



Facultad de Ingeniería
División de Estudios de Postgrado
Maestría en Computación

DESARROLLO DE UN ENFOQUE COMPUTACIONAL PARA LA
EXTRACCIÓN Y CARACTERIZACIÓN DEL MOVIMIENTO DEL
VENTRÍCULO IZQUIERDO EN IMÁGENES DE TOMOGRAFÍA
MULTICAPA

Autor: Ing. Juan José Mantilla Jauregui

Tutor: Dr. Antonio Bravo

Mérida, Marzo 2008

Agradecimiento

A la Universidad Nacional Experimental del Táchira por ser mi casa de estudios y permitir mi formación académica. Al Decanato de Investigación por el soporte del proyecto de investigación a través del Grupo de Bioingeniería.

A la Universidad de Los Andes - División de estudios de Postgrado - Maestría en Computación por su trayectoria y calidad de formación académica impartida.

Al profesor Antonio Bravo por incursionarme en el mundo de la investigación, brindarme apoyo y asesoría permanente durante el desarrollo de la tesis.

Al Grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Los Andes GIBULA por proporcionar la base de datos de la reconstrucción tridimensional del ventrículo izquierdo a partir de Angiocardigrafía.

Al Centro de Cardiología de la ciudad de Rennes en Francia por proporcionar la base de datos de Tomografía Computarizada Multicapa.

A mis padres

Resumen

Se describe el desarrollo de una herramienta computacional multiplataforma cuyo marco de trabajo de visualización está basado en *Visualization Toolkit* (VTK) y el marco de trabajo para desarrollo de interfaz gráfica en *Fast Light Toolkit* (FLTK), para la extracción y caracterización del movimiento del ventrículo izquierdo (LV) en imágenes cardíacas tridimensionales (3-D). VTK es una herramienta útil para la computación gráfica 3-D, procesamiento de imágenes y visualización científica en general, fundamentada en una biblioteca de clases C++ de fuente abierta. FLTK es una herramienta multiplataforma que permite el desarrollo de interfaz de usuario (*Graphics User Interface*, GUI) fundamentada en *OpenGL*. La herramienta recibe como datos de entrada representaciones geométricas del LV construídas a partir de imágenes de Tomografía Computarizada Multicapa (*Multislice Computed Tomography*, MSCT), y de modelos 3-D de la cavidad ventricular izquierda reconstruidos a partir de proyecciones ortogonales de Angiocardiógrafa Biplana. Un algoritmo de correspondencia no rígida en dos dimensiones (2-D) es usado para hacer el seguimiento de un conjunto de puntos críticos detectados en los contornos que definen las superficies del ventrículo izquierdo. El objetivo es establecer la correspondencia entre contornos que definen la forma 3-D del LV en instantes de tiempo consecutivos. Con la aplicación de algoritmos de caracterización del movimiento ventricular se logra extraer parámetros asociados al movimiento cardíaco útiles para el diagnóstico de patologías cardíacas. Entre los parámetros considerados, se encuentran los índices de torsión, de contracción radial, de contracción longitudinal, y una representación estática del movimiento basada en cortes longitudinales y radiales del LV, y su integración en un esquema polar conocido como *Bull Eye*.

Palabras Claves: Ventrículo izquierdo, movimiento cardíaco, tomografía computarizada multicapa, angiocardiógrafa biplana, correspondencia no rígida, *bull eye*, torsión, contracción radial.

Índice

Agradecimiento

Resumen ii

Nomenclatura viii

1	Introducción	1
1.1	Introducción al Problema	1
1.2	Descripción del Trabajo	4
1.2.1	Hipótesis	4
1.2.2	Objetivos	4
1.2.3	Sumario	5
1.3	Contribuciones	6
2	Metodología para la Estimación del Movimiento Cardíaco	7
2.1	Introducción	7
2.2	Antecedentes	8
2.3	Materiales	11
2.3.1	Tomografía Computarizada Multicapa MSCCT	11
2.3.2	Angiocardiografía	13
2.3.3	Representación geométrica del LV	14
2.3.4	Fuente de Datos	16
2.4	Métodos	17
2.4.1	Extracción de marcadores anatómicos	17
2.4.2	Puesta en Correspondencia	19
2.4.3	Extracción de parámetros que describen la mecánica ventricular	22
3	Entorno de Software	27
3.1	Introducción	27
3.2	Lenguajes de programación	27
3.2.1	Visualization Toolkit VTK	29
3.2.2	Fast Light Toolkit FLTK	29
3.3	Clases y objetos empleados en la Interfaz Gráfica	30
3.3.1	Configuración Inicial	33
3.3.2	Extracción de Parámetros de la cavidad ventricular	35
3.3.3	Caracterización del movimiento ventricular	37

4	Resultados y Discusión	41
4.1	Etapa de Extracción de puntos críticos	41
4.2	Etapa de puesta en correspondencia	43
4.3	Representación del movimiento ventricular	46
4.4	Parámetros que describen la cavidad ventricular izquierda	48
4.4.1	Contracción Radial	49
4.4.2	Contracción Longitudinal	52
4.4.3	Índice de Torsión	55
4.4.4	Representación <i>Bull Eye</i>	57
4.4.5	Reconstrucción 3-D de la superficie ventricular	60
4.5	Validación de resultados	61
5	Conclusiones y Perspectivas	65
	Bibliografía	68

Índice de Figuras

2.1	Cortes tomográficos del tórax.	12
2.2	Imagen angiográfica del LV en incidencia oblicua derecha anterior 30° (RAO).	14
2.3	Esquema de la representación geométrica del LV a partir de la base de datos de MSCT	15
2.4	Esquema de la representación geométrica del LV a partir de la base de datos de Angiocardiografía	16
2.5	Planos sobre el volumen ventricular	23
2.6	Movimientos de la cavidad ventricular	25
2.7	Representación <i>Bull Eye</i>	25
2.8	Segmentos en la Representación <i>Bull Eye</i>	26
3.1	Esquema de listas enlazadas como manejo de memoria	28
3.2	Proceso de Visualización	31
3.3	Comunicación entre C++, VTK y FLTK en el desarrollo de la herramienta	32
3.4	Selección del primer instante del ciclo cardíaco	33
3.5	Estructura del Archivo de texto que contiene la data de la geometría ventricular	34
3.6	Objetos de la librería FLTK en la Interfaz Inicial	34
3.7	Primera etapa en el proceso de extracción y caracterización de la mecánica ventricular	35
3.8	Selección del instante de Diástole en el ciclo cardíaco	36
3.9	Interacción de clases FLTK y VTK en la interfaz	36
3.10	Interacción de clases FLTK y VTK a nivel de clases	37
3.11	Etapas de Extracción de Parámetros que describen la mecánica ventricular	37
3.12	Etapas de Caracterización y Visualización de Parámetros	38
3.13	Contracción Radial	39
3.14	Contracción Longitudinal	39
3.15	Torsión	39
3.16	Objetos FLTK en la Representación <i>Bull Eye</i>	40
3.17	Superficie 3-D con los puntos de máxima contracción	40
4.1	Software de visualización en Microsoft Windows Vista	42
4.2	Software de visualización en Linux Ubuntu	42
4.3	Puntos Críticos para la BD de MSCT	43
4.4	Puntos Críticos para la BD de Angiocardiografía	44
4.5	Árbol binario de 3 niveles BD MSCT	45

4.6	Árbol binario de 3 niveles BD Angiocardiografía	45
4.7	Correspondencia final en las regiones de la Base, Ecuador y Ápex para MSCT	46
4.8	Correspondencia final en las regiones de la Base, Ecuador y Ápex para Angiocardiografía	47
4.9	Vectores de Desplazamiento en 3 instantes del ciclo cardiaco BD MSCT . .	48
4.10	Vectores de Desplazamiento en 3 instantes del ciclo cardiaco BD Angiocardiografía	48
4.11	Índice de Contracción Radial Promedio BD MSCT	50
4.12	Índice de Contracción Radial Máxima BD MSCT	51
4.13	Índice de Contracción Radial Promedio BD Angiocardiografía	52
4.14	Índice de Contracción Radial Máxima BD Angiocardiografía	53
4.15	Índice de Contracción Longitudinal BD MSCT	54
4.16	Índice de Contracción Longitudinal BD Angiocardiografía	55
4.17	Índice de Torsión Promedio BD MSCT	56
4.18	Índice de Torsión Máxima BD MSCT	57
4.19	Índice de Torsión Promedio BD Angiocardiografía	58
4.20	Índice de Torsión Máxima BD Angiocardiografía	59
4.21	Representación <i>Bull Eye</i> del movimiento del LV BD MSCT	60
4.22	Representación <i>Bull Eye</i> del movimiento del LV BD Angiocardiografía . . .	61
4.23	Reconstrucción 3-D del LV y puntos de máxima contracción radial BD MSCT	62
4.24	Reconstrucción 3-D del LV y puntos de máxima contracción radial BD Angiocardiografía	62

Índice de Tablas

3.1	Clases de la librería VTK	31
3.2	Clases de la librería FLTK	31
4.1	Índice de Contracción Radial Promedio BD MSCT	49
4.2	Índices de Contracción Radial Máxima BD MSCT	50
4.3	Índices de Contracción Radial Promedio BD Angiocardiografía	51
4.4	Índices de Contracción Radial Máxima BD Angiocardiografía	52
4.5	Índice de Contracción Longitudinal BD MSCT	53
4.6	Índice de Contracción Longitudinal BD Angiocardiografía	54
4.7	Índice de Torsión Promedio BD MSCT	56
4.8	Índice de Torsión Máxima BD MSCT	57
4.9	Índice de Torsión Promedio BD Angiocardiografía	58
4.10	Índice de Torsión Máxima BD Angiocardiografía	59

Nomenclatura

n -D	n -dimensional, $n \in \{2, 3, 4\}$.
3-DE	Ecocardiografía 3-D.
CT	Tomografía Computacional.
BD	Base de Datos.
LV	Ventrículo Izquierdo - <i>Left Ventricle</i>
MSCT	Tomografía Computarizada Multicapa.
MRI	Imágenes por Resonancia Magnética.
CVD	Daño cardiovascular.
US	Ultrasonido.
PET-SPECT	Tomografía por Emisión Nuclear.
A-RX	Angiografía por rayos X.
FO	Flujo Óptico.
VBOF	Flujo Óptico de brillo variable.
VTK	Visualization Toolkit.
FLTK	Fast Light Toolkit.
GUI	Interfaz Gráfica de Usuario.
RAO	Oblicua Derecha Anterior 30°.
ECG	Ecocardiograma
EF	Fracción de Eyección

Capítulo 1

Introducción

1.1 Introducción al Problema

Actualmente, las enfermedades cardiovasculares representan la primera causa de muerte tanto en los países desarrollados como en la mayoría de los países en vías de desarrollo, por encima del cáncer y de los accidentes de tránsito. Según datos de la Organización Mundial de la Salud, cada año se producen 13,7 millones de muertes por enfermedad cardiovascular en todo el mundo [1]. En los países desarrollados esta patología representó el 45,6% de la mortalidad total, y en los países en vía de desarrollo el 24,5% del total de muertes.

De acuerdo a las últimas estadísticas del Ministerio de Salud y Desarrollo Social Venezolano para el año 2002 las primeras cinco causas de muerte fueron: enfermedades cardiovasculares, cáncer, suicidios y homicidios, accidentes de todo tipo y enfermedades cerebrovasculares [2]. La mortalidad anual por enfermedades cardiovasculares para el año 2002 es de 22349 personas, lo cual representa el 21,33% del total de defunciones.

La valoración de la capacidad de contracción/relajación de los ventrículos así como también la localización y extensión del daño isquémico por medio de la cuantificación de las zonas de baja perfusión miocárdica, es posible con ayuda de técnicas de análisis de las propiedades mecánicas del miocardio [3]. Para ello se hace necesario comprender la fisiopatología del comportamiento dinámico de las estructuras del corazón, así como el desarrollo de métodos que a partir de imágenes cardíacas permitan extraer de forma no

invasiva, un conjunto de descriptores que ayuden a caracterizar tal comportamiento. Adicionalmente, en la rutina clínica es esencialmente necesario, el desarrollo de técnicas para la representación o reconstrucción 3-D de las estructuras cardiovasculares exploradas con diversas técnicas de imagenología. En tal sentido, en el presente trabajo se abordaron estos tres aspectos que constituyen problemas abiertos en los estudios de daño cardiovascular por imágenes cardíacas.

La estimación del movimiento y las deformaciones a nivel de miocardio, constituyen una etapa esencial de procesamiento para la comprensión de la función cardíaca a partir de imágenes médicas en tres dimensiones (3-D). Los desórdenes en el movimiento de las paredes ventriculares representan indicadores sensitivos del daño cardiovascular. En particular, ha sido evidenciado que la disminución del esfuerzo transmural (entre paredes) y la disminución de la torsión del ventrículo izquierdo (LV) son indicadores importantes de la presencia de daño isquémico sobre determinada región del miocardio [4, 5]. El análisis detallado del movimiento de las cavidades del corazón en sus inicios se realizó utilizando métodos altamente invasivos, basados en la implantación en el miocardio de marcadores radiopacos o cristales ultrasónicos [6, 7]. El movimiento de las paredes del ventrículo izquierdo se analizaba, al localizar un conjunto de puntos del miocardio, correspondientes a los marcadores implantados, procediendo posteriormente a realizar el seguimiento de tales puntos durante el ciclo cardíaco. Estos métodos permitían cuantificar de forma exacta el movimiento de la pared del LV, siempre que el proceso de implantación y las características de los materiales implantados no alterasen los patrones de deformación [8].

Diversas metodologías han sido propuestas para el análisis del movimiento del ventrículo izquierdo a partir de imágenes médicas y para la extracción de parámetros que describen la dinámica ventricular, esto ha permitido mejorar las técnicas de diagnóstico clínico y las investigaciones acerca del daño cardiovascular [9]. El modelado de todas las propiedades mecánicas de las estructuras cardíacas es un problema que en la actualidad aún permanece abierto. Sin embargo, distintos enfoques basados en diferentes modalidades de imagenología cardíaca han sido desarrollados. Algunas de las modalidades comúnmente usadas son Tomografía Computarizada (CT) [10], Imágenes por Resonancia Magnética (MRI)[11, 12], Ecocardiografía 3-D [13] y Tomografía Computarizada Multicapa (MSCT)

[14, 15]. En la actualidad, la modalidad imagenológica que más se acerca a ser considerada como un estándar para el análisis del movimiento y las deformaciones del ventrículo izquierdo es la Resonancia Magnética Etiquetada [16, 17]. El análisis de imágenes cardiacas para aplicaciones tanto clínicas como de investigación ha sido un tema ampliamente estudiado, una excelente revisión acerca de las metodologías desarrolladas en los últimos años es presentada en Frangi *et al.* [18].

Diferentes técnicas han sido usadas en la descripción y cuantificación del movimiento no rígido del corazón. El análisis de movimiento no rígido sobre las estructuras miocárdicas es un problema difícil de resolver, debido a que este tipo de movimiento implica la variación de la forma de las cavidades y posiblemente la variación de la estructura topológica de las mismas. El flujo óptico ha sido usado para detectar el movimiento del endocardio mediante el análisis de los cambios en las intensidades de imágenes de MRI [19]. Sin embargo, la principal limitación de esta técnica es que usualmente el campo de desplazamientos es estimado a partir de los cortes tomográficos 2-D de un objeto 3-D, en tal sentido, los resultados obtenidos mediante esta técnica representan una aproximación al verdadero movimiento. Adicionalmente, el método no resuelve problemas como apertura, movimiento transparente y superficies ocluidas. Un conjunto de modelos físicos han sido recientemente propuestos. Tales modelos se basan en el análisis espacio-temporal (3-D + tiempo) de imágenes, proporcionando una representación más precisa de la forma de las cavidades cardiacas [12, 13, 17]. Estos modelos utilizan geometría, cinemática, dinámica y propiedades de los materiales para modelar físicamente los objetos y su interacción con el mundo físico. Además, estos enfoques incorporan conocimiento a priori acerca de la forma y del movimiento de las cavidades cardiacas, para predecir de forma exitosa la dinámica cardiaca. En tal sentido, los modelos físicos permiten obtener una representación muy aproximada del movimiento verdadero del miocardio.

