enfermeriaencardiologia.com/grupos/imagen/investigacion/planos\\_ecocardiograficos.pdf](http://www.enfermeriaencardiologia.com/grupos/imagen/investigacion/planos_ecocardiograficos.pdf)
- MedlinePlus. (23 de 5 de 2011). *MedlinePlus*. Obtenido de MedlinePlus : <http://www.nlm.nih.gov>
- Medlineplus. (2011 de 05 de 2011). *nlm.nih.gov*. Obtenido de nlm.nih.gov: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003869.htm>
- Ortíz, S. C., Chiu, T., & Fox, M. (2014). *Hexagonal Adaptive Filtering on Compound Ultrasound Images*. New York: IEEE.
- Ortiz, S. H. (2009). *Displacement Estimation in Ultrasound Images Using Pseudo-Phase*. connecticut.
- Ortíz, S. H., Chiu, T., & Fox, M. D. (2012 ). Ultrasound Image Enhancement: A review . *Biomedical Signal Processing and Control* , 419-428.
- Perona, P., & Malik, J. (julio de 1990). New York .
- Perperidis, A., Cusack, D., Macdicken, N., MacGillivray, T., & Anderson, T. (2009). *Temporal Compound of Cardiac Ultrasound Data: Improving Image Quality and Clinical Measurement Repeatability*. Minneapolis.
- Seán, F., Glavin, M., & Jones, E. (2011). *Echocardiographic Speckle Reduction Comparison* . IEEE Transactions on ultrasonic, ferro electrics, and frequency control .

Universidad Nacional de Colombia . (s.f.). *Virtual.unal*. Obtenido de Virtual.unal:

[http://www.virtual.unal.edu.co/cursos/enfermeria/2005359/contenido/cardiovasc/8\\_8.html](http://www.virtual.unal.edu.co/cursos/enfermeria/2005359/contenido/cardiovasc/8_8.html)

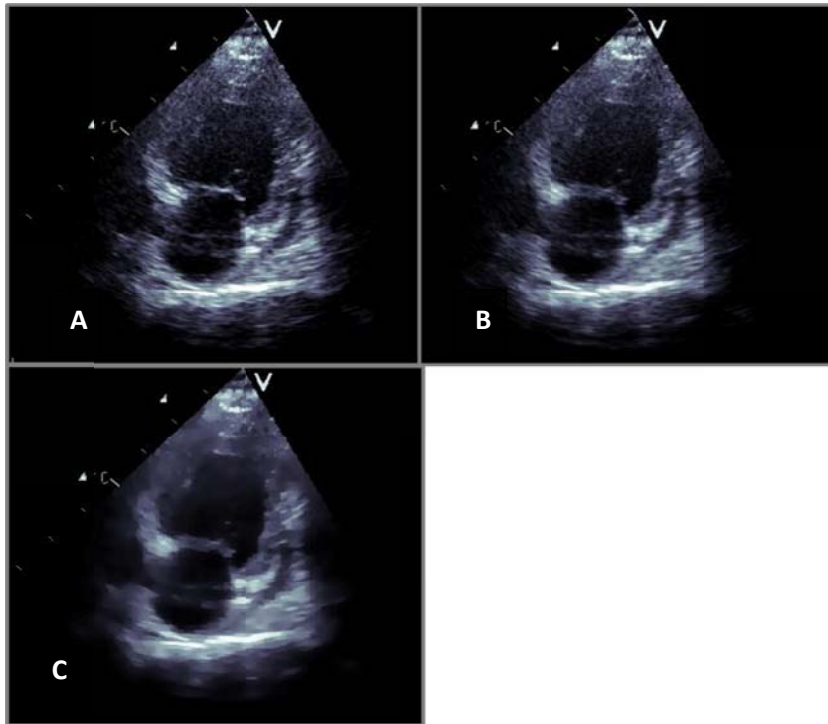
Wang, Z., & C. Bovik, A. (2002). *A universal Image Quality Index* . New York : IEEE.

Yu, Y., & Acton, S. T. (2002 ). *Speckle reducing Anisotropic Difussion* . New York : IEEE.

# **ANEXOS**

*IMAGENES (MUESTRA ORIGINAL Y PROCESDA), TABLAS MEJORA SNR*

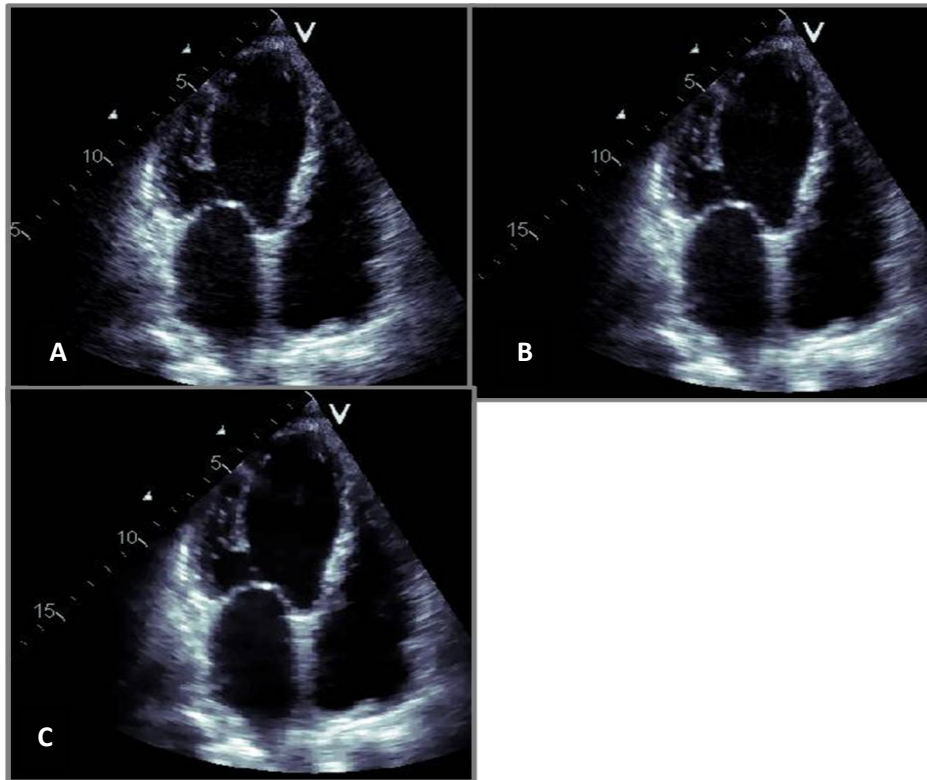




**Figura 9.** Imagen de video 1 ciclo de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica.

D7I7OIGA	PROMEDIO 5 REG				
1 CICLO	SNR (Im Orig)	SNR1 (Im CTemp)	SNR2 (Ctemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
<i>k=1</i>	2,4212	2,8128	3,288	19,326%	36,517%
<i>k=2</i>	2,5477	2,8246	3,089	10,727%	19,164%
<i>k=3</i>	2,6335	2,8986	3,062	7,573%	12,522%
<i>k=4</i>	2,5393	2,6824	3,059	5,352%	17,806%
<i>k=5</i>	2,4513	2,6955	3,515	8,809%	37,449%
<i>k=6</i>	2,4513	2,7994	3,085	10,772%	20,143%
<i>k=7</i>	2,2945	2,6787	2,944	25,516%	36,899%
<i>k=8</i>	2,5571	2,6407	2,888	4,528%	16,450%
<i>k=9</i>	2,4806	2,6962	2,798	7,638%	11,403%
<i>k=10</i>	2,5132	2,7108	2,911	8,080%	15,661%
<b>PROM. GENERAL</b>	<b>2,489</b>	<b>2,744</b>	<b>3,064</b>	<b>11%</b>	<b>22%</b>