El problema de la estimación del movimiento y las deformaciones del ventrículo izquierdo a partir de secuencias de imágenes 3-D, puede ser resuelto utilizando técnicas basadas en correspondencia, las cuales permiten determinar un criterio de correspondencia entre pequeñas áreas o características de la imagen entre un instante y el próximo de una secuencia. Normalmente, las imágenes son representadas como contornos 2-D o

superficies 3-D. El criterio de correspondencia es establecido sobre un conjunto de puntos pertenecientes a la estructura que representa la cavidad cardiaca, en el tiempo t y el tiempo $t + \Delta t$. A partir de tal criterio de correspondencia, es posible inferir el movimiento de los puntos que definen el LV entre dos instantes de tiempo consecutivos.

1.2 Descripción del Trabajo

En el presente trabajo, se propone el desarrollo de un enfoque computacional para la estimación del campo de deformaciones asociado a la cavidad ventricular izquierda a partir de secuencias tridimensionales de imágenes cardiacas. Tal enfoque corresponde a una técnica de análisis de movimiento del ventrículo izquierdo basada en puesta en correspondencia.

1.2.1 Hipótesis

Resulta posible avanzar en el conocimiento acerca del movimiento del ventrículo izquierdo mediante el desarrollo de técnicas de análisis de movimiento y las deformaciones en un enfoque multimodalidad.

1.2.2 Objetivos

Objetivo General

Desarrollar una herramienta computacional para la estimación del movimiento y las deformaciones del ventrículo en Tomografía Computarizada Multicapa.

Objetivos Específicos

- Estudiar el estado del arte de los métodos para la caracterización del movimiento ventricular.
 - Desarrollar técnicas de seguimiento del movimiento en 3-D.
 - Calcular descriptores del movimiento a partir de las imágenes de tomografía computarizada multicapa.
-

- Validar los algoritmos desarrollados

1.2.3 Sumario

A partir de la información asociada al campo de deformaciones, una descripción funcional del movimiento y las deformaciones de las cavidades cardiacas pueden ser determinadas en términos de parámetros locales, como índices de contracción radial, contracción longitudinal, torsión e intensidad de movimiento en la pared ventricular clasificada por zonas.

En el Capítulo 2 se describe la metodología para la estimación del movimiento de las paredes del LV. El enfoque está compuesto por tres etapas principales:

1. Extracción de marcadores anatómicos (landmarks) de la cavidad cardiaca: En esta etapa se aplica un método de extracción de marcadores anatómicos, los cuales corresponden a puntos críticos contenidos en los contornos que describen la cavidad ventricular. Se utiliza el enfoque propuesto por Zhu y Chirlian [20].
2. Puesta en Correspondencia: La segunda etapa de la metodología propuesta corresponde a una extensión del trabajo de estimación de movimiento del LV basado en correspondencia no rígida de puntos críticos [21].
3. Extracción de parámetros que describen la mecánica ventricular: Consiste en la aplicación de algoritmos para la extracción de parámetros que caracterizan el movimiento cardiaco. Se consideran el índice de torsión, el índice de contracción radial promedio, índice de contracción longitudinal y una representación polar usada por expertos en cardiología conocida como *Bull Eye*. En esta etapa se describe la forma cómo se reconstruye el movimiento de la superficie y los puntos de máxima contracción en regiones como el ápex, el ecuador y la base.

El Capítulo 3 muestra la descripción desde el punto de vista computacional del software desarrollado. Se establece la metodología de programación usada, se describen las clases y objetos usados, así como, el manejo de la herramienta y las ventajas de usar los lenguajes de programación escogidos.

En el Capítulo 4 se muestran los resultados de la aplicación de la metodología descrita en bases de datos de imageneología 4-D y su validación desde dos diferentes enfoques: cuantitativo y cualitativo.

1.3 Contribuciones

Se ha desarrollado un enfoque para la estimación del movimiento cardiaco con el empleo de herramientas computacionales multiplataforma permitiendo la reconstrucción y caracterización del movimiento del LV a partir de contornos extraídos de imágenes de MSCT y Angiocardiografía biplana. Cada contorno en cada instante del ciclo cardiaco puede ser estudiado de manera independiente lográndose visualizar los puntos críticos que han sido extraídos con el empleo de un algoritmo de detección. Con la aplicación de algoritmos de caracterización del movimiento ventricular se lograron extraer parámetros asociados al movimiento cardiaco útiles para el diagnóstico de patologías cardiacas. Índices de torsión, contracción radial, contracción longitudinal y la representación *Bull Eye* pueden ser visualizados por medio de gráficas en tres zonas sobre la superficie del ventrículo conocidas como ápex, ecuador y base, las mismas se monitorean sobre cada uno de los instantes del ciclo cardiaco.

Esta investigación ha permitido realizar las siguientes publicaciones:

- **Mantilla J.**, Bravo A., Medina R. "Análisis del movimiento cardiaco en imágenes 3-D usando correspondencia no rígida, VI Congreso de la Sociedad Venezolana de Física. Mérida, Venezuela del 02 al 09 de Marzo de 2008. (Aceptado para su presentación).
- **Mantilla J.**, Bravo A., Medina R. "*A 3-D multi-modality image framework for left ventricle motion analysis*, V Conference on Articulated Motion and Deformable Objects. Andratx, Mallorca, Spain. 9th - 11th July 2008 (En Arbitraje)

Capítulo 2

Metodología para la Estimación del Movimiento Cardíaco

2.1 Introducción

Las imágenes cardíacas son una herramienta reconocida para el diagnóstico, tratamiento y seguimiento de patologías cardiovasculares. Con el empleo de técnicas de imagenología es posible realizar una evaluación no invasiva de la función cardíaca proporcionando información morfológica, dinámica y funcional [9]. La medición de las lesiones en regiones del miocardio debido a daño cardiovascular (CVD) es un problema clínico muy importante. El CVD se considera como una de las principales causas de mortalidad en todo el mundo, ya que es responsable de un tercio de todas las muertes, aproximadamente 13,7 millones de personas por año [1]. Cerca del 85% de la mortalidad global en los países de ingresos medios-bajos es debida al CVD y se estima que para el año 2010 el CVD sea la principal causa de muerte en los países desarrollados¹.

Los avances tecnológicos en imagenología han mejorado considerablemente la calidad del cuidado médico de los pacientes y sus diferentes modalidades han permitido a los especialistas incrementar la exactitud en sus diagnósticos, pudiendo así dar tratamientos precisos [22]. Sin embargo, en la rutina clínica las imágenes siguen siendo mayoritariamente analizadas de forma visual y en consecuencia solo cualitativamente, debido a que el proceso

¹World Health Organization, <http://www.who.int/ncd/cvd>.

de extracción de parámetros es largo y tedioso, ya que se realiza de forma manual.

La estimación exacta del movimiento y las deformaciones del corazón es esencial en la evaluación de la fisiología y dinámica cardiaca. A partir de modalidades imagenológicas bidimensionales (2-D) y tridimensionales (3-D) como ultrasonido (US), tomografía por emisión nuclear (PET-SPECT), tomografía computarizada multicapa (MSCT), resonancia magnética etiquetada (MR-tagging) y angiografía por rayos X (A-Rx), diversos parámetros cuantitativos de las estructuras cardiovasculares pueden ser extraídos, con la idea de caracterizar el comportamiento espacio-temporal del corazón [23].

La complejidad de la forma y del movimiento no rígido del ventrículo izquierdo, y la falta de puntos de referencia en el miocardio implican que las trayectorias reales de los elementos del tejido cardiaco, muchas veces, sean difíciles de inferir a partir de secuencias de imágenes. En tal sentido, diversas metodologías han sido desarrolladas para la extracción de información funcional, representación y visualización, planificación de intervenciones quirúrgicas y simulación.

A pesar que el desarrollo de aplicaciones clínicas y de investigación ha generado diversos enfoques para el modelado de la anatomía dinámica del ventrículo izquierdo [18], en la actualidad no existe un enfoque que pueda ser usado como referencia en este tipo de análisis, en tal sentido es difícil establecer cual de las metodologías existentes es más eficiente. Los mayores esfuerzos que se realizan en la actualidad conducen al desarrollo de modelos que consideran las propiedades reales de la mecánica ventricular [12, 24, 16].

2.2 Antecedentes

Los primeros trabajos realizados sobre la interpretación automática del movimiento de las cavidades cardiacas, no se basaron en la estimación directa del movimiento. El comportamiento dinámico del LV es descrito comparando los contornos en diástole y sístole final [25]. Para la cuantificación del movimiento, los contornos ventriculares son divididos en cuatro regiones funcionales, sobre las cuales debe medirse los cambios de longitud en fase sistólica, expresándolos luego como un porcentaje de las longitudes obtenidas en diástole final. El método permitió establecer una definición estadística de movimiento

sistólico normal, al realizar mediciones del mismo sobre una población de 20 pacientes. Tal metodología ha sido principalmente aplicada sobre imágenes de cineangiocardiografía [26].

El flujo óptico (OF) ha sido utilizado para analizar el movimiento del corazón. Mailloux y sus colaboradores [27, 28], presentaron un método automático para cuantificar el movimiento del corazón en secuencias de ecocardiogramas 2-D, sobre los cuales se determinan los campos de velocidad instantánea. El movimiento global del LV es valorado utilizando el promedio de las componentes radiales y tangenciales de la velocidad, sobre todos los píxeles y para cada marco de la secuencia 2-D. Debido a que el movimiento del corazón es un fenómeno 3-D, los resultados reportados por Mailloux, en experimentos sobre secuencias US 2-D, representan una aproximación del verdadero campo 3-D de velocidad. Song y Leahy [29], proponen un método para determinar los campos de velocidad 3-D del LV a partir de cine CT (Tomografía Computarizada). El enfoque es formulado dentro de la teoría de la mecánica de los medios continuos, las secuencias de CT son consideradas como un medio continuo, y los campos de velocidad asociados a las mismas, pueden determinarse a partir de la ecuación de conservación de masa (ecuación de continuidad). Tal formulación genera soluciones no necesariamente únicas, siendo necesario la utilización de funciones de penalización como técnica de regularización. La eficiencia del método es probada mediante un conjunto de experimentos sobre imágenes sintéticas y sobre secuencias de cine CT.

Un problema de los enfoques basados en el OF antes presentados, es que el movimiento de objetos como discos homogéneos paralelos al plano imagen, que rotan sobre el eje perpendicular a dicho plano, no puede ser caracterizado. Este problema se conoce como *problema de apertura* en visión por computadora. Prince y McViegh [30], presentan un método para la estimación de las estructuras cardiacas que elimina el problema de apertura en secuencias de MR-tagging. Desarrollan un nuevo algoritmo para OF llamado flujo óptico de brillo variable (VBOF), para la estimación del movimiento con ayuda de los patrones espaciales creados por las etiquetas magnéticas. Los resultados son mostrados sobre datos sintéticos e imágenes de MRI de phantoms.

Modelos analíticos simples como esferas, cilindros y elipsoides han sido usados para

analizar el movimiento no rígido del LV, permitiendo adicionalmente cuantificar las deformaciones asociadas a dicha cavidad. Beyard y Sideman [31], construyen un modelo mecánico donde el LV es modelado como una cáscara esferoidal para explicar el efecto de torsión. Kim *et. al.* [32], utilizan un modelo elipsoidal delgado para determinar el estrés de la pared ventricular, y un modelo elipsoidal truncado para simular el estrés regional. Sin embargo, la forma del ventrículo izquierdo no corresponde con ninguno de estos modelos. Incluso los modelos elipsoidales no representan una buena aproximación a la forma ventricular.

Técnicas basadas en el uso de modelos deformables han sido desarrolladas, para estimar la forma de la superficie y el movimiento del LV a partir de secuencias de imágenes de CT y MRI [33, 34, 35, 36]. Para ello se utilizan elementos finitos, sistemas de masa-resorte, modelos de placas planas, y otras técnicas geométricas basadas en modelos físicos. Las principales limitaciones de la mayoría de estos modelos, es que generalmente proporcionan parámetros no intuitivos del movimiento rígido y no rígido del LV, además de que ignoran el movimiento de torsión que ocurre en la cavidad durante la fase sistólica. Park *et. al.* [37], presentan un nuevo conjunto de modelos deformables donde el comportamiento dinámico de objetos no rígidos es caracterizado mediante estructuras geométricas no simétricas complejas, creadas por la variación de un pequeño número de parámetros. Cada uno de estos parámetros está representado por una función cuyo valor varía de acuerdo a la forma de la estructura geométrica. Los parámetros considerados para este tipo de modelos son torsión (τ), contracción radial (a_1 y a_2) y longitudinal (a_3). Estos modelos se utilizaron para analizar la forma y el movimiento del LV a partir de datos de MR-tagging, demostrando su aplicabilidad al analizar el comportamiento dinámico del corazón durante sístole en un conjunto reducido de experimentos.

Un método para la evaluación funcional del LV a partir de secuencias ecocardiográficas 3-D fue presentado por Gérard *et. al.* [13]. El método se basa en la segmentación de la cavidad ventricular por medio de superficies deformables 3-D y modelos estadísticos del corazón en cuatro dimensiones. La segmentación proporciona una representación exacta de la forma ventricular 3-D sobre todo el ciclo cardíaco, a partir de la cual es posible determinar automáticamente descriptores del movimiento de la pared como índices de

contractibilidad, esfuerzos y espesor de la pared.

Papademetris *et. al.* [12], presentan una metodología, no dependiente de la modalidad imagenológica, para la estimación de las deformaciones de los tejidos suaves, la cual integra información derivada de la imagen y modelos biomecánicos. Tal metodología es aplicada para la estimación cuantitativa de las deformaciones regionales de la cavidad ventricular izquierda a partir de secuencias de imágenes 3-D por MRI.

2.3 Materiales

Se propone un enfoque para el análisis del movimiento y las deformaciones de la cavidad ventricular, no dependiente de la modalidad imagenológica utilizada para la formación de la imagen cardiaca. Si bien, el trabajo fue inicialmente enfocado al análisis del movimiento del LV a partir de imágenes de tomografía computarizada multicapa MSCT, se ha incorporado el análisis sobre estructuras cardiacas obtenidas mediante un método de reconstrucción 3-D a partir de proyecciones ortogonales de angiocardigrafía cardiaca obtenidas utilizando un equipo de Rayos X biplano.

2.3.1 Tomografía Computarizada Multicapa MSCT

Los equipos de CT multicapa se refieren a sistemas especiales de CT equipados con arreglo de detectores de múltiples filas, que registran simultáneamente datos de secciones en diferentes posiciones. Este tipo de equipos tienen la capacidad de adquirir volúmenes longitudinalmente largos con una alta resolución en el eje axial. Ohnesorge *et. al.* [38] recientemente introdujeron los sistemas mecánicos multicapa de CT helicoidal sincronizada con el electrocardiograma (ECG), con capacidad de adquisición simultánea de cuatro capas, tiempo de rotación de medio segundo y 250 ms de resolución temporal máxima, para la rápida exploración del volumen cardiaco total. Este incremento de la velocidad de exploración permite el uso de delgadas secciones, incrementando así la resolución axial, en la valoración de secciones delgadas, tales como las arterias coronarias, para lo cual es usado un algoritmo dedicado que proporciona una resolución temporal de 250 ms y que permite seleccionar la fase del ciclo para la reconstrucción. Este trabajo, constituye la primera

experiencia reportada de esta técnica de adquisición en imagenología cardiaca. En él se concluye, que la exploración CT sincronizada con el ECG con adquisición helicoidal multicapa y resolución temporal de 250 ms, puede proporcionar imágenes 3D de secciones delgadas en arbitrarias fases del ciclo cardiaco. Adicionalmente, afirman que imágenes libres de defectos causados por movimiento, pueden ser obtenidas en la fase diastólica, incluso en pacientes con ritmo cardiaco elevado.

Las nuevas generaciones de tomógrafos multicapas son de 16 y 64 capas, con una velocidad de rotación de 330 ms y cortes individuales de 0,6 mm. La técnica escanográfica de la MSCT se puede dividir en: preparación de los pacientes, técnicas de adquisición de la información y post-proceso [39]. La figura 2.1 muestra imágenes 2D de estructuras cardiacas.

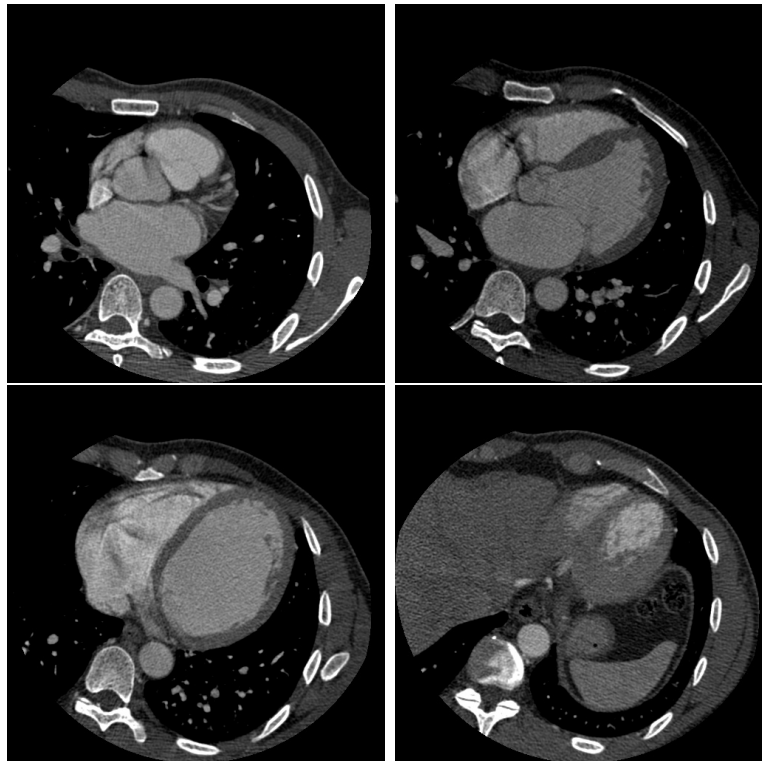


Figura 2.1: Cortes tomográficos del tórax.

Una amplia revisión acerca de las técnicas de adquisición MSCT ha sido reportada por Bravo [21].

2.3.2 Angiocardigrafía

La cineangiografía de contraste permite la visualización de la imagen proyectada de las estructuras cardiacas (Fig. 2.2), proporcionando información suficiente para la valoración de las dimensiones y formas de tales estructuras durante todo el ciclo cardíaco. El objetivo es obtener imágenes de las estructuras en contracciones normales del ritmo sinusal, de adecuada calidad de contraste para poder identificar de una forma confiable el contorno endocárdico a lo largo de todo el ciclo cardíaco, así como también para definir la presencia o ausencia de obstrucción significativa en las arterias coronarias. Esta información es entonces usada para realizar el diagnóstico del paciente y definir la terapia apropiada. El LV es comúnmente visualizado por la inyección de un agente de contraste directamente en esa cavidad. El volumen y la velocidad de inyección para lograr una adecuada opacificación del LV, depende del tamaño de la cavidad. Esta técnica ha sido usada por mucho tiempo en el diagnóstico del daño isquémico y para la valoración del impacto de la estenosis arterial coronaria, por medio de la estimación de parámetros como la EF (Fracción de Eyección), volúmenes ventriculares y gasto cardíaco basados en modelos geométricos simplificados que se obtienen a partir de las imágenes 2-D y que no consideran toda la morfología 3-D de las cavidades [40]. El movimiento de la pared ventricular puede ser analizado sobre angiografía 2-D por medio de la estimación de la contractibilidad segmentaria. Adicionalmente, la angiografía coronaria es la modalidad imagenológica generalmente utilizada tanto en la planificación como en la evaluación de actos quirúrgicos como la angioplastia, cuyo principal objetivo es eliminar las obstrucciones parciales de los vasos antes de que ocurra la obstrucción completa² [41].

En la actualidad se hacen esfuerzos en la obtención de modelos que permitan describir de una manera más exacta la morfología arterial coronaria y la forma ventricular izquierda, con el objetivo de ser usados para la estimación de diversos parámetros asociados a su función [42, 43, 44, 45].

²Después de realizar este procedimiento el flujo sanguíneo a través del vaso con frecuencia aumenta de tres a cuatro veces, y más de tres cuartas partes de los pacientes en los que se practica, se alivian de sus síntomas de isquemia coronaria durante varios años

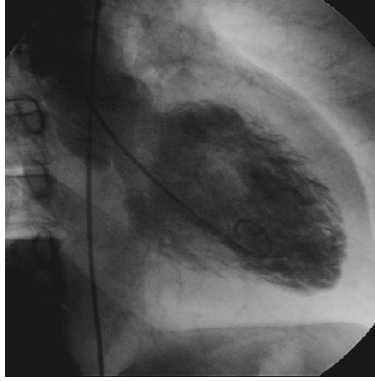


Figura 2.2: Imagen angiográfica del LV en incidencia oblicua derecha anterior 30° (RAO).

2.3.3 Representación geométrica del LV

Para el caso de la base de datos con imágenes de MSCT, la estructura geométrica que representa el LV, es construida a partir de un conjunto de puntos localizados sobre la pared endocárdica que define tal cavidad. El problema de localizar los puntos sobre el miocardio fue resuelto por Bravo [21] con la aplicación de un método de segmentación manual, el cual permitió particionar una imagen en regiones homogéneas con respecto a una o más características. La segmentación genera un conjunto de puntos en el espacio 2D, los cuales representan los bordes de la pared del LV, luego cada conjunto de puntos es representado en forma de curva paramétrica utilizando un enfoque de interpolación por *bspline* [46]. La representación paramétrica de cada contorno es muestreada a intervalos igualmente espaciados con la idea de generar un conjunto isomuestreado. Las coordenadas $\langle x, y \rangle$ para un punto sobre el miocardio son determinadas de acuerdo al proceso antes descrito, mientras que la coordenada z es obtenida a partir de la información suministrada por la base de datos acerca de la posición que ocupa el primer plano tomográfico y la correspondiente distancia interplanos. Posteriormente se hace corresponder el eje z del sistema hallado, con el eje anatómico de la pared endocárdica, el cual está definido por el segmento de recta que pasa por el punto de unión de las válvulas mitral y aórtica y el punto que define el ápex. Luego que por medio de rotaciones se hagan coincidir ambos ejes, las superficies del nuevo sistema son cortadas a nivel de la válvula aórtica y posteriormente remuestreadas sobre planos perpendiculares al nuevo eje anatómico. Para una descripción más detallada del método de generación de la geometría del LV se puede consultar la

sección 4.3 del trabajo presentado por Bravo [21]. En la figura 2.3 se muestra un esquema de los pasos mencionados anteriormente para la representación geométrica del LV en la base de datos de MSCT.

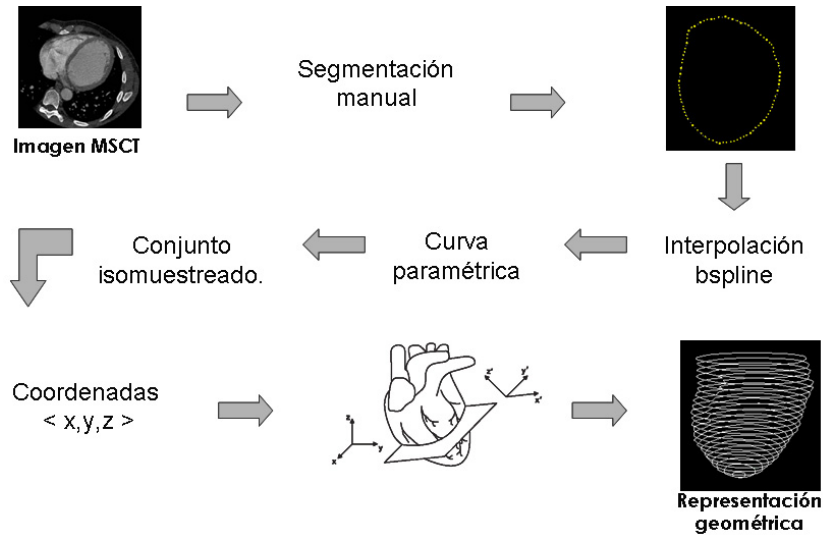


Figura 2.3: Esquema de la representación geométrica del LV a partir de la base de datos de MSCT

La base de datos 3-D obtenida a partir de proyecciones de Angiocardiografía biplana es generada utilizando el proceso de reconstrucción tridimensional propuesto por Medina *et al.* [47]. El algoritmo utilizado en la reconstrucción considera el espacio tridimensional y la geometría de proyección cónica asociada con el equipo de adquisición de imágenes biplano. El método se basa en deformar iterativamente una aproximación elipsoidal derivada de las proyecciones ortogonales obtenidas con el equipo biplano. La geometría tridimensional del LV es modelada como un campo tridimensional aleatorio de Markov-Gibbs. La compatibilidad del modelo con las proyecciones y la regularización en el tiempo y espacio de la forma del ventrículo, son controlados por un funcional de energía asociado a la distribución de probabilidad de Gibbs. La minimización del funcional de energía controla el procedimiento de reconstrucción. Los modelos geométricos obtenidos del proceso de reconstrucción son remuestreados sobre el eje axial a objeto de obtener conjuntos de puntos, los cuales son representados en forma de curvas paramétricas (*bspline*). Cada una de estas curvas es considerada como contornos de la cavidad ventricular izquierda. A este conjunto de con-

tornos se le aplica el proceso utilizado por Bravo [21], resumido en el párrafo anterior. La figura 2.4 muestra un esquema del proceso de obtención de la representación geométrica a partir de la base de datos de Angiocardiografía biplana.

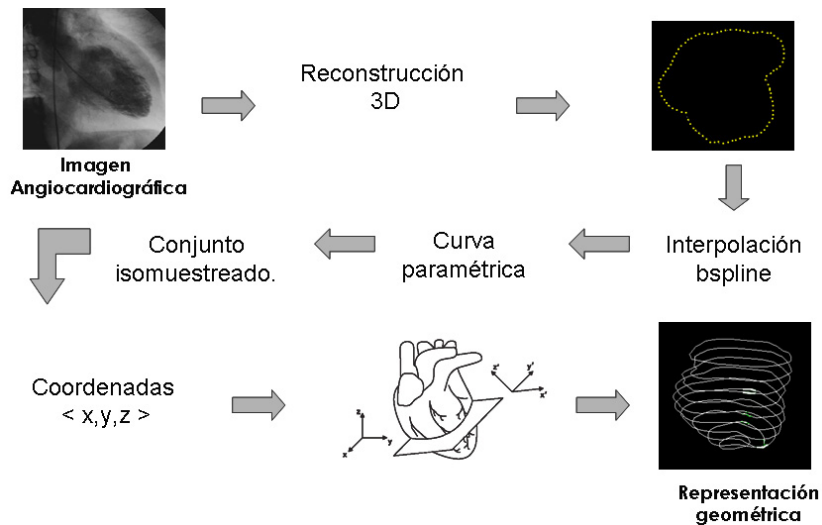


Figura 2.4: Esquema de la representación geométrica del LV a partir de la base de datos de Angiocardiografía

2.3.4 Fuente de Datos

Se consideran dos bases de datos estructuradas en forma de archivos donde cada uno contiene la representación geométrica (ver sección 2.3.3) de la cavidad ventricular por cada instante del ciclo cardiaco. Para cada instante del ciclo cardiaco, su correspondiente archivo contiene las coordenadas $\langle x, y, z \rangle$ de los puntos que constituyen cada contorno. La primera base de datos, corresponde a la representación geométrica obtenida a partir de imágenes de MSCT. La misma contiene una secuencia 3-D de 16 instantes en el ciclo cardiaco con 90 contornos por instante y aproximadamente 80 puntos por contorno. La segunda base de datos corresponde al modelo geométrico del LV obtenido a partir de la reconstrucción de proyecciones ortogonales de angiocardiografía. Esta base de datos se encuentra formada por una secuencia de 28 instantes de tiempo sobre el ciclo cardiaco con 40 contornos por instante y aproximadamente 80 puntos por contorno.

2.4 Métodos

El método propuesto para la extracción del movimiento ventricular consiste en hacer corresponder los puntos que definen los contornos de un instante en particular con los siguientes en la secuencia. El objetivo es caracterizar el movimiento no rígido de la estructura ventricular izquierda a partir de la obtención de parámetros de la mecánica ventricular, mediante la construcción de una transformación euclídeana que permita que cada punto de coordenadas $\langle x, y, z \rangle$ en un instante de tiempo denotado como t se corresponda a un punto de coordenadas $\langle x', y', z' \rangle$ en el siguiente instante de tiempo denotado como $t + 1$. Considerando que la cantidad de puntos que se obtienen como resultado de la representación geométrica del LV (ver sección 2.3.3) es significativamente elevado, la generación de tal transformación euclídeana demandará un costo computacional también elevado. En tal sentido, es necesario proponer un procedimiento que permita extraer aquellos puntos que posean características topológicas importantes sobre cada contorno. A nivel clínico estos puntos de importancia sobre los contornos son denominados rutinariamente marcadores anatómicos los cuales representan características sobresalientes de las estructuras cardiacas. A nivel computacional estos puntos resaltan características asociadas a la forma de un objeto (contorno) y son denominados puntos críticos, los cuales normalmente representan puntos del contorno con máxima curvatura.

La metodología propuesta para el análisis del movimiento no rígido del LV comprende tres etapas:

1. Extracción de marcadores anatómicos
2. Puesta en Correspondencia
3. Extracción de parámetros que definen la mecánica ventricular.

2.4.1 Extracción de marcadores anatómicos

Se propone el algoritmo reportado por Zhu y Chirlian [20] para la detección de puntos críticos sobre los contornos ventriculares.

La información contenida en la representación geométrica del LV es inicialmente normalizada. Este proceso comienza por la ubicación del centroide de cada uno de los contornos que representan cada instante de tiempo. El centroide es utilizado como centro de un nuevo sistema de referencia para cada contorno. Cada contorno representado en este nuevo sistema cartesiano, es convertido a coordenadas polares, realizando una transformación del sistema de coordenadas cartesianas $\langle x, y, z \rangle$ al sistema de coordenadas cilíndricas $\langle \rho, \theta, z \rangle$.