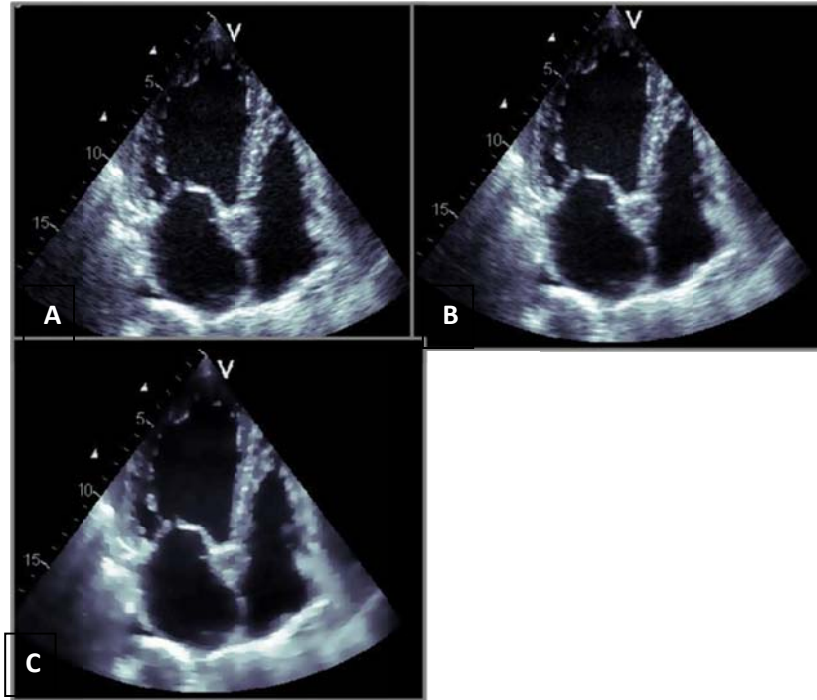
**Tabla 3.** Promedio de mejoras SNR para 5 marcos en todas las regiones



**Figura 10.** Imagen de video 1 ciclo de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica.

D718CH96	PROMEDIO 5 REG				
1 CICLO	SNR (Im Orig)	SNR1 (Im CTemp)	SNR2 (CTemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
<i>k=1</i>	3,8728	3,9897	4,116	3,019%	6,272%
<i>k=2</i>	3,5182	3,7922	3,990	7,788%	13,415%
<i>k=3</i>	3,8830	4,1872	4,713	7,832%	21,377%
<i>k=4</i>	3,7809	4,0419	4,517	6,902%	19,462%
<i>k=5</i>	3,6260	3,7597	4,203	3,687%	15,922%
<i>k=6</i>	3,7490	3,7502	4,156	0,034%	10,870%
<i>k=7</i>	3,9054	4,2263	4,605	8,215%	17,913%
<i>k=8</i>	4,3066	4,4597	4,882	3,555%	13,359%
<b>PROM. GENERAL</b>	<b>3,830</b>	<b>4,026</b>	<b>4,398</b>	<b>5%</b>	<b>15%</b>

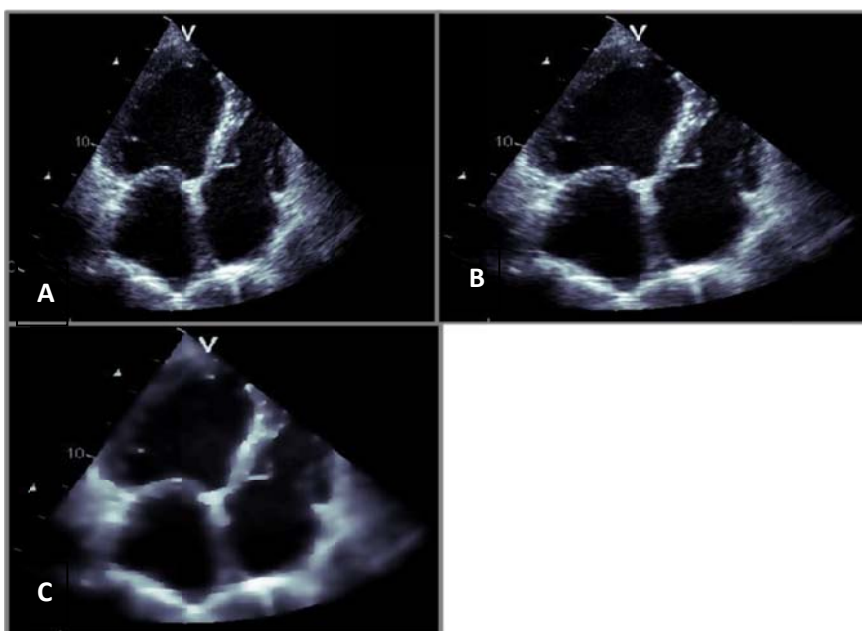
**Tabla 4.** Promedio de mejoras SNR para 5 marcos en todas las regiones



**Figura 11.** Imagen de video 1 ciclo de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica.

D718EHPA	PROMEDIO 5 REG				
1 CICLO	SNR (Im Orig)	SNR1 (Im CTemp)	SNR2 (CTemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
<i>k=1</i>	3,7508	4,0551	4,8808	7,462%	25,754%
<i>k=2</i>	3,6954	3,9702	4,4587	6,888%	18,483%
<i>k=3</i>	3,5530	3,8539	4,1872	8,548%	16,588%
<i>k=4</i>	3,1860	3,4977	3,8419	10,169%	19,920%
<i>k=5</i>	3,1569	3,3039	3,4800	4,770%	9,521%
<i>k=6</i>	3,2694	3,5771	3,8140	7,930%	13,865%
<i>k=7</i>	3,3408	3,5287	3,8316	4,681%	12,007%
<i>k=8</i>	3,5314	3,8698	4,6160	7,621%	25,166%
<i>k=9</i>	3,5407	3,9017	4,7006	9,184%	28,232%
<i>k=10</i>	3,7683	4,1308	4,3347	8,221%	12,530%
<b>PROM. GENERAL</b>	<b>3,479</b>	<b>3,769</b>	<b>4,215</b>	<b>8%</b>	<b>18%</b>

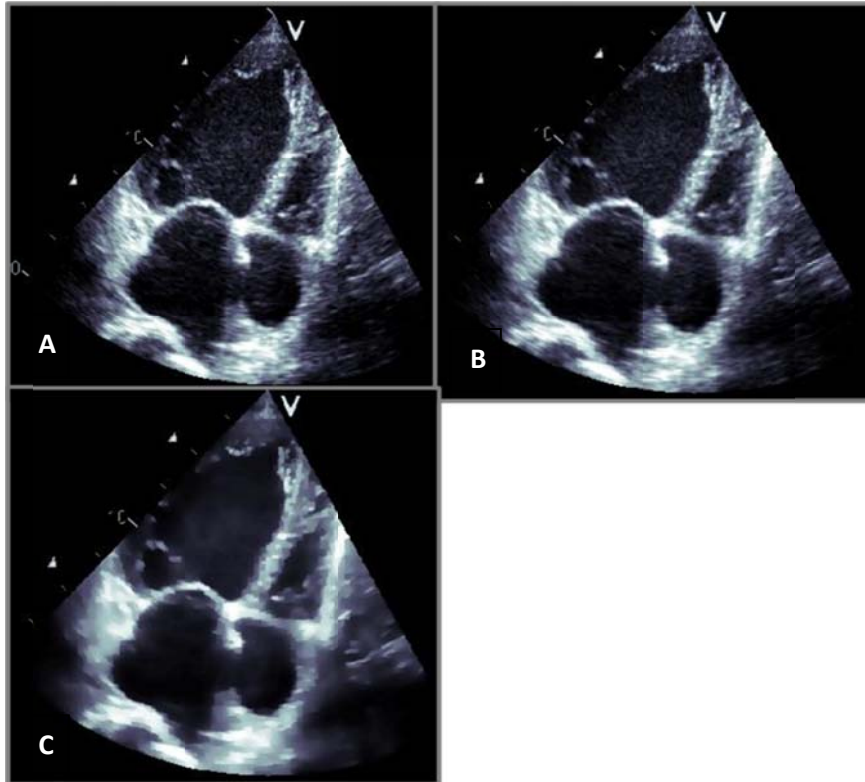
**Tabla 5.** Promedio de mejoras SNR para 5 marcos en todas las regiones



**Figura 12.** Imagen de video 1 ciclo de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica.

D718HT9I	PROMEDIO 5 REG				
1 CICLO	SNR (Im Orig)	SNR1 (Im CTemp)	SNR2 (CTemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
<i>k=1</i>	2,6705	2,7701	3,5073	2,634%	26,521%
<i>k=2</i>	2,4387	2,7622	3,4226	11,540%	36,983%
<i>k=3</i>	2,2361	2,5178	3,1954	10,005%	37,108%
<i>k=4</i>	2,0730	2,2933	2,9976	8,614%	39,597%
<i>k=5</i>	1,8164	2,0057	2,6643	9,509%	43,438%
<i>k=6</i>	1,8480	1,9086	2,4272	2,833%	29,660%
<i>k=7</i>	1,8871	1,9249	2,4355	2,038%	27,798%
<i>k=8</i>	2,1529	2,2018	2,7797	2,909%	28,447%
<i>k=9</i>	2,2708	2,4038	2,9864	6,104%	28,819%
<i>k=10</i>	2,5142	2,7235	3,4671	7,429%	32,846%
<i>k=11</i>	2,7610	2,9795	3,5799	6,898%	24,734%
<i>k=12</i>	2,6423	2,9664	3,0327	9,801%	11,811%
<i>k=13</i>	2,5198	2,7867	2,9221	8,584%	13,000%
<i>k=14</i>	2,3805	2,5463	2,6428	5,738%	9,037%
<b>PROM. GENERAL</b>	<b>2,301</b>	<b>2,485</b>	<b>3,004</b>	<b>7%</b>	<b>28%</b>

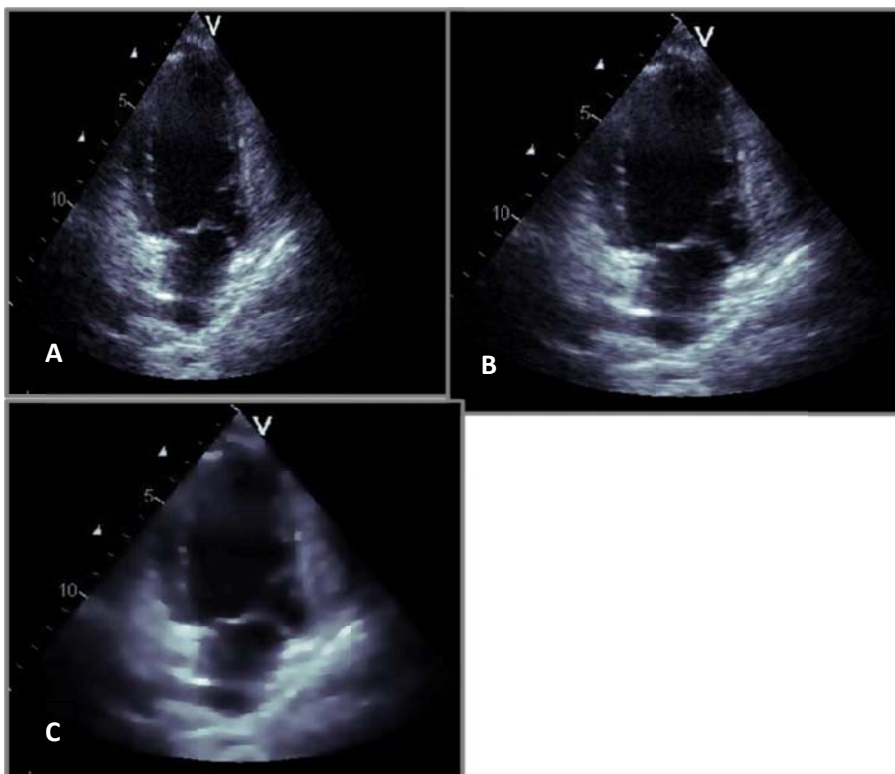
**Tabla 6.** Promedio de mejoras SNR para 5 marcos en todas las regiones



**Figura 13.** Imagen de video 1 ciclo de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica

D71809K	PROMEDIO 5 REG				
1 CICLO	SNR (Im Orig)	SNR1 (Im CTemp)	SNR2 (CTemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
<i>k=1</i>	4,0208	4,0956	4,5107	1,474%	10,176%
<i>k=2</i>	4,1151	4,3160	4,4791	4,940%	8,263%
<i>k=3</i>	3,8074	4,1961	4,3969	8,535%	13,034%
<i>k=4</i>	3,5515	3,8453	4,0670	7,353%	13,203%
<i>k=5</i>	3,8234	3,8994	4,2144	2,157%	9,732%
<i>k=6</i>	3,7675	3,9866	4,2035	5,196%	10,381%
<i>k=7</i>	3,8409	3,9074	4,2479	1,754%	9,664%
<i>k=8</i>	3,9675	4,3440	4,6711	8,054%	15,272%
<i>k=9</i>	4,0416	4,9286	4,7127	7,361%	14,581%
<i>k=10</i>	4,1598	4,4784	4,7996	7,054%	13,896%
<i>k=11</i>	4,2743	4,4961	5,1106	4,539%	16,884%
<i>k=12</i>	4,3829	4,4824	4,7596	2,074%	7,601%
<i>k=13</i>	4,4653	4,5542	4,6448	1,843%	3,597%
<i>k=14</i>	4,4694	4,5240	4,6613	1,249%	3,874%
<b>PROM. GENERAL</b>	<b>4,049</b>	<b>4,290</b>	<b>4,534</b>	<b>5%</b>	<b>11%</b>