El algoritmo de Zhu y Chirlian [20] consiste en la búsqueda de un conjunto de puntos de los contornos ventriculares los cuales presentan máxima curvatura. Este algoritmo se desarrolla en dos partes, 1) búsqueda de puntos pseudo-críticos y 2) optimización del conjunto de puntos pseudo-críticos.

Búsqueda de puntos pseudo-críticos

Considerando a cada contorno un conjunto cerrado de puntos $C = p_0, p_1, p_2, \dots, p_n$, el cual corresponde a la representación polar de cada contorno, cada tripleta de puntos $\langle p_{i-1}, p_i, p_{i+1} \rangle$ es utilizada para determinar si el punto p_i de coordenadas (ρ, θ) , es candidato a punto crítico (punto máximo o mínimo sobre el contorno C) de acuerdo a las relaciones (2.1) y (2.2).

$$\text{sign}(\rho(i) - \rho(i-1)) \neq \text{sign}(\rho(i+1) - \rho(i)) \quad (2.1)$$

$$\text{sign}(\theta(i) - \theta(i-1)) \neq \text{sign}(\theta(i+1) - \theta(i)) \quad (2.2)$$

El conjunto de puntos resultantes es llamado conjunto de puntos $M = \{m_0, m_1, m_2, \dots, m_m\}$.

Sobre el conjunto de puntos M obtenidos de acuerdo al procedimiento anterior, se aplica un proceso de búsqueda de máximos y mínimos locales a fin de obtener una segunda secuencia de puntos críticos sobre los contornos. Para cada p_i entre dos puntos M adyacentes (m_j y m_{j+1}), se calcula una métrica d_i desde el punto p_i al segmento de recta $\overline{m_j, m_{j+1}}$. Se utilizan las siguientes expresiones para el cálculo de d_i :

$$d_i = \frac{A\rho_i \cos \theta_i + B\rho_i \sin \theta_i + C}{\sqrt{D}} \quad (2.3)$$

$$A = \rho_{mj} \sin \theta_{mj} - \rho_{mj+1} \sin \theta_{mj+1} \quad (2.4)$$

$$B = \rho_{mj+1} \cos \theta_{mj+1} - \rho_{mj} \cos \theta_{mj} \quad (2.5)$$

$$C = \rho_{mj+1} \rho_{mj} \sin(\theta_{mj+1} - \theta_{mj}) \quad (2.6)$$

$$D = \rho_{mj}^2 \rho_{mj}^2 - 2\rho_{mj+1} \rho_{mj} \cos(\theta_{mj+1} - \theta_{mj}) \quad (2.7)$$

Se dice que p_i es un máximo o mínimo local de C si se cumple la relación (2.8). Este nuevo conjunto se denomina puntos Γ .

$$\text{sign}(d_i - d_{i-1}) \neq \text{sign}(d_{i+1} - d_i) \quad (2.8)$$

La unión de los conjuntos de puntos M y puntos Γ conforman un nuevo conjunto de puntos llamados pseudos críticos $\tilde{C} = \{\tilde{p}_0, \tilde{p}_1, \tilde{p}_2, \dots, \tilde{p}_{N-1}, \tilde{p}_N\}$.

Optimización del conjunto de puntos pseudo-críticos

Cada punto del conjunto de pseudo-críticos \tilde{C} es procesado para evaluar su importancia con respecto a los demás puntos del conjunto. Tal criterio de evaluación se fundamenta en determinar una métrica conocida como nivel crítico. El nivel crítico I_i sobre un punto \tilde{p}_i en \tilde{C} , se obtiene calculando el área del triángulo que se forma entre dicho punto y los puntos \tilde{p}_{i-1} y \tilde{p}_{i+1} de acuerdo a (2.9).

$$I(\tilde{P}_i) = \left(\frac{1}{2}\right) d_{(i-1, i+1)} d_i \quad (2.9)$$

donde $d_{i-1, i+1}$ es la distancia entre \tilde{p}_{i-1} y \tilde{p}_{i+1} , y d_i es la distancia entre \tilde{p}_i y el segmento de recta $\overline{\tilde{p}_{i-1} \tilde{p}_{i+1}}$

El nivel crítico de cada punto obtenido de acuerdo a (2.9) es evaluado de acuerdo a un umbral con la finalidad de determinar si el punto es o no un punto crítico. El valor de dicho umbral es establecido de acuerdo a un proceso heurístico.

2.4.2 Puesta en Correspondencia

Una vez definidos los puntos críticos sobre cada contorno y para cada par de instantes de tiempo consecutivos del ciclo cardiaco, se aplica un algoritmo de correspondencia conocido

como *path – matching*, posteriormente se calcula la mejor correspondencia con el fin de obtener una forma promedio entre dos instantes consecutivos. Finalmente se aplica un método conocido como árbol binario para obtener la correspondencia definitiva para todos los instantes de tiempo. El proceso completo se describe a continuación:

- Algoritmo *path–matching*: Este algoritmo toma como flujo de entrada los contornos de dos instantes del ciclo cardiaco denotados como T_A y T_B , con m y n puntos, y m' y n' puntos críticos respectivamente (generalmente $m' \neq n'$). El objetivo de dicho algoritmo es conseguir conjuntos de pares de correspondencias entre contornos consecutivos. Para ello se establece una correspondencia de referencia: el primer punto del contorno en T_A denotado como A_1 y el i -ésimo punto en T_B denotado como B_i con $(1 \leq i \leq n)$. Esto establece el primer par de puntos en correspondencias: (A_1, B_i) . En T_A se calcula la distancia desde el punto de referencia A_1 al primer punto crítico en T_A , tal distancia se proyecta sobre el contorno T_B a partir de B_i . Así se encuentra un segundo par de correspondencias formadas por el primer punto crítico en T_A y el punto proyectado en T_B . Este proceso se realiza para todos los puntos críticos en T_A . En este momento, se tiene un conjunto de correspondencias de $T_A \rightarrow T_B$. Por otro lado desde B_i se calculan las distancias hacia cada punto crítico presente en T_B , éstas son proyectadas sobre T_A a partir de A_1 . Obteniéndose un conjunto de correspondencias de $T_B \rightarrow T_A$. De esta manera se completan: $[m' + n'] * n$ pares de correspondencias, debido a la variación $(1 \leq i \leq n)$.
- Cálculo de la mejor correspondencia: El conjunto de correspondencias obtenidos es procesado con el fin de obtener la mejor correspondencia basada en la minimización del error promedio cuadrático entre los patrones formados por las proyecciones $T_A \rightarrow T_B$ y $T_B \rightarrow T_A$, al hacer variar B_i para todo el contorno T_B . La ecuación 2.10 muestra el cálculo del error mínimo cuadrático empleado para el cálculo de la mejor correspondencia.

$$\min E_i^2 = \sum_{j=1}^{n_{A''} + n_{B''}} \|\mathbf{A}_j - Q(\mathbf{B}_j)\|^2, \quad (2.10)$$

donde Q representa la transformación Euclídeana $Q(\mathbf{p}) = s\mathbf{R}\mathbf{p} + \mathbf{t}$, s es un factor de escala, \mathbf{R} es la matriz de rotación, \mathbf{t} es el vector traslación, y $\|\cdot\|$ es la norma Euclídeana [48].

El resultado obtenido es un conjunto $\Phi = \{\phi_i; 1 \leq i \leq (n' + m')\}$ con las correspondencias obtenidas del método de minimización del error promedio cuadrático. A partir de éste conjunto, se debe extraer un subconjunto $\tilde{\Phi} = \{\tilde{\phi}_i; 1 \leq i \leq (n' + m')/2\}$ con los pares de correspondencias definitivos. La nueva cantidad de pares de correspondencias es encontrado de acuerdo al siguiente proceso:

Para cada par de puntos en correspondencia en Φ , $\langle A_i, B_i \rangle$, y basados en el criterio de nivel crítico (sección 2.4.1, ecuación 2.9), se calcula el área del triángulo formado por los puntos indexados del contorno T_A : $\langle A_{i-1}, A_i, A_{i+1} \rangle$ y el área del triángulo formada por los puntos indexados del contorno T_B : $\langle B_{i-1}, B_i, B_{i+1} \rangle$. Estas dos áreas, son comparadas con el fin de establecer una ponderación al par de correspondencias $\langle A_i, B_i \rangle$. El valor asignado será el área mayor entre los dos triángulos. Una vez asignada la importancia respectiva a cada par de puntos en correspondencia Φ_i , se descartará aquel par cuya ponderación sea la menor de las mayores halladas. Iterativamente se continúa el proceso de borrado de correspondencias hasta obtener la cantidad deseada.

- Obtención de formas promedio: Sobre cada contorno formado por los puntos en correspondencias del subconjunto $\tilde{\Phi}$, se hace pasar una función *bspline* con el fin de obtener una forma aproximada del contorno T_A denotada como \tilde{T}_A y una forma aproximada del contorno T_B denotada como \tilde{T}_B con igual cantidad de puntos. Los dos nuevos contornos son promediados para obtener una sola aproximación, producto de las aproximaciones de dos contornos en tiempos consecutivos. El proceso se repite para cada par de contornos consecutivos del ciclo cardíaco obteniéndose un nivel con una cantidad de $N-1$ secuencias sobre el ciclo cardíaco, donde N es la cantidad de secuencias iniciales durante todo el ciclo. El proceso completo desde la detección de puntos críticos, el algoritmo de correspondencia no rígida y la obtención de la forma promedio, se repite sobre la nueva secuencia con el fin de obtener un segundo

nivel con una cantidad de $N-2$ instantes. Se continúa el mismo procedimiento para el nuevo nivel formado hasta llegar a un último nivel de tamaño $N=1$ al cual se le aplica únicamente el proceso de detección de puntos críticos.

Esta última etapa del proceso de puesta en correspondencia se conoce como árbol binario y fue propuesto por Hill [49]. Cada uno de los contornos de la secuencia inicial del ciclo cardiaco, se consideran hojas del árbol binario, las cuales están ubicadas en el nivel inicial, las formas promedio de los niveles siguientes se consideran ramas del árbol, mientras que la forma promedio final obtenida representa la raíz del árbol binario. El objetivo final del árbol binario, es determinar los marcadores asociados a cada contorno automáticamente a partir de la forma final promedio.

Los puntos críticos que representan la forma promedio final en la raíz del árbol, son proyectados hacia atrás a lo largo de las ramas hacia las hojas del árbol binario, generándose finalmente, el conjunto de marcadores asociados a los N patrones del conjunto inicial. Dicho conjunto representa la correspondencia final entre los contornos de toda la secuencia cardiaca.

La trayectoria en el movimiento de los puntos en correspondencia facilitan su representación gráfica en coordenadas 3-D en forma de vectores de desplazamiento que describen el proceso de contracción y relajamiento de la pared ventricular. Si $\mathbf{p}_1 = (x_1, y_1, z_1)$ es un punto sobre un contorno de la superficie del LV s_1 en el tiempo t_1 y $\mathbf{p}_2 = (x_2, y_2, z_2)$ es su correspondiente punto sobre la superficie del LV s_2 en el tiempo t_2 , entonces el vector de desplazamiento estimado para el punto \mathbf{p}_1 , $\mathbf{v}(\mathbf{p}_1)$ esta dado por: $\mathbf{v}(\mathbf{p}_1) = \mathbf{p}_2 - \mathbf{p}_1$.

2.4.3 Extracción de parámetros que describen la mecánica ventricular

El ventrículo izquierdo presenta cinco tipos de movimientos durante la fase sistólica: 1) traslación, 2) rotación, 3) torsión, 4) movimiento de acordeón, y 5) movimiento del endocardio hacia el interior de la cavidad ventricular. De los tipos de movimiento, éste último es el dominante en ambos ventrículos, seguido del movimiento de acordeón, siendo su análisis suficiente para generar una interpretación clínica del movimiento cardiaco [17].

Los otros tres movimientos son de menor importancia si el músculo cardíaco es normal [50].

En esta sección se describen algunos parámetros clínicos útiles para la valoración del movimiento cardíaco. Entre los parámetros considerados se encuentran el índice de torsión, el índice de contracción radial, el índice de contracción longitudinal y un diagrama para la representación local del movimiento asociado a sectores longitudinales y radiales de la estructura ventricular, esta última normalmente utilizada en técnicas imagenológicas 3-D como ecocardiografía, imagenología nuclear, resonancia magnética, y tomografía computarizada. Este conjunto de parámetros representan descriptores del movimiento cardíaco que permiten realizar análisis local de deformación/movimiento [18]. En tal sentido, es necesario para el cálculo de estos descriptores definir zonas o regiones específicas del miocardio. A nivel clínico los especialistas realizan análisis sobre tres zonas específicas de la estructura: Base, Ecuador y Ápex. La figura 2.5 muestra estas tres regiones sobre la estructura ventricular.

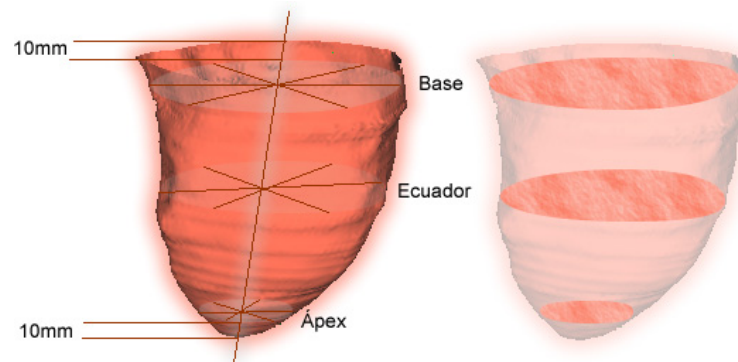


Figura 2.5: Planos sobre el volumen ventricular

El plano del ápex es definido a 10 mm por encima de la punta del endocardio, el plano de la base es ubicado a 10 mm por debajo del plano de la válvula mitral, y plano del ecuador es definido a la mitad del eje base-apex.

Torsión

Para el cálculo de la torsión en la cavidad ventricular se procede de la siguiente manera: Por cada instante del ciclo cardíaco se halla el centro de gravedad de los puntos en corres-

pondencia obtenidos como resultado del algoritmo de correspondencia no rígida. Partiendo del centro de gravedad de cada contorno se trazan segmentos de recta dirigidos hacia cada uno de los puntos en correspondencia. Se calcula un promedio ($\tilde{\alpha}$) de los ángulos formados con la horizontal en cada punto. Una vez definidos los promedios, la torsión en cada plano se calcula como sigue:

$$Torsion_{(plano)} = \tilde{\alpha}_{t+1} - \tilde{\alpha}_t, \forall t < N \quad (2.11)$$

Contracción Radial

El cálculo del índice de contracción radial es como sigue: se toma como referencia el centro de gravedad por contorno hallado para la torsión y se hallan los radios trazados sobre los puntos en correspondencia sobre la pared ventricular. El promedio de dichos radios representa el índice de contracción radial. Como la contracción radial se halla para cada contorno, es necesario definir un instante de referencia para graficar la trayectoria en el movimiento de contracción de la pared ventricular. El instante de referencia corresponde al tiempo que representa el diástole en el movimiento.

Contracción Longitudinal

La contracción longitudinal representa el movimiento en el eje vertical de cada uno de los planos referenciados con respecto al plano en diástole. Se calcula la diferencia de la coordenada z del plano de estudio con respecto al plano en instante de diástole. La figura 2.6 muestra tres tipos de movimientos asociados a la cavidad ventricular.