**Tabla 7.** Promedio de mejoras SNR para 5 marcos en todas las regiones.

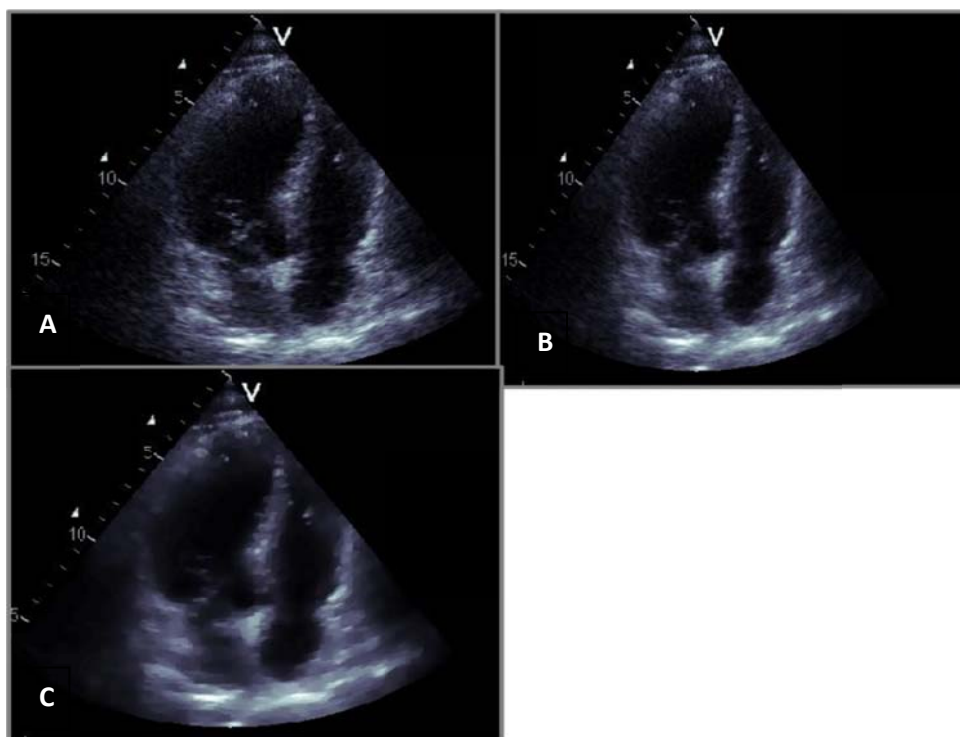


**Figura 14.** Imagen de video 1 ciclo de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica

D718M31S	PROMEDIO 5 REG				
1 CICLO	SNR (Im Orig)	SNR1 (Im CTemp)	SNR2 (CTemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
<i>k=1</i>	3,3194	3,4083	4,5191	2,851%	37,171%
<i>k=2</i>	3,2637	3,5635	5,0566	9,909%	54,468%
<i>k=3</i>	3,4204	3,7026	4,4379	8,966%	32,110%
<i>k=4</i>	3,3590	3,8349	4,2793	14,371%	28,127%
<i>k=5</i>	3,2153	3,4895	4,4995	9,145%	41,170%
<i>k=6</i>	3,1256	3,2980	3,8951	5,692%	25,142%
<i>k=7</i>	3,1312	3,3664	3,8501	8,391%	24,425%
<i>k=8</i>	3,0490	3,4243	3,5954	12,867%	18,821%
<i>k=9</i>	3,1702	3,6470	4,0252	16,452%	29,876%
<i>k=10</i>	3,0450	3,2288	3,8890	6,539%	29,397%
<i>k=11</i>	3,0313	3,2977	4,6614	9,608%	53,228%
<b>PROM. GENERAL</b>	<b>3,194</b>	<b>3,478</b>	<b>4,246</b>	<b>10%</b>	<b>34%</b>

**Tabla 8.** Promedio de mejoras SNR para 5 marcos en todas las regiones.

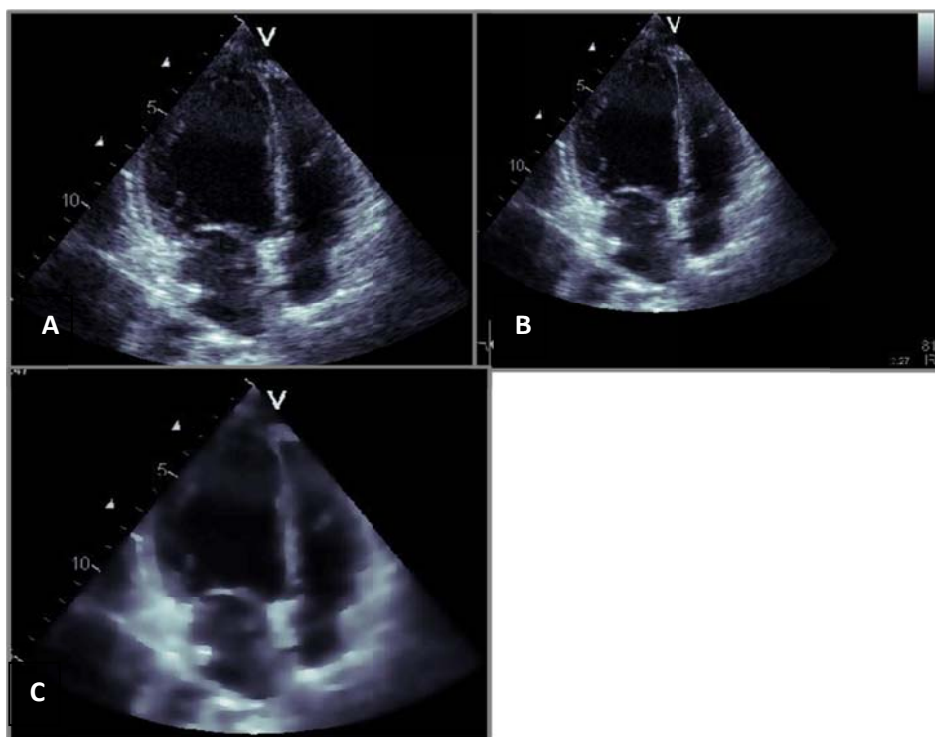




**Figura 15.** Imagen de video 1 ciclo de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica

D718NH9U	PROMEDIO 5 REG				
1 CICLO	SNR (Im Orig)	SNR1 (Im CTemp)	SNR2 (CTemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
<i>k=1</i>	1,6126	1,6737	1,8313	3,555%	13,400%
<i>k=2</i>	1,7768	1,8218	2,1297	2,542%	19,057%
<i>k=3</i>	1,9260	2,0478	2,1989	5,712%	13,856%
<i>k=4</i>	1,6859	1,8496	2,3128	10,249%	35,304%
<i>k=5</i>	1,6896	1,7695	2,3313	4,765%	35,453%
<i>k=6</i>	1,8215	1,9491	2,6011	5,905%	38,852%
<i>k=7</i>	1,9274	2,1376	2,6457	9,872%	35,183%
<i>k=8</i>	1,7972	1,8967	2,3593	5,471%	30,495%
<i>k=9</i>	1,7709	1,8174	2,1850	2,488%	22,545%
<i>k=10</i>	1,7307	1,8611	2,2443	7,662%	28,732%
<i>k=11</i>	1,5925	1,7154	2,0356	7,752%	27,279%
<b>PROM. GENERAL</b>	<b>1,757</b>	<b>1,867</b>	<b>2,261</b>	<b>6%</b>	<b>27%</b>

**Tabla 9.** Promedio de mejoras SNR para 5 marcos en todas las regiones.

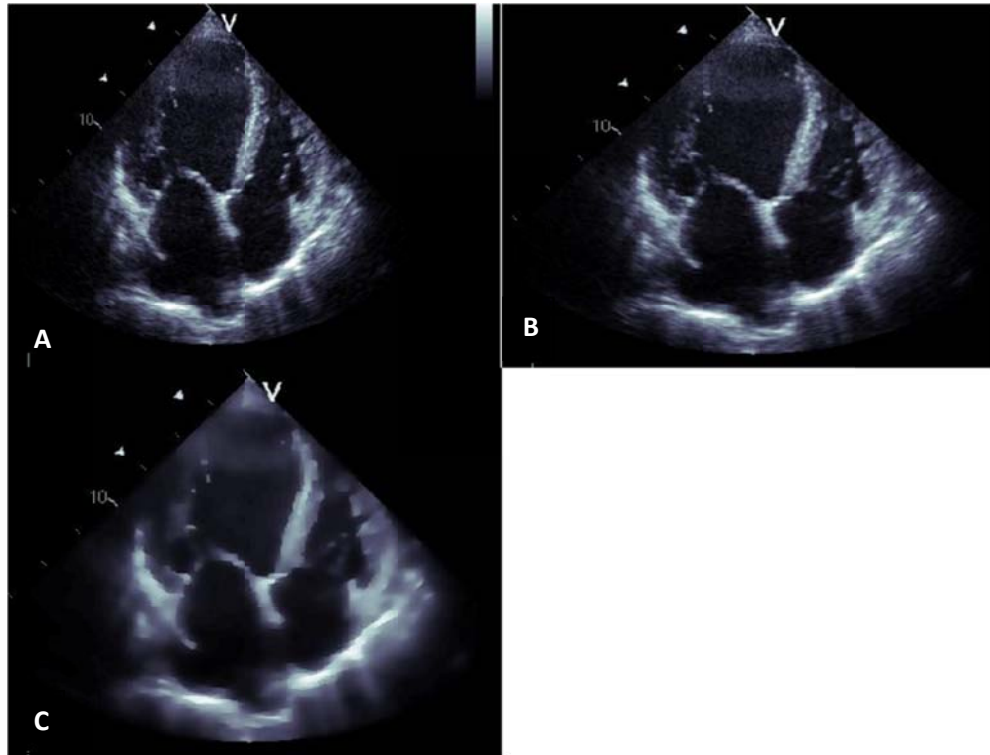


**Figura 16.** Imagen de video 1 ciclo de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica

D718LCHQ	PROMEDIO 5 REG				
1 CICLO	SNR (Im Orig)	SNR1 (Im CTemp)	SNR2 (CTemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
<i>k=1</i>	2,4439	2,6152	3,3845	5,583%	32,764%
<i>k=2</i>	2,5134	2,7407	3,1275	7,071%	20,242%
<i>k=3</i>	2,4601	2,8086	2,9779	11,348%	17,418%
<i>k=4</i>	2,3963	2,5328	2,7898	5,353%	15,790%
<i>k=5</i>	2,4549	2,5168	3,0339	2,237%	23,806%
<i>k=6</i>	2,5480	2,6158	3,1401	2,962%	23,917%
<i>k=7</i>	2,5763	2,6738	3,3071	4,548%	30,218%
<i>k=8</i>	2,3476	2,6217	3,3799	11,874%	44,983%
<i>k=9</i>	2,4035	2,6289	3,1456	11,456%	30,840%
<i>k=10</i>	2,5515	2,8365	3,0044	8,406%	13,738%
<i>k=11</i>	2,2821	2,5962	2,7228	12,477%	17,760%
<i>k=12</i>	2,2489	2,3673	2,6164	4,724%	15,645%
<b>PROM. GENERAL</b>	<b>2,436</b>	<b>2,630</b>	<b>3,052</b>	<b>7%</b>	<b>24%</b>