Representación *Bull Eye*

Estudios de perfusión miocárdica en el corazón pueden ser valorados de forma visual por expertos en la medicina cardiovascular, sin embargo, estos estudios son acompañados habitualmente por métodos objetivos de cuantificación. Estos métodos de cuantificación de las imágenes tomográficas reciben el nombre genérico de mapa polar *Bull Eye* y consisten en la representación en un solo plano de la actividad presente en los cortes tomográficos del corazón. Estos mapas son comunmente usados en ecocardiografía y MRI [51]. La

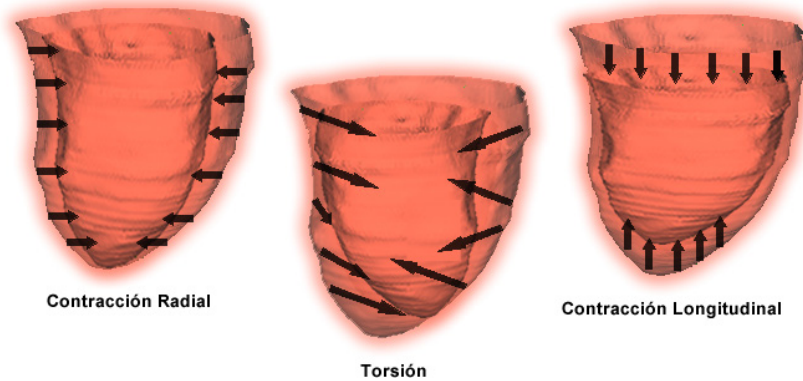


Figura 2.6: Movimientos de la cavidad ventricular

figura 2.7 muestra los cortes tomográficos del ventrículo en orientación longitudinal y su proyección sobre el plano polar.

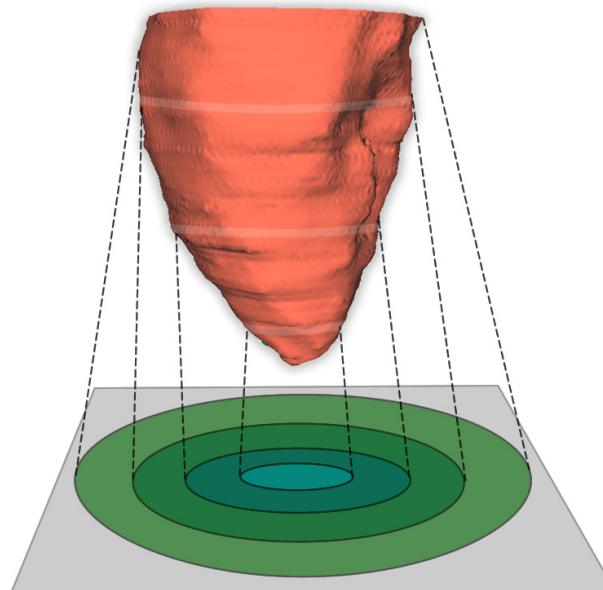


Figura 2.7: Representación *Bull Eye*

Este tipo de visualización se basa en el conocimiento anatómico de la segmentación 3-D del ventrículo izquierdo en sectores longitudinales y radiales, y su integración en un esquema polar. La segmentación anatómica de la superficie 3-D se logra con la selección adecuada de puntos que dividen el ventrículo en 4 zonas de estudio. Estos puntos corresponden a las válvulas aórtica y tricúspide, y el ápex. Con esta representación se puede

apreciar la amplitud de movimiento sobre los puntos en correspondencia sobre todo el ciclo cardiaco, proporcionando acceso visual a la dinámica de comportamiento de cada segmento anatómico, además permite la cuantificación de la sinergia ventricular [26].

La figura 2.8 muestra 17 segmentos en que fue dividida la cavidad ventricular con sus respectivas etiquetas. El modelo de 17 segmentos representa el modelo que más se ajusta de acuerdo con la disposición anatómica de los datos, y tiene el mejor ajuste con los métodos comúnmente utilizados en ecocardiografía y cardiología nuclear SPECT. A cada región se le asigna una tonalidad de color para representar la intensidad en el movimiento. El proceso de asignación de colores a cada región se lleva a cabo de la siguiente manera: por cada zona se agrupan los puntos que resultaron del proceso final de correspondencias y se calcula el promedio en el desplazamiento de los mismos durante todo el ciclo cardiaco. Aquellas zonas donde el promedio en el desplazamiento de sus puntos es mayor será marcada como una zona de mayor amplitud de movimiento.

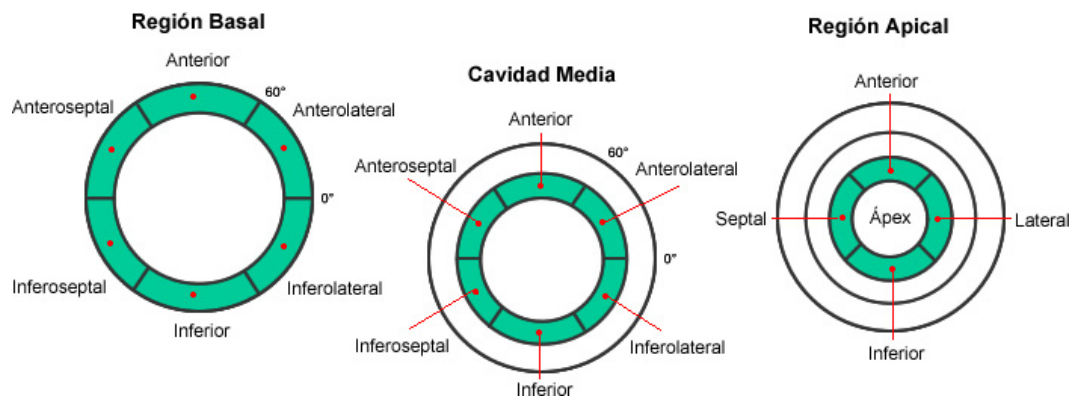


Figura 2.8: Segmentos en la Representación *Bull Eye*

Capítulo 3

Entorno de Software

3.1 Introducción

En este capítulo se describe el proceso de desarrollo e implantación computacional del software para extracción y caracterización del movimiento cardiaco.

La metodología descrita en el capítulo anterior, junto con las capacidades de visualización interactiva que poseen los software disponibles en el mercado, han sido integradas en una herramienta computacional multiplataforma la cual permite entre otras cosas: 1) seleccionar la base de datos a procesar, 2) realizar el proceso de detección de puntos críticos sobre los contornos de cada instante del ciclo cardiaco, 3) aplicar el algoritmo de correspondencia no rígida sobre toda la secuencia, 4) extraer y visualizar parámetros que describen la mecánica ventricular, 5) visualizar el volumen ventricular 3-D y la evolución de los vectores de movimiento sobre toda la secuencia. En las secciones siguientes, se describen las herramientas utilizadas en la programación de la aplicación, así como, una descripción de la estructura orientada a objetos y la interfaz gráfica de la aplicación.

3.2 Lenguajes de programación

La motivación en la realización del proyecto estuvo basada en la creación de un software que pudiera ejecutarse en los sistemas operativos de mayor auge en el mercado actual: Microsoft Windows y Linux. Para llevar a cabo tal propuesta se escogió la programación

en C++ y como herramienta de visualización *Visualization Toolkit (VTK)*. VTK es una herramienta de código abierto cuyo núcleo está implementado en C++ y contiene una recopilación de algoritmos complejos de visualización 3-D. La utilización de C++ introduce complejidad en la implantación del software ya que se debe tener especial cuidado con el manejo de la memoria y con la carencia de clases de utilidad en el desarrollo de la aplicación. En el caso del manejo de memoria, se emplea un enfoque basado en asignación dinámica con la implementación de listas enlazadas circulares. La razón del uso de éste enfoque se basa en la necesidad de recorrer el conjunto de puntos que conforman cada uno de los contornos de manera secuencial, facilitando la aplicación de los algoritmos de *path-matching* y la obtención de las formas promedio en la etapa de puesta en correspondencia. Cada punto del contorno almacena información detallada útil en cada etapa de obtención de correspondencias. La figura 3.1 muestra la estructura de cada nodo y la utilidad de cada uno de los campos que componen las listas enlazadas circulares utilizadas.

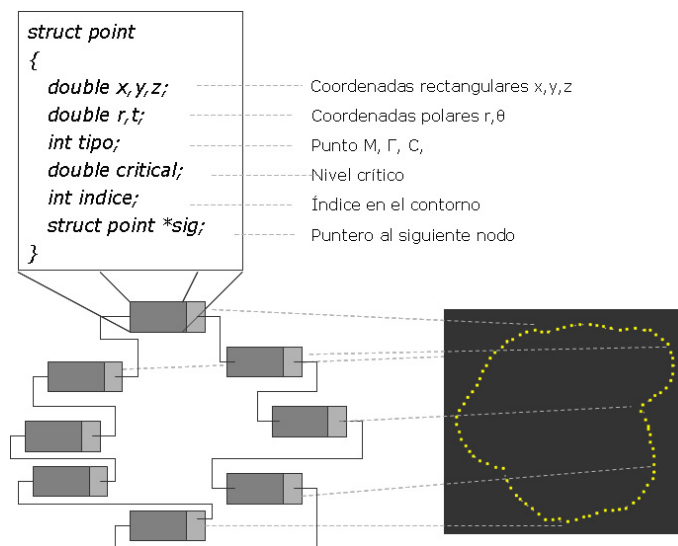


Figura 3.1: Esquema de listas enlazadas como manejo de memoria

En el caso de VTK, se emplea comúnmente en la visualización médica, la visualización industrial, reconstrucción de superficies a partir de digitalización láser entre otras áreas. Por otra parte, para la representación de la interfaz compatible con ambos sistemas operativos se encontraron diversos marcos de trabajo para desarrollar la interfaz gráfica de usuario (GUI), por lo tanto se realizó una evaluación de ellos a objeto de seleccionar el más

adecuado. El marco de trabajo a escoger debía estar escrito en lenguaje C++, gratuito, *OpenSource*, y multiplataforma. Adicionalmente, debía soportar *OpenGL* y poder vincularlo a VTK. De acuerdo a estos criterios, la opción seleccionada fue *Fast Light Toolkit* (FLTK).

3.2.1 Visualization Toolkit VTK

El toolkit de visualización VTK está diseñado a partir de dos modelos: el modelo gráfico y el modelo de visualización [52].

1. El modelo gráfico captura las principales características de un sistema gráfico 3-D, de un modo fácil de entender y usar. Los objetos básicos que constituyen este modelo son: *vtkRenderer*, *vtkRenderWindow*, *vtkLight*, *vtkCamera*, *vtkProp*, *vtkProperty*, *vtkMapper*, *vtkTransform*. El papel del modelo gráfico es transformar datos gráficos en imágenes.
2. El modelo de visualización es el responsable de construir la representación geométrica que se renderiza mediante el modelo gráfico. VTK utiliza una técnica de representación específica para transformar la información en datos gráficos. Hay dos tipos básicos de objetos involucrados en dicha representación: *vtkDataObject* y *vtkProcessObject*. El papel del modo de visualización es transformar información en datos gráficos

3.2.2 Fast Light Toolkit FLTK

The Fast Light ToolKit [53], es una librería GUI con licencia LGPL equipada con una gran cantidad de objetos gráficos (*widgets*) y produce ejecutables pequeños. Es una librería multiplataforma, es decir, trabaja en sistemas X como Linux, BSD, Sun Solaris , Mac OS y además en Microsoft Windows. Soporta *OpenGL* e incluye una interfaz de desarrollo visual llamado *Fluid* que genera código fuente en C++.

3.3 Clases y objetos empleados en la Interfaz Gráfica

Crear aplicaciones gráficas con VTK es un proceso que consta de dos partes básicas:

1. Primero, es necesario construir un *pipeline* de datos para procesar los datos
2. Segundo, hay que crear los objetos gráficos necesarios para interpretar esos datos.

El objetivo de construir un *pipeline* es hacer las conexiones entre fuentes de datos, procesadores de datos (filtros) y transformadores de datos en gráficos (*mappers*). Están disponible muchos tipos distintos de fuentes, filtros y *mappers*, dependiendo del tipo de datos que se estén procesando y de la funcionalidad deseada.

Para crear objetos gráficos los pasos típicos pueden ser:

1. Crear una ventana de renderización para trabajar en ella.
2. Crear un *render*.
3. Crear un *interactor* (que permite interactuar con los datos).
4. Crear uno o más actores (cada uno de los cuales es unido a un *mapper*).
5. Renderizar.

Además, los objetos pueden ser transformados, pueden cambiarse sus propiedades materiales y/o pueden crearse efectos luminosos, cámaras, mapas de textura, tablas de consulta y otros objetos gráficos.

Las secciones siguientes muestran la interfaz, y los objetos VTK y FLTK usados en el proceso de visualización de la presente aplicación.

Las tablas 3.1 y 3.2 muestran las clases empleadas en el desarrollo del software.

La figura 3.2 muestra la estructura del proceso de visualización, el cual se puede definir como una sucesión de transformaciones sobre los datos, que luego son mapeados a un dispositivo de visualización (monitor) para su representación.

La integración de VTK y FLTK con la programación en C++, ameritó el desarrollo de clases de utilidad que permitieran el cumplimiento de cada una de las etapas de la metodología propuesta. Dentro de las clases desarrolladas se mencionan:

Tabla 3.1: Clases de la librería VTK

Clase	Descripción
vtkSphereSource	Visualización de esferas
vtkRenderer	Permite el renderizado de la imagen
vtkRenderWindow	Ventana donde se realiza el renderizado
vtkPolyDataMapper	Agrupar un conjunto de puntos sobre contornos
vtkProperty	Permite asignar atributos a cada objeto
vtkActor	Clase mediante la cual se asignan objetos a la ventana
vtkPoints	Representación 3-D de puntos
vtkPolyData	Permite unir puntos mediante líneas
vtkDataSetMapper	Permite asignar la data al renderizado
vtkSmoothPolyDataFilter	Permite la aplicación de filtros
vtkCamera	Posiciona la cámara para dar efectos de luminosidad y ángulos de percepción
vtkCellArray	Permite la conexión de varios puntos
vtkSurfaceReconstructionFilter	Permite la visualización de una superficie
vtkContourFilter	Permite realizar el filtrado de los contornos
vtkConeSource	Para la visualización de conos
vtkFLRenderWindowInteractor	Permite la interacción entre VTK y FLTK
vtkReverseSense	Para suavizar la superficie

Tabla 3.2: Clases de la librería FLTK

FL_Tabs	FL_Group	FL_Scroll
fl_draw	FL_Box	FL_Button
FL_Round_Button	FL_Input	FL_Choice
FL_Filename	FL_Slider	FL_Value_Slider
FL_Progress	FL_File_Chooser	

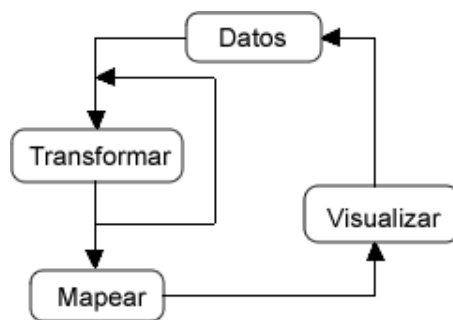


Figura 3.2: Proceso de Visualización

- La clase *DetectionPoints* que contiene la implementación del algoritmo para la detección de puntos críticos.
- La clase *vtkbspline* que contiene la implementación del algoritmo de *path – matching*

y la obtención de la formas promedio.

- La clase *NumericalRecipes* que contiene la implementación de los cálculos de la minimización del error promedio cuadrático para la obtención de la mejor correspondencia.
- La clase *Correspondence* que contiene la implementación del código para la obtención de los campos de desplazamiento en la correspondencia final.
- La clase *Objects* que contiene la creación de todos los objetos gráficos tanto de VTK como de FLTK.
- La clase *Motion* que desarrolla las interfaces de visualización.

La figura 3.3 muestra la comunicación entre la aplicación desarrollada en C++ y los *frameworks* VTK y FLTK.

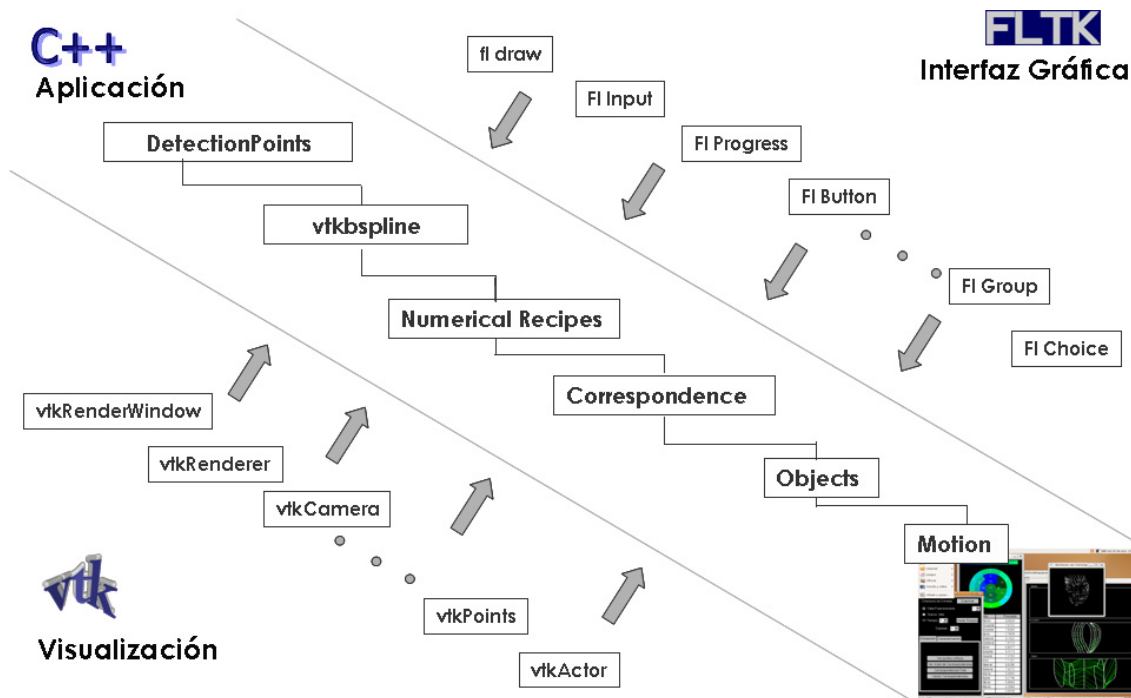


Figura 3.3: Comunicación entre C++, VTK y FLTK en el desarrollo de la herramienta

La interfaz gráfica desarrollada usando la librería FLTK y su interacción con las librerías de visualización en VTK se describe en la siguiente sección.

3.3.1 Configuración Inicial

La interfaz inicial es útil para ubicar el archivo que corresponde al primer instante de la secuencia del ciclo cardíaco de una determinada base de datos, tal y como se observa en la figura 3.4.

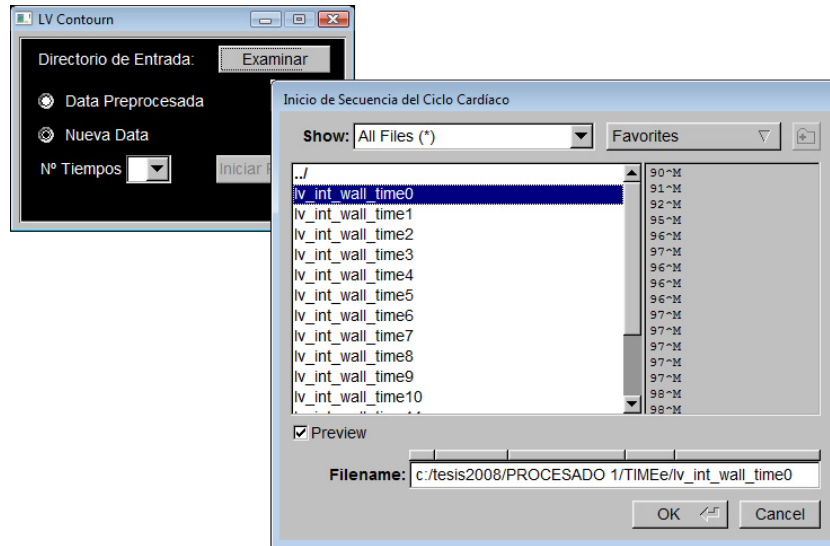


Figura 3.4: Selección del primer instante del ciclo cardíaco

Cada instante del ciclo cardíaco está representado por un archivo de texto el cual se encuentra estructurado de la siguiente manera: Una cabecera que contiene la cantidad de contornos del instante, seguido de la cantidad de puntos que fueron tomados por cada contorno producto de la representación geométrica del LV, luego aparece en el archivo la data en coordenadas 3-D de cada uno de los puntos que representan cada contorno. En la figura 3.5 se muestra la estructura del archivo de texto correspondiente al primer instante de la base de datos de MSCT del estudio etiquetada en este ejemplo como "lv_int_wall_time0", se puede apreciar en la figura que dicho instante contiene 90 contornos, el primero de ellos con 91 puntos, el segundo con 92, así sucesivamente hasta el último con 99 puntos, finalmente se observan las coordenadas $\langle x, y, z \rangle$ de cada uno de los puntos de los contornos.

Una vez seleccionado el archivo se puede escoger entre dos modalidades de trabajo: 1) datos ya procesados, lo que indica que el proceso de detección de puntos críticos, el algoritmo de correspondencias y la construcción del árbol binario ya han sido previamente

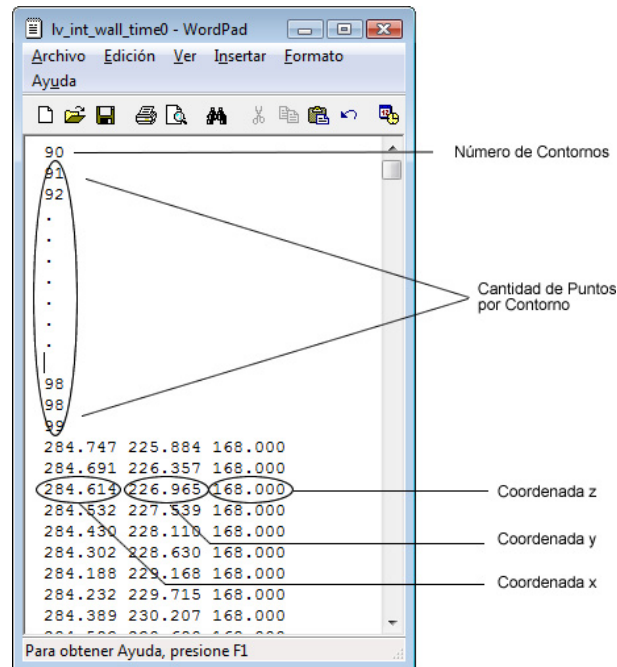


Figura 3.5: Estructura del Archivo de texto que contiene la data de la geometría ventricular realizados, restando únicamente las etapas de extracción, caracterización y visualización de los resultados. 2) datos sin procesar o nuevos datos, lo que indica que los pasos descritos anteriormente se deben comenzar desde cero. Internamente se van aplicando los algoritmos mencionados y se van creando directorios por cada nivel del árbol binario. La figura 3.6 muestra las clases empleadas de la librería FLTK en la interfaz inicial.

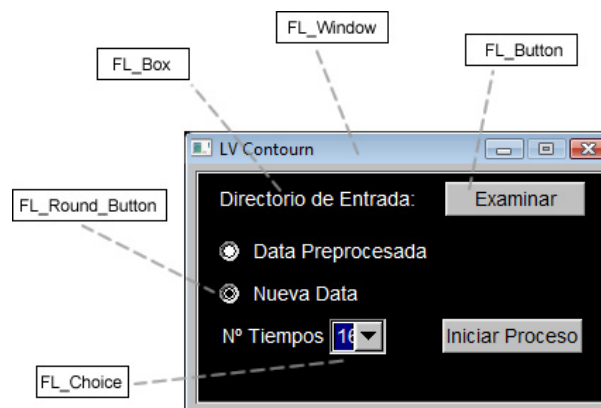


Figura 3.6: Objetos de la librería FLTK en la Interfaz Inicial

Tal y como se observa en la figura 3.7 con el uso de *Progress Bar* se muestra la

evolución en el tiempo de cada uno de los pasos en los cálculos. El primer paso en el proceso consiste en cargar en memoria cada uno de los instantes que componen el ciclo cardiaco. Seguidamente, con la aplicación del algoritmo de detección de Zhu y Chirlian [20], se calculan los puntos críticos de cada uno de los contornos en cada instante sobre todo el ciclo. El tercer paso en el proceso consiste en la aplicación del algoritmo de correspondencias entre cada par de contornos. Finalmente se continúa con las etapas de búsqueda de la mejor correspondencia, borrado y obtención de las formas promedio en cada nivel del árbol binario. El proceso, se repite iterativamente con cada nivel hasta completar el último de ellos donde comienza la etapa de extracción y caracterización del movimiento.

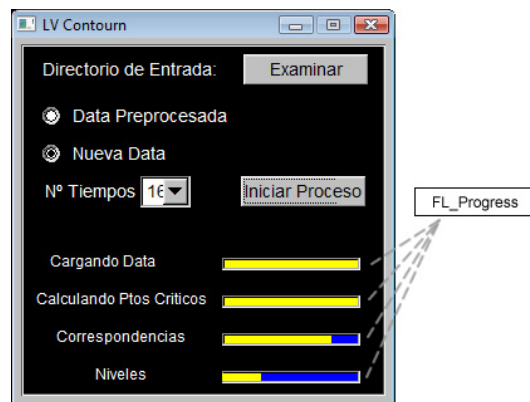


Figura 3.7: Primera etapa en el proceso de extracción y caracterización de la mecánica ventricular

Para continuar con el proceso de extracción de parámetros es necesario seleccionar el instante que corresponde a diástole en el ciclo cardiaco, tal y como se observa en la figura 3.8, esto con el fin de obtener una referencia a la hora de visualizar los índices de torsión, contracción radial promedio y contracción longitudinal.

3.3.2 Extracción de Parámetros de la cavidad ventricular

Las interfaces mediante las cuales se acceden a las etapas de extracción y caracterización fueron realizadas con objetos instanciados de la clase *FL_Tabs*. La primera de ellas agrupa las opciones de visualización de puntos críticos, la figura 3.9 muestra la interfaz donde se

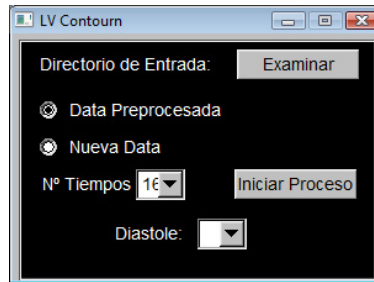


Figura 3.8: Selección del instante de Diástole en el ciclo cardiaco

visualizan los puntos críticos de un contorno en un instante de tiempo particular sobre el ciclo cardiaco. En ella se observan las clases usadas de las librerías VTK y FLTK.

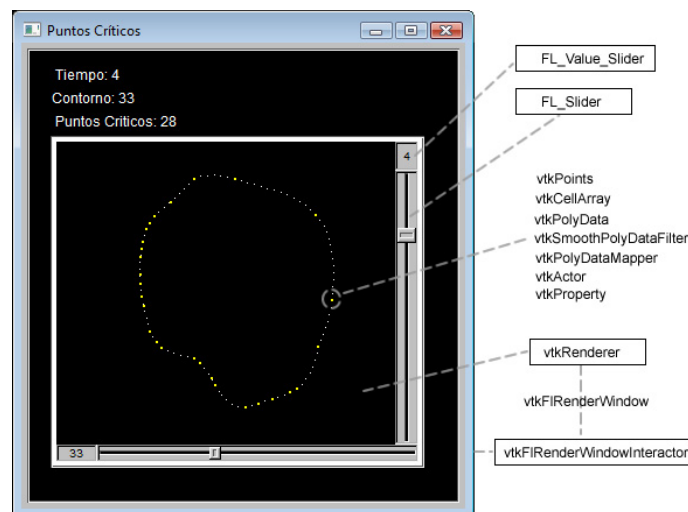


Figura 3.9: Interacción de clases FLTK y VTK en la interfaz

Es importante resaltar que para la interacción de ambos marcos de trabajo VTK y FLTK, fue necesaria una nueva clase, que permitiera visualizar dentro de un diálogo FLTK, la salida construida con VTK, y además, que permitiera comunicar eventos entre estos dos componentes (teclado, mouse) para tener una integración completa. La integración se encuentra en la clase *vtkFIRenderWindowInteractor*, subclase de *vtkRenderWindowInteractor* (que es la clase gráfica provista por el *framework* VTK) y también es subclase de *FL_Gl_Window* (que es una clase provista por FLTK para renderizar comandos *OpenGL*). En la figura 3.10 se puede apreciar que la interfaz general de la aplicación crea instancias de las clases mencionadas y se aprecia cadena de herencia en el proceso.

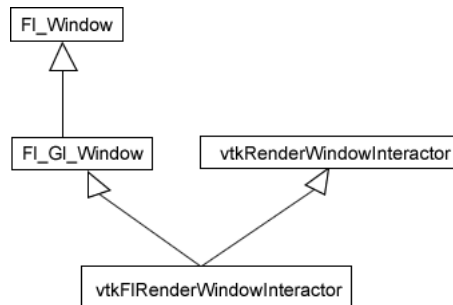


Figura 3.10: Interacción de clases FLTK y VTK a nivel de clases

El árbol de correspondencias, los polígonos de los puntos en correspondencia final y una película del vector de movimientos pueden ser visualizados en el software. La figura 3.11 muestra los botones de acceso a las mismas.

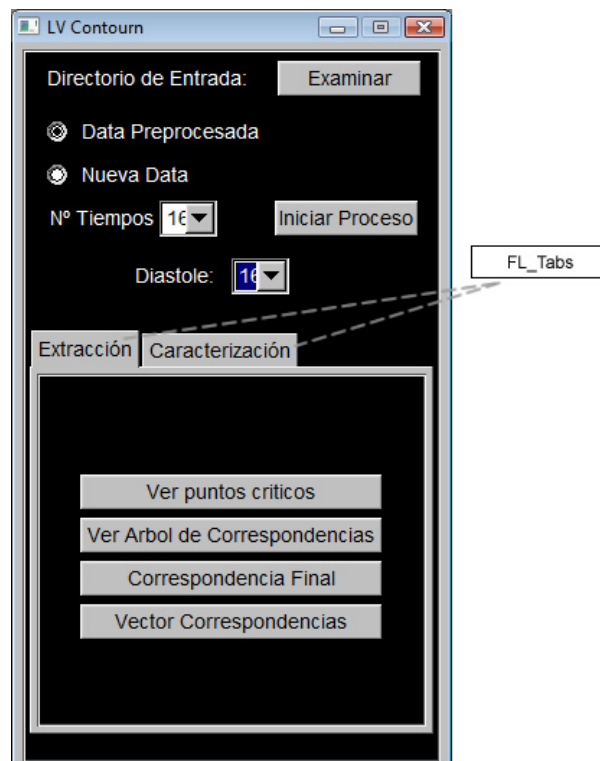


Figura 3.11: Etapa de Extracción de Parámetros que describen la mecánica ventricular

3.3.3 Caracterización del movimiento ventricular

La segunda interfaz se puede apreciar en la figura 3.12, en la misma se agrupan las opciones que permiten la visualización de los parámetros que caracterizan el movimiento del

ventrículo.