**Tabla 10.** Promedio de mejoras SNR para 5 marcos en todas las regiones.

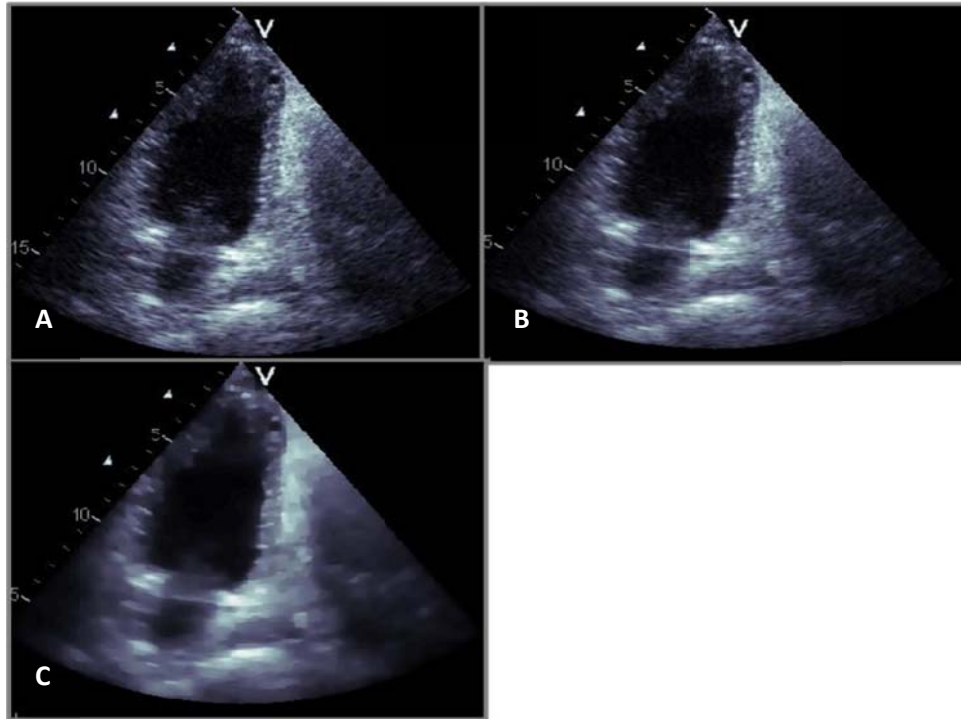




**Figura 17.** Imagen de video 1 ciclo de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica

D7190SAM	PROMEDIO 5 REG				
1 CICLO	SNR (Im Orig)	SNR1 (Im CTemp)	SNR2 (CTemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
<i>k=1</i>	2,5801	2,6352	2,9873	2,039%	14,683%
<i>k=2</i>	2,6833	2,7785	3,2009	3,732%	17,922%
<i>k=3</i>	2,5368	2,7182	3,1147	6,683%	20,932%
<i>k=4</i>	2,4488	2,6501	2,9862	7,446%	20,201%
<i>k=5</i>	2,4180	2,4802	2,8168	2,148%	14,930%
<i>k=6</i>	2,7389	2,8835	3,4184	4,765%	22,158%
<i>k=7</i>	2,5811	2,6670	3,3959	3,089%	29,118%
<i>k=8</i>	2,5522	2,6413	3,4140	3,092%	31,475%
<b>PROM. GENERAL</b>	<b>2,567</b>	<b>2,682</b>	<b>3,167</b>	<b>4%</b>	<b>21%</b>

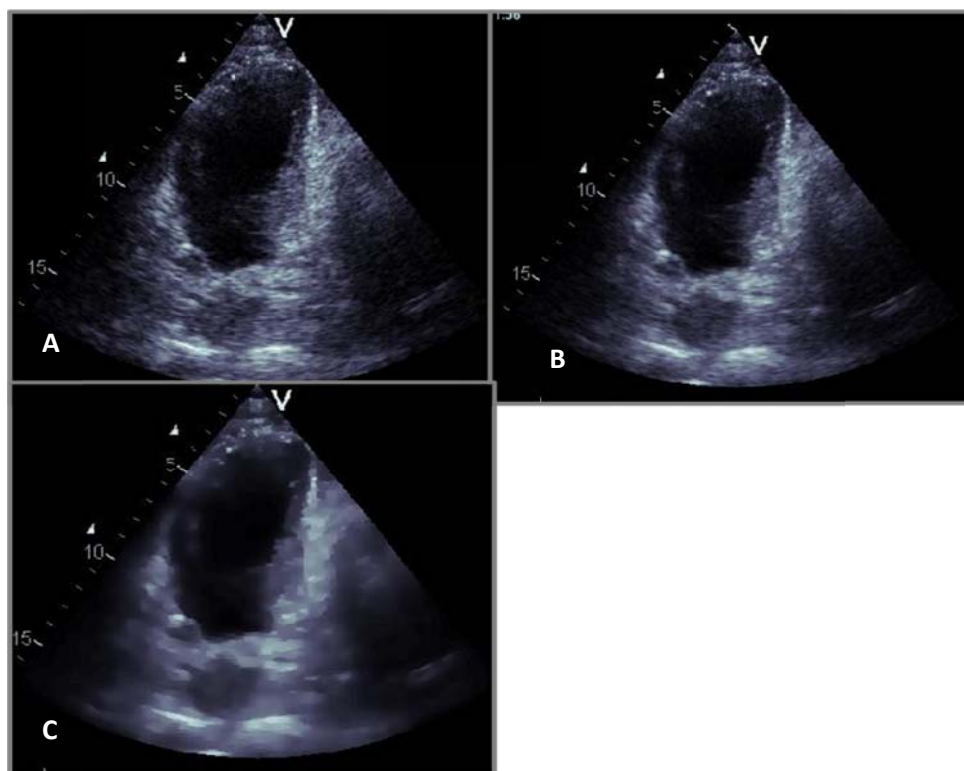
**Tabla 11.** Promedio de mejoras SNR para 5 marcos en todas las regiones.



**Figura 18.** Imagen de video 1 ciclo de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica

D7I81UOK	PROMEDIO 5 REG				
1 CICLO	SNR (Im Orig)	SNR1 (Im CTemp)	SNR2 (CTemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
<i>k=1</i>	3,4993	3,8718	4,8808	10,496%	37,118%
<i>k=2</i>	3,4631	3,9930	4,4587	14,225%	26,700%
<i>k=3</i>	3,8260	4,2282	4,1872	9,327%	6,443%
<i>k=4</i>	3,4680	3,8516	3,8419	11,282%	11,500%
<i>k=5</i>	2,9256	3,2847	3,4800	12,676%	23,586%
<i>k=6</i>	3,3191	3,5578	3,8140	8,036%	17,190%
<i>k=7</i>	3,5838	3,8914	3,8316	7,556%	4,008%
<i>k=8</i>	3,3751	3,8425	4,6160	13,301%	32,858%
<i>k=9</i>	3,1677	3,4913	4,7006	10,882%	46,209%
<i>k=10</i>	3,2250	3,6584	4,3347	13,813%	36,297%
<b>PROM. GENERAL</b>	<b>3,385</b>	<b>3,767</b>	<b>4,215</b>	<b>11%</b>	<b>24%</b>

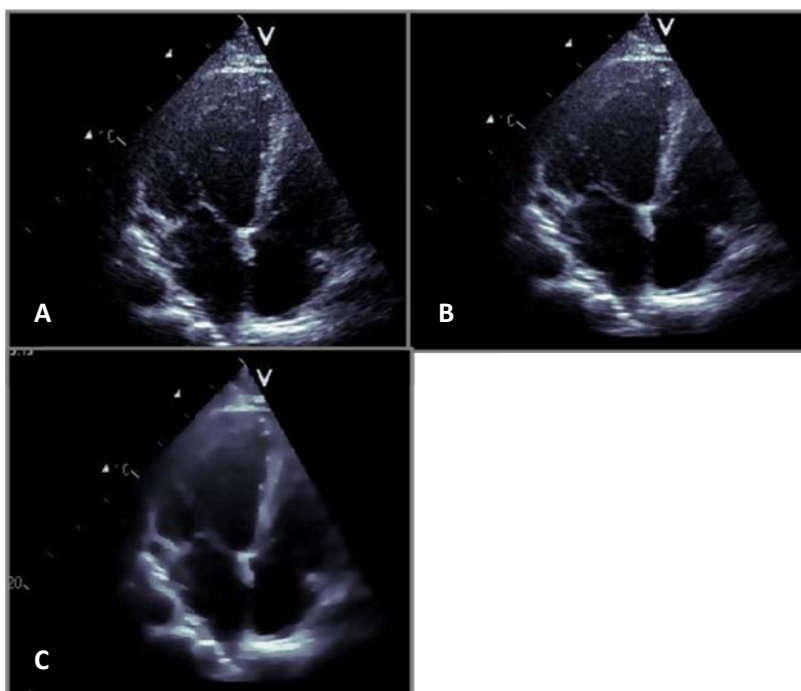
**Tabla 12.** Promedio de mejoras SNR para 5 marcos en todas las regiones.



**Figura 19.** Imagen de video 1 ciclo de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica

D718ORIO	PROMEDIO 5 REG				
1 CICLO	SNR (Im Orig)	SNR1 (Im CTemp)	SNR2 (CTemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
<i>k=1</i>	3,1581	3,4826	4,2355	8,883%	29,712%
<i>k=2</i>	3,0203	3,5724	4,1269	17,468%	34,749%
<i>k=3</i>	2,8799	3,2031	3,6489	10,416%	25,668%
<i>k=4</i>	2,6770	2,8605	3,4224	6,722%	28,509%
<i>k=5</i>	2,5630	2,7544	2,9649	7,725%	15,879%
<i>k=6</i>	2,5816	2,8409	3,2774	9,513%	26,854%
<i>k=7</i>	2,7969	2,9360	3,1187	4,589%	11,104%
<i>k=8</i>	3,1389	3,1630	3,4410	1,015%	9,988%
<i>k=9</i>	3,1707	3,3173	3,4591	4,444%	8,738%
<i>k=10</i>	2,9306	3,1635	3,4842	7,478%	18,293%
<i>k=11</i>	3,0053	3,2391	3,4182	7,073%	12,883%
<i>k=12</i>	3,4436	3,7983	4,0516	9,181%	16,100%
<b>PROM. GENERAL</b>	<b>2,947</b>	<b>3,194</b>	<b>3,554</b>	<b>8%</b>	<b>20%</b>

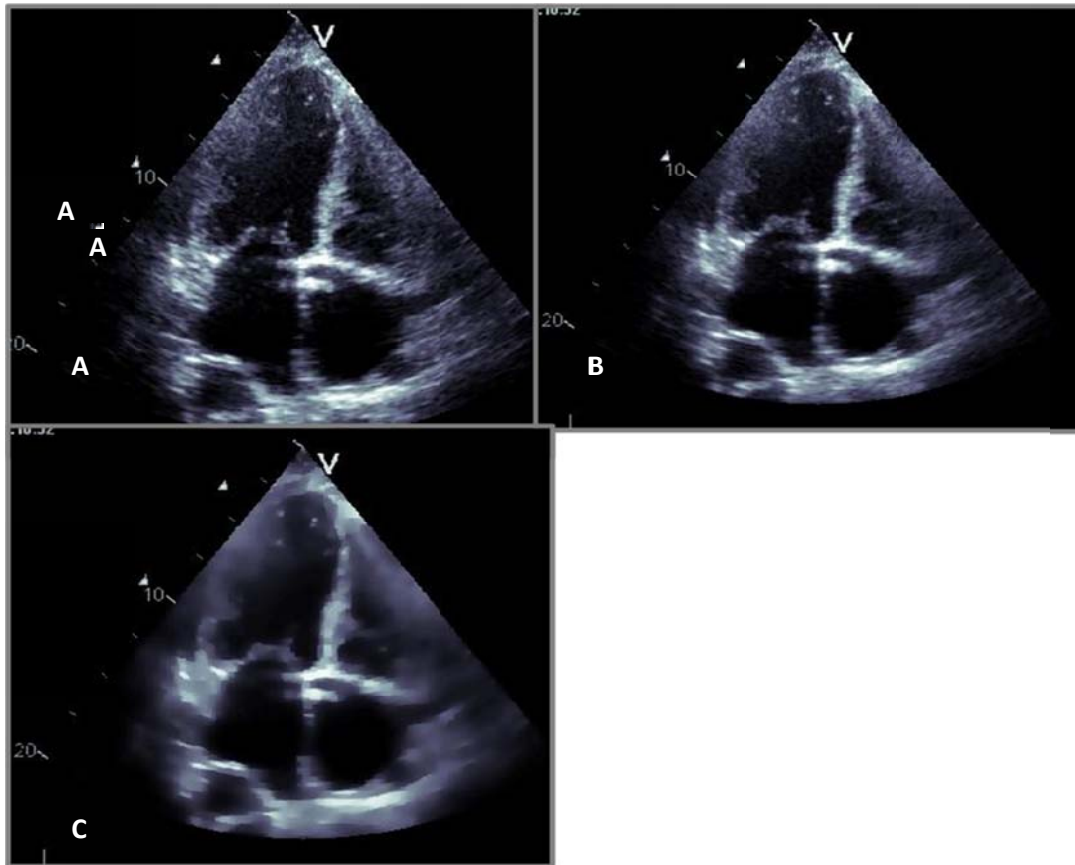
**Tabla 13.** Promedio de mejoras SNR para 5 marcos en todas las regiones.



**Figura 20.** Imagen de video 1 ciclo de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica

D718QII6	PROMEDIO 5 REG				
1 CICLO	SNR (Im Orig)	SNR1 (Im CTemp)	SNR2 (CTemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
<i>k=1</i>	2,3326	2,6130	3,7593	10,034%	48,924%
<i>k=2</i>	2,3449	2,5842	3,4137	8,923%	39,624%
<i>k=3</i>	2,3359	2,4285	2,9890	3,897%	23,701%
<i>k=4</i>	2,3415	2,4371	2,9451	3,104%	20,363%
<i>k=5</i>	2,3455	2,5670	3,0755	7,932%	25,338%
<i>k=6</i>	2,4898	2,7381	3,3009	8,104%	26,466%
<i>k=7</i>	2,5291	2,6197	3,2451	2,980%	23,034%
<i>k=8</i>	2,5355	2,6364	3,7605	3,712%	39,259%
<i>k=9</i>	2,4300	2,6448	3,4646	7,813%	36,762%
<b>PROM. GENERAL</b>	<b>2,409</b>	<b>2,585</b>	<b>3,328</b>	<b>6%</b>	<b>31%</b>