Figura 3.12: Etapa de Caracterización y Visualización de Parámetros

La figura 3.13 muestra la contracción radial, la figura 3.14 muestra la contracción longitudinal, la figura 3.15 muestra la torsión, mientras que la figura 3.16 muestra la representación *Bull eye*.

Se puede apreciar en la figura 3.17 las clases necesarias para la reconstrucción de un objeto en 3-D, en ella se representa la superficie ventricular para el instante donde se registra la mayor contracción radial, se observan los puntos correspondientes a dicha contracción en los planos de la base, el ecuador y el ápex.

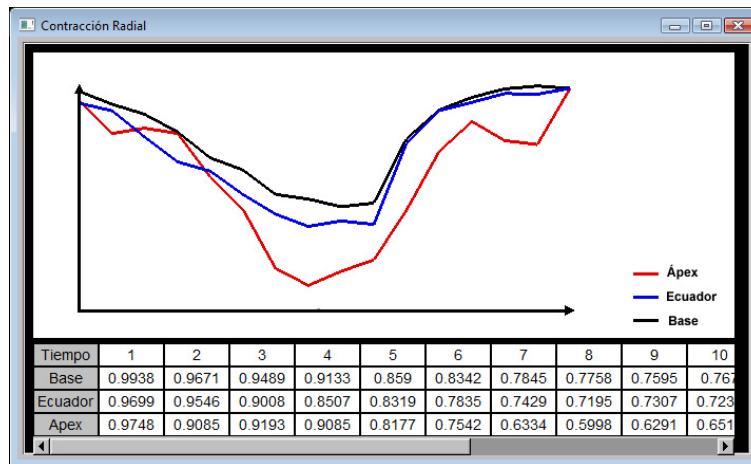


Figura 3.13: Contracción Radial

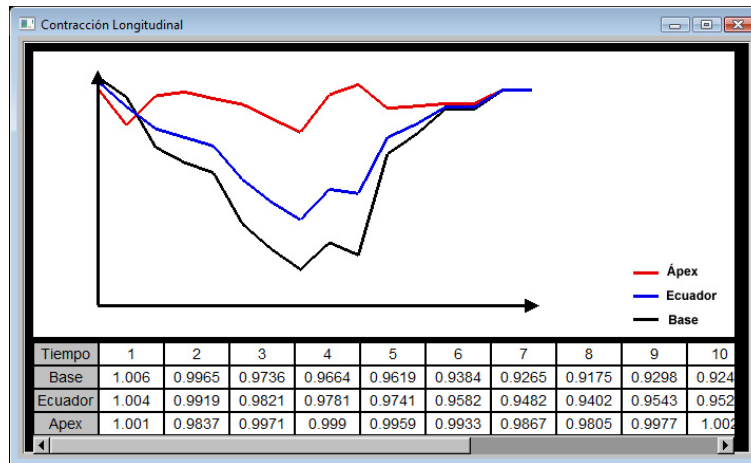


Figura 3.14: Contracción Longitudinal

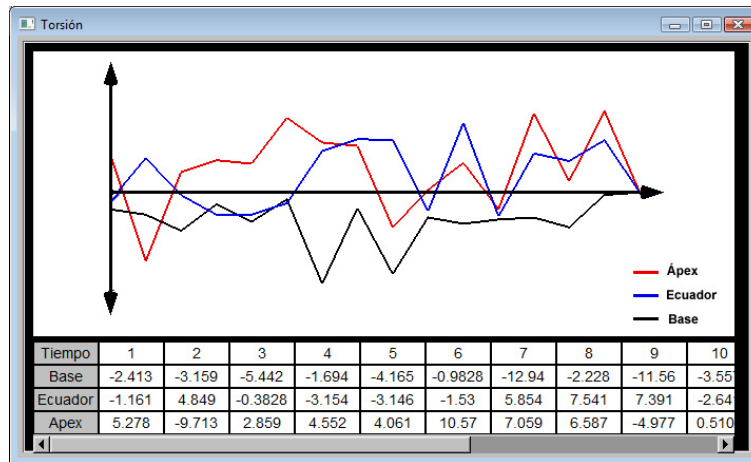


Figura 3.15: Torsión

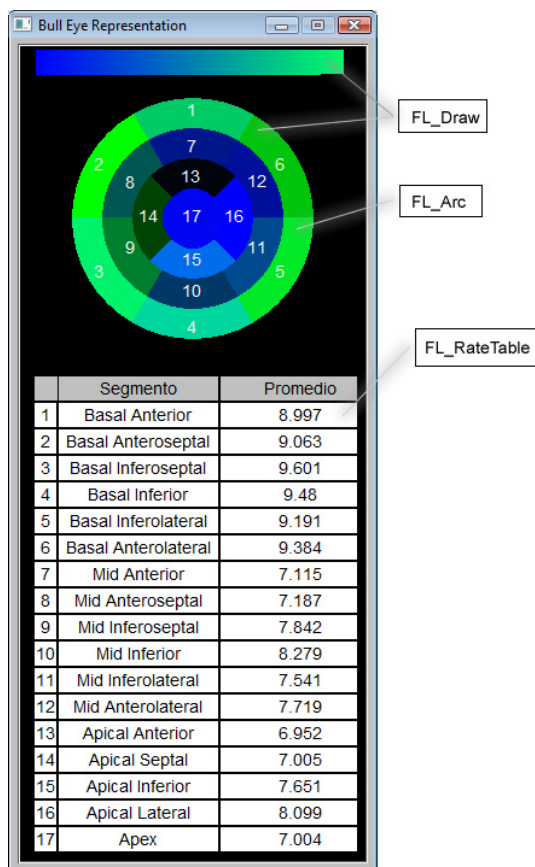


Figura 3.16: Objetos FLTK en la Representación *Bull Eye*

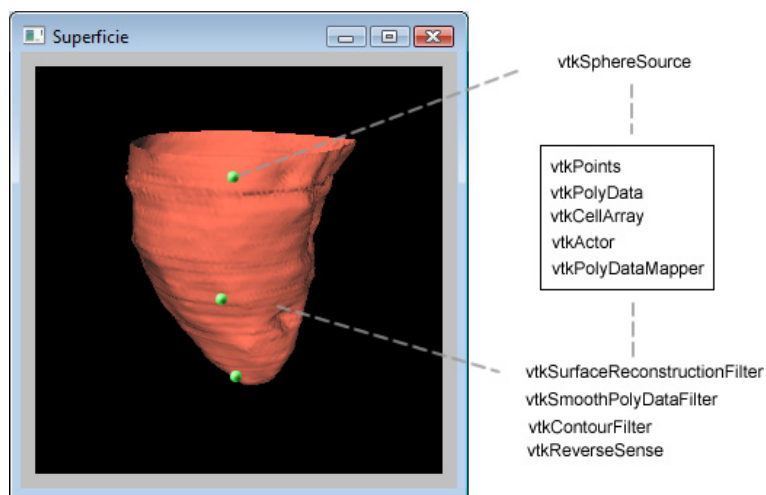


Figura 3.17: Superficie 3-D con los puntos de máxima contracción

Capítulo 4

Resultados y Discusión

Como resultado final se obtiene una herramienta multiplataforma para la extracción y caracterización del movimiento del LV a partir de imágenes cardiacas 3-D. La herramienta fue probada para imágenes de MSCT y estructuras ventriculares reconstruidas a partir de proyecciones ortogonales obtenidas por Angiocardiografía biplana por RX.

La fase de implantación multiplataforma se puede observar en las figuras 4.1 y 4.2, las mismas corresponden a la ejecución del software bajo los sistemas operativos Microsoft Windows Vista y Linux Ubuntu respectivamente, la aplicación también fue ejecutada bajo el sistema operativo Microsoft Windows XP Professional.

El *performance* de la aplicación varía si se cambian ciertos parámetros internos de los algoritmos aplicados en la metodología, como valores de umbrales y cantidad de puntos que se tomen en la obtención de las formas promedio. Estos cambios provocan que se aumente o disminuya la cantidad de cálculos y por ende el rendimiento computacional en cuanto a tiempo y memoria.

Cada etapa en el desarrollo del enfoque propuesto generó los siguientes resultados:

4.1 Etapa de Extracción de puntos críticos

En esta fase se logra visualizar en cualquier instante de tiempo y para cualquier contorno, los marcadores anatómicos (puntos críticos) considerados para el proceso de puesta en correspondencias. En la figura 4.3, se observa el contorno número 35 (aproximadamente

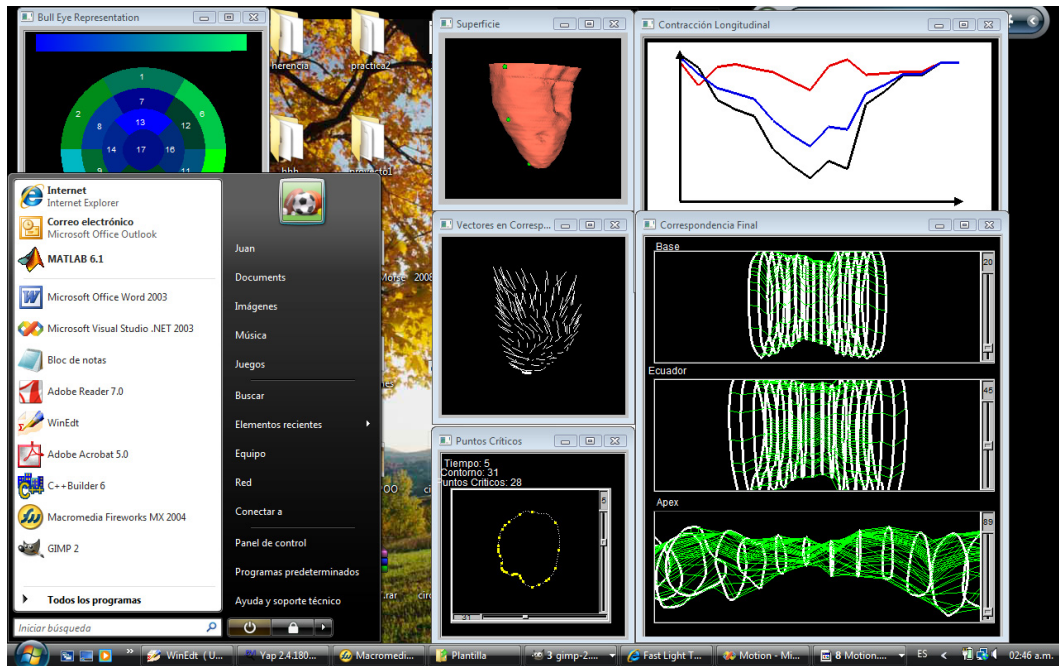


Figura 4.1: Software de visualización en Microsoft Windows Vista

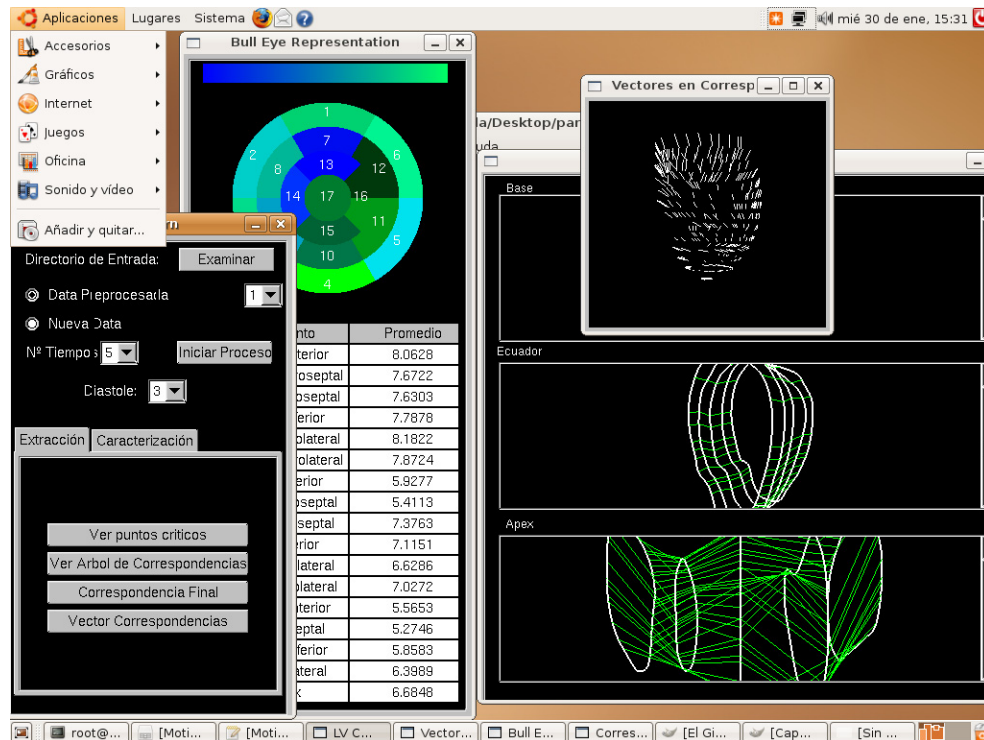


Figura 4.2: Software de visualización en Linux Ubuntu

el plano del ecuador), en el instante de diástole del ciclo cardiaco para la base de datos de MSCT, en él se observa que el algoritmo de detección arrojó como resultado un total de 24 puntos críticos resaltados en color amarillo.

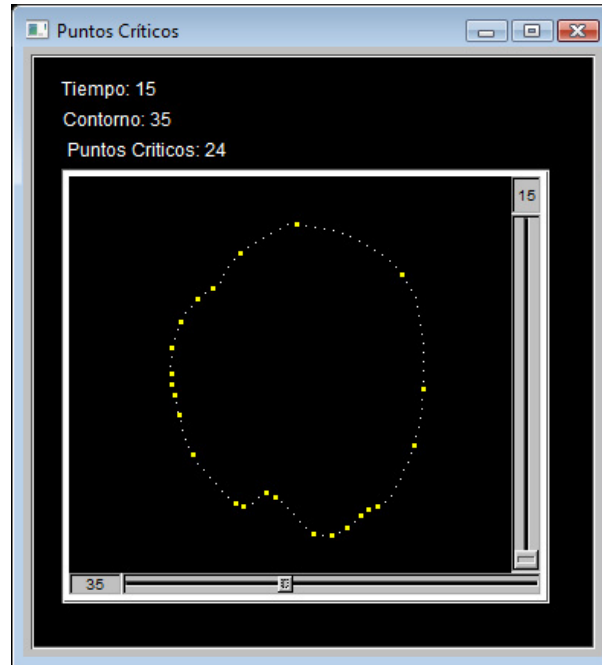


Figura 4.3: Puntos Críticos para la BD de MSCT

Observe que del lado derecho de la figura se puede seleccionar por medio de un *scrollbar* vertical, el instante de interés dentro del ciclo cardiaco, mientras que el *scrollbar* horizontal en la zona inferior de la figura, permite seleccionar un contorno de interés dentro del instante de tiempo escogido. En la figura 4.4 se seleccionó el contorno número 16 del ciclo cardiaco para la base de datos de Angiocardiografía, en éste caso se observa un total de 28 puntos críticos detectados.