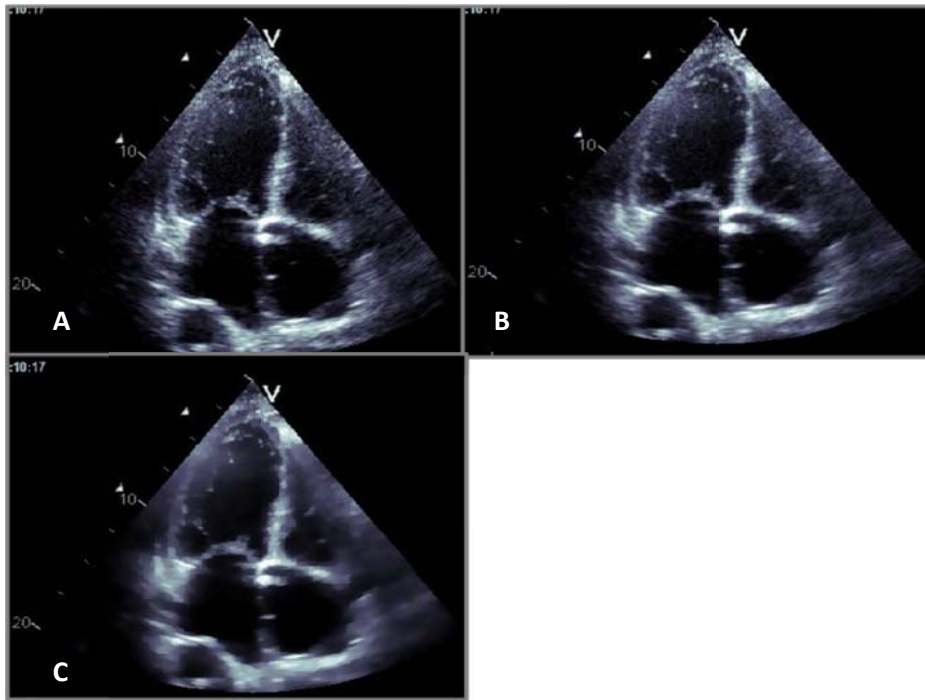
**Tabla 14.** Promedio de mejoras SNR para 5 marcos en todas las regiones.



**Figura 21.** Imagen de video 1 ciclo de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica

D718K990	PROMEDIO 5 REG				
1 CICLO	SNR (Im Orig)	SNR1 (Im CTemp)	SNR2 (Ctemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
<i>k=1</i>	2,8964	3,3172	4,0175	14,964%	39,316%
<i>k=2</i>	2,8051	3,0721	3,7406	9,273%	29,119%
<i>k=3</i>	2,7342	3,0284	3,3247	9,148%	18,058%
<i>k=4</i>	2,7965	3,0187	3,3992	6,961%	18,001%
<i>k=5</i>	3,0633	3,1470	3,7862	1,949%	20,977%
<i>k=6</i>	3,3782	3,5605	4,3894	4,691%	24,420%
<i>k=7</i>	3,1578	3,4796	4,3085	9,866%	31,959%
<i>k=8</i>	3,2329	3,5311	4,7181	7,759%	37,580%
<b>PROM. GENERAL</b>	<b>3,008</b>	<b>3,269</b>	<b>3,961</b>	<b>8%</b>	<b>27%</b>

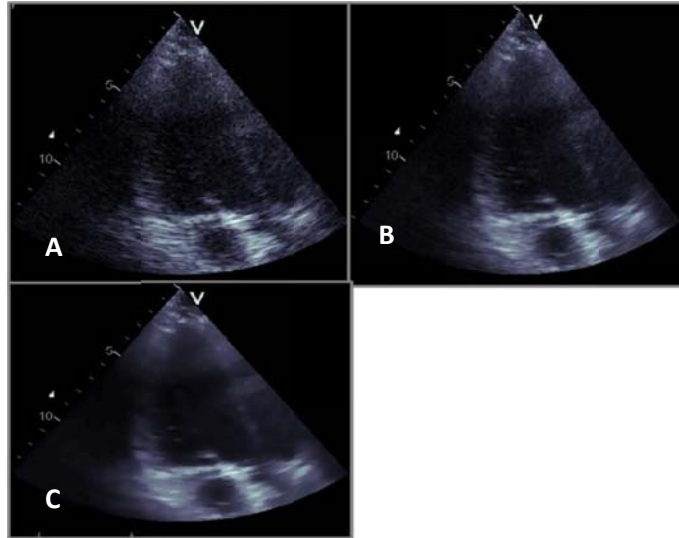
**Tabla 15.** Promedio de mejoras SNR para 5 marcos en todas las regiones.



**Figura 22.** Imagen de video 1 ciclo de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica

D718JHPM	PROMEDIO 5 REG				
1 CICLO	SNR (Im Orig)	SNR1 (Im CTemp)	SNR2 (CTemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
<i>k=1</i>	2,6703	2,9015	3,1268	8,446%	17,070%
<i>k=2</i>	2,3169	2,4659	2,7288	6,755%	18,103%
<i>k=3</i>	2,2549	2,3883	2,8298	5,626%	24,653%
<i>k=4</i>	2,3526	2,3787	2,5131	1,103%	6,664%
<i>k=5</i>	2,5646	2,6063	2,6764	1,708%	4,259%
<i>k=6</i>	2,6071	2,7180	2,8275	4,239%	8,198%
<i>k=7</i>	2,6513	2,8290	2,9672	6,711%	11,918%
<i>k=8</i>	2,5924	2,7455	3,0359	5,452%	15,875%
<b>PROM. GENERAL</b>	<b>2,501</b>	<b>2,629</b>	<b>2,838</b>	<b>5%</b>	<b>13%</b>

**Tabla 16.** Promedio de mejoras SNR para 5 marcos en todas las regiones.

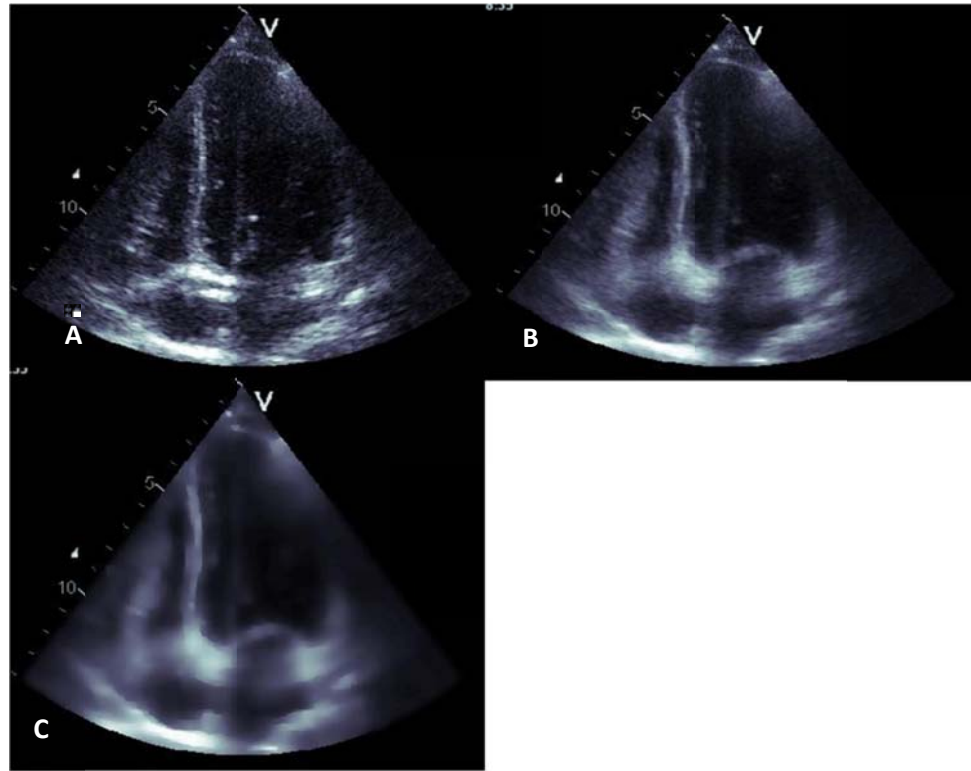


**Figura 23.** Imagen de video 1 ciclo de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A) imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica

DAP7BG02	PROMEDIO 5 REG				
1 CICLO	SNR (Im Orig)	SNR1 (Im CTemp)	SNR2 (CTemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
<i>k=1</i>	2,8019	3,5904	6,9214	26,386%	138,032%
<i>k=2</i>	2,9776	3,6557	5,7417	20,370%	95,536%
<i>k=3</i>	2,8423	3,6995	5,8881	29,879%	109,216%
<i>k=4</i>	3,2914	4,8559	5,3043	46,676%	62,052%
<i>k=5</i>	3,0236	4,1896	5,8381	40,034%	96,853%
<i>k=6</i>	2,7141	3,4898	5,0015	28,987%	84,647%
<i>k=7</i>	2,8852	3,4506	4,8526	19,949%	67,682%
<i>k=8</i>	2,3644	3,2375	4,5430	36,145%	90,211%
<i>k=9</i>	2,3897	2,9356	4,4260	22,457%	82,994%
<i>k=10</i>	2,2853	3,0214	5,1115	32,504%	120,090%
<i>k=11</i>	2,5815	3,3163	5,8028	29,209%	121,859%
<i>k=12</i>	2,8301	3,4459	5,8667	24,118%	117,916%
<i>k=13</i>	2,9667	3,8749	6,9530	33,992%	158,630%
<i>k=14</i>	3,4220	4,1834	6,8537	21,939%	127,063%
<i>k=15</i>	3,2947	4,1437	7,4016	25,348%	155,780%
<i>k=16</i>	3,2025	4,0082	6,8481	25,577%	147,851%
<i>k=17</i>	3,4236	4,0397	5,9048	20,145%	83,062%
<i>k=18</i>	2,7327	3,7752	4,4071	37,161%	61,707%
<b>PROM. GENERAL</b>	<b>2,891</b>	<b>3,717</b>	<b>5,759</b>	<b>29%</b>	<b>107%</b>

**Tabla 17.** Promedio de mejoras SNR para 5 marcos en todas las regiones.



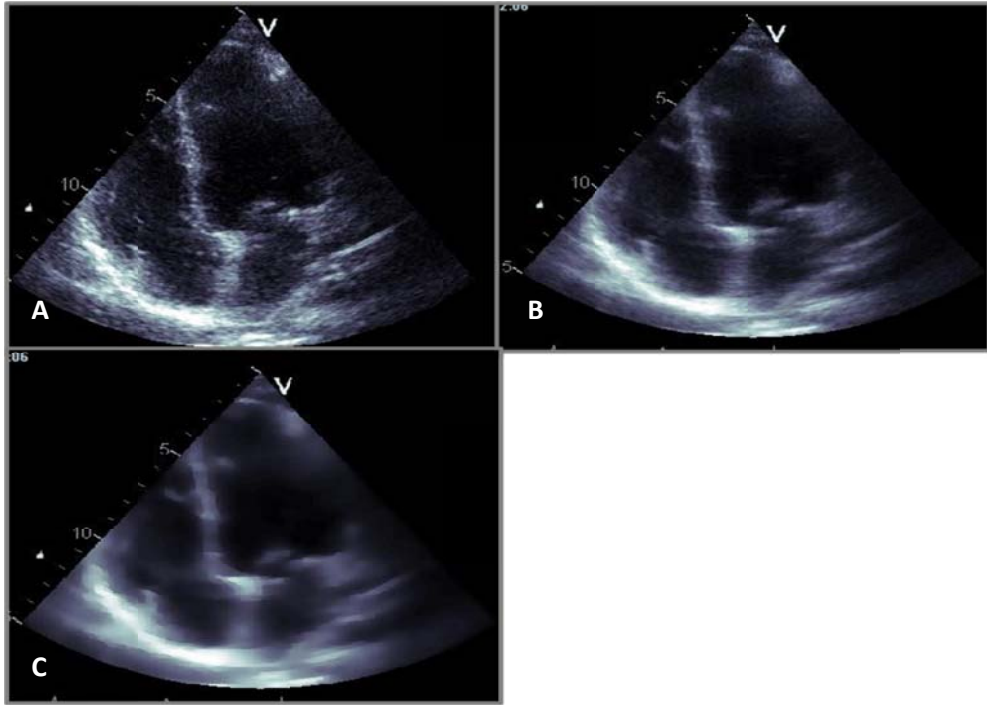


**Figura 24.** Imagen de video 1 ciclo de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica

DAP7BA00	PROMEDIO 5 REG				
1 CICLO	SNR (Im Orig)	SNR1 (Im CTemp)	SNR2 (CTemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
<i>k=1</i>	2,9514	4,4493	5,0050	56,550%	75,621%
<i>k=2</i>	3,0669	4,8050	5,7957	65,193%	93,207%
<i>k=3</i>	3,0744	4,7586	5,8021	55,759%	86,560%
<i>k=4</i>	3,3070	5,1440	4,9032	51,007%	47,393%
<i>k=5</i>	3,0731	4,1435	4,4238	35,516%	44,208%
<i>k=6</i>	2,7939	3,6431	3,8110	30,366%	35,415%
<i>k=7</i>	2,6748	3,5616	4,0183	32,110%	48,383%
<i>k=8</i>	2,4246	3,5176	3,6179	45,137%	48,764%
<i>k=9</i>	2,3119	3,5840	4,1918	60,735%	85,959%
<i>k=10</i>	2,3177	3,5005	4,5026	56,023%	97,967%
<i>k=11</i>	2,5971	3,8163	5,8523	50,993%	122,903%
<i>k=12</i>	3,0341	4,0468	5,0922	38,035%	74,176%
<i>k=13</i>	3,2346	3,7751	5,3305	20,821%	66,713%
<i>k=14</i>	3,3387	3,9870	4,9283	21,028%	48,281%
<b>PROM. GENERAL</b>	<b>2,871</b>	<b>4,052</b>	<b>4,805</b>	<b>44%</b>	<b>70%</b>

**Tabla 18.** Promedio de mejoras SNR para 5 marcos en todas las regiones.





**Figura 25.** Imagen de video 1 ciclo de un eco cardiograma sin procesamiento y procesada. (A). imagen original (sin procesamiento). (B) imagen procesada con composición temporal. (C) imagen procesada con composición y filtro de difusión anisotrópica

DAP7D9G4	PROMEDIO 5 REG				
1 CICLO	SNR (Im Orig)	SNR1 (Im CTemp)	SNR2 (CTemp+Filtro)	Mejora SNR Vs SNR1	Mejora SNR Vs SNR2
<i>k=1</i>	2,4707	3,0531	3,2357	21,668%	28,542%
<i>k=2</i>	2,4817	2,9848	3,0927	19,380%	23,540%
<i>k=3</i>	2,5776	3,0998	3,1851	20,689%	23,933%
<i>k=4</i>	2,8764	3,4913	3,7363	23,183%	31,857%
<i>k=5</i>	2,9702	3,9229	4,1434	33,528%	41,380%
<i>k=6</i>	2,8953	3,8332	4,5165	32,521%	54,718%
<i>k=7</i>	2,7120	3,7479	4,3459	40,319%	62,748%
<i>k=8</i>	2,5906	3,4609	3,9130	35,528%	53,611%
<i>k=9</i>	2,6552	3,4478	3,6673	32,387%	41,492%
<i>k=10</i>	2,8882	3,5388	4,3778	26,488%	58,422%
<i>k=11</i>	3,2849	4,1324	5,0538	25,110%	52,656%
<i>k=12</i>	3,5349	4,4852	5,1790	27,134%	47,127%
<i>k=13</i>	3,6425	3,9796	4,5107	19,886%	36,747%
<i>k=14</i>	3,4327	3,9123	4,0558	13,931%	18,065%
<i>k=15</i>	3,3390	3,8468	4,2222	16,058%	27,428%
<i>k=16</i>	3,2017	3,6490	4,2494	14,049%	31,666%
<b>PROM. GENERAL</b>	<b>2,972</b>	<b>3,662</b>	<b>4,093</b>	<b>25%</b>	<b>40%</b>

**Tabla 19.** Promedio de mejoras SNR para 5 marcos en todas las regiones.