4.2 Etapa de puesta en correspondencia

En esta fase se obtienen dos resultados, el primero corresponde a la construcción del árbol binario durante toda la secuencia del ciclo cardiaco, el segundo es la correspondencia final obtenida que se logra visualizar en diferentes planos de la superficie ventricular. La figura 4.5 muestra tres últimos niveles del árbol binario construido para la puesta

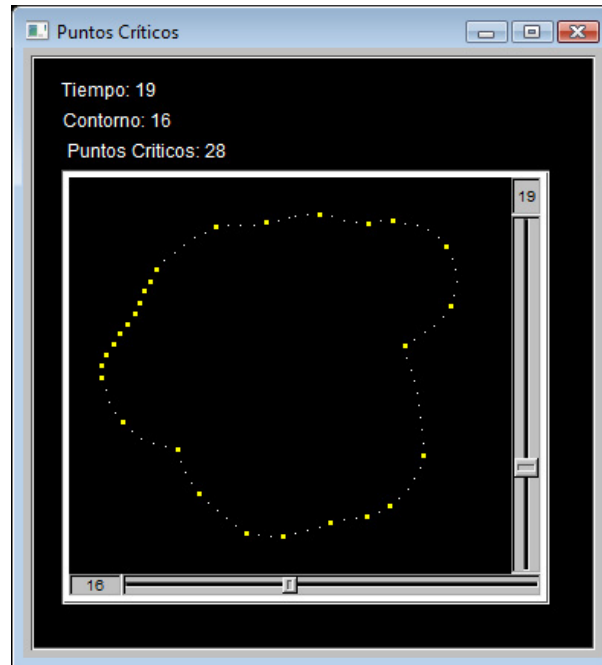


Figura 4.4: Puntos Críticos para la BD de Angiocardiografía

en correspondencia de los instantes del ciclo cardiaco para la base de datos de MSCT. La figura 4.6 muestra la misma configuración para el caso de Angiocardiografía biplana. Observe que cada nivel es producto del promedio de los contornos del nivel anterior luego de aplicar el algoritmo de correspondencias.

La figura 4.7 muestra la correspondencia final para los planos base, ecuador y ápex en la BD de MSCT. El usuario, con ayuda de *scrollbars* que se observan del lado derecho de la figura, puede cambiar los planos de visualización sobre la superficie ventricular. Las correspondencias que se observan en los planos de la base, ecuador y ápex reflejan que la mayor torsión se aprecia en el ápex y para el instante de tiempo que corresponde a la sístole ventricular. La sístole ventricular corresponde a la fase del ciclo cardiaco donde clínicamente se registran los mayores esfuerzos de la cavidad ventricular. Mientras que al final de la secuencia cardiaca la torsión se va suavizando ya que se aproxima el instante de diástole, tiempo en el cual el músculo se va relajando. En el caso de la base y el ecuador, los movimientos son más suaves lo que refleja una disminución de la torsión en relación al plano del ápex. La herramienta permite seleccionar entre 3 diferentes planos con el fin de observar de manera estática la evolución de la torsión en todo el ciclo cardiaco.

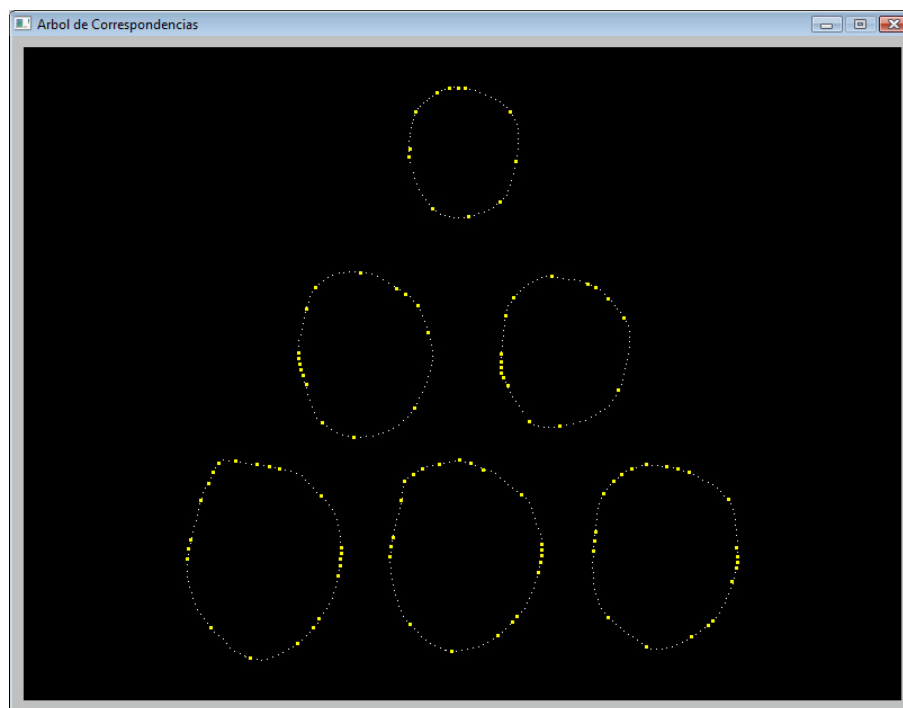


Figura 4.5: Árbol binario de 3 niveles BD MSCT

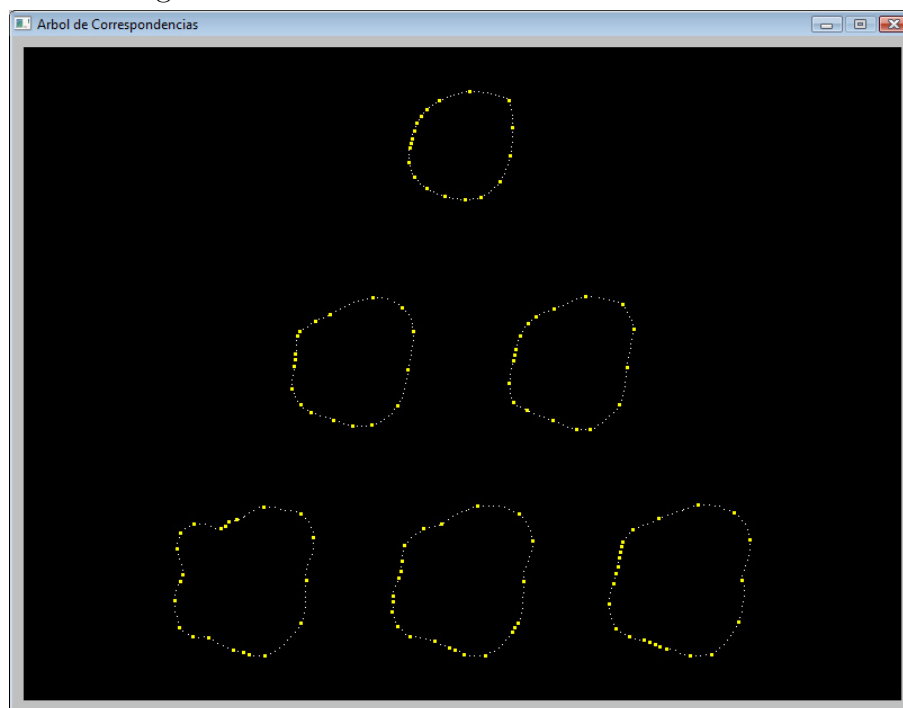


Figura 4.6: Árbol binario de 3 niveles BD Angiocardigrafía

La figura 4.8 muestra la correspondencia final en el caso de la BD de Angiocardigrafía biplana. En esta figura, y gracias a las ventajas de la herramienta de visualización selec-

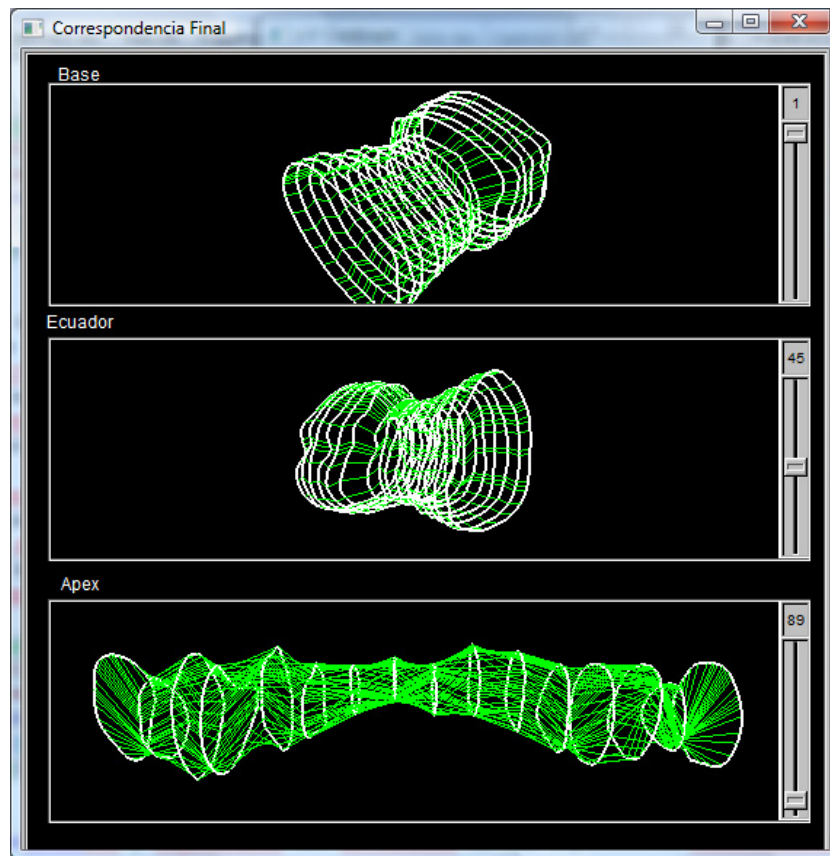


Figura 4.7: Correspondencia final en las regiones de la Base, Ecuador y Ápex para MSCT cionada (VTK), se logra enfocar desde otra perspectiva, el efecto de la torsión en la pared ventricular. En los planos de la base y el ecuador, los segmentos de recta que unen los puntos en correspondencia entre los contornos están orientados hacia la misma dirección, mientras que en el ápex, los segmentos de recta se orientan en direcciones distintas, lo que comprueba que la máxima torsión se presenta en este plano.

4.3 Representación del movimiento ventricular

Una representación dinámica del movimiento se presenta en la interfaz asociada a los vectores de desplazamiento, en la figura 4.9 se puede apreciar en tres instantes los vectores de desplazamiento asociados a cada punto obtenido de acuerdo al algoritmo de puesta en correspondencias. Observe que el módulo de los vectores en la figura 4.9.a es más pequeño

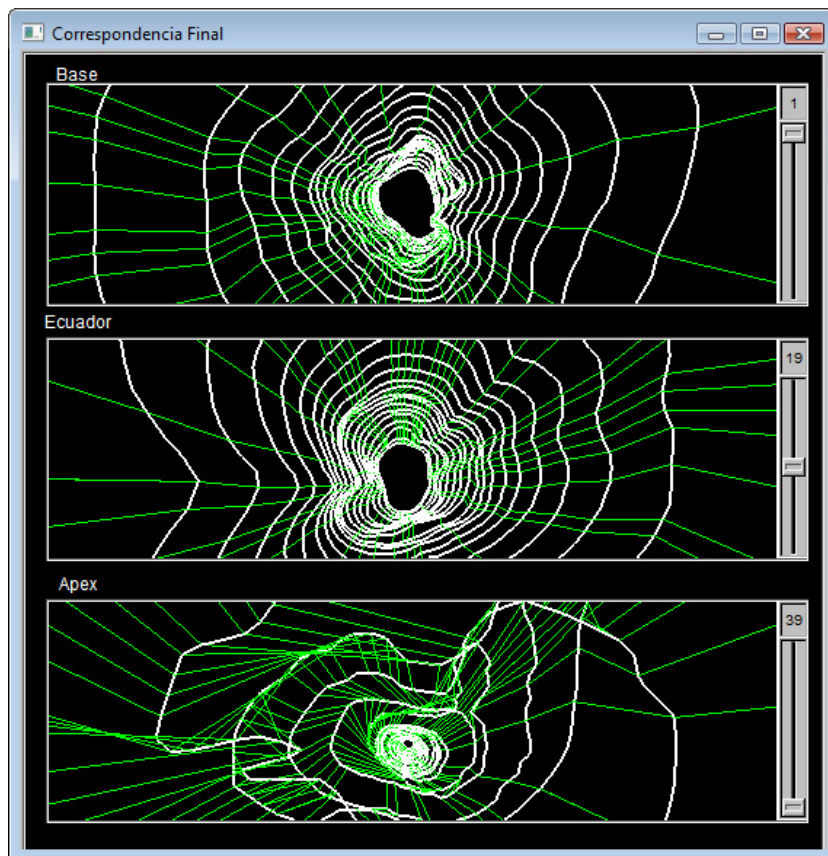


Figura 4.8: Correspondencia final en las regiones de la Base, Ecuador y Ápex para Angiocardigrafía

en relación al módulo de los vectores en las figuras 4.9.b y 4.9.c, y a diferencia de la visualización anterior (torsión) los mayores desplazamientos longitudinales se observan en los planos de la base y el ecuador, acentuándose mayormente en la base, esto da una idea que la mayor contracción longitudinal ocurre en estos planos, mientras que en el ápex, los vectores de desplazamiento cambian de dirección, lo que refleja que la mayor torsión ocurre en este plano.

El mismo efecto se observa para la BD de Angiocardigrafía biplana. En las figuras 4.10.a, 4.10.b y 4.10.c se observan las diferentes direcciones que toman los vectores de desplazamiento durante diversos instantes del ciclo cardiaco: a) instante 12, b) instante 16 y c) instante 24 respectivamente.

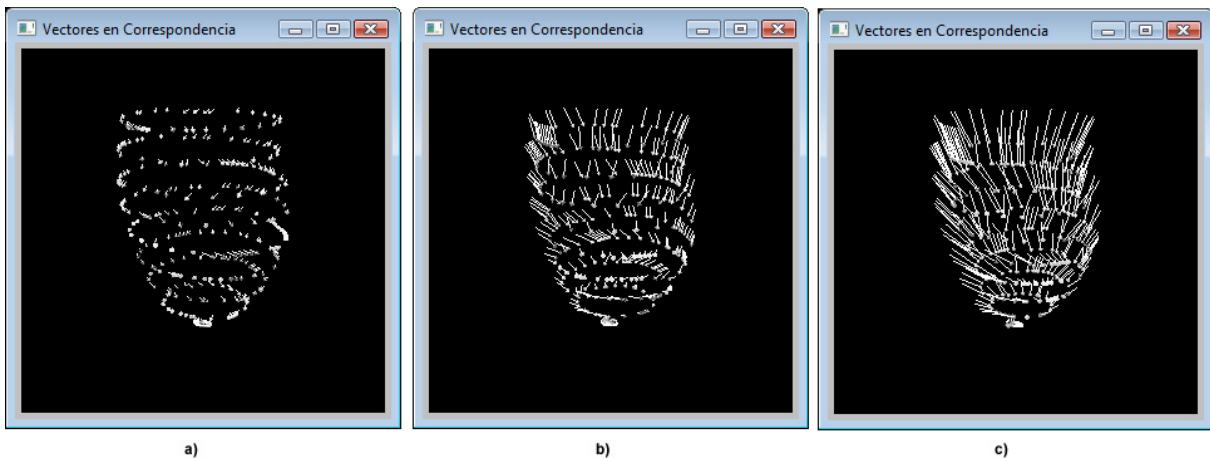


Figura 4.9: Vectores de Desplazamiento en 3 instantes del ciclo cardiaco BD MSCT

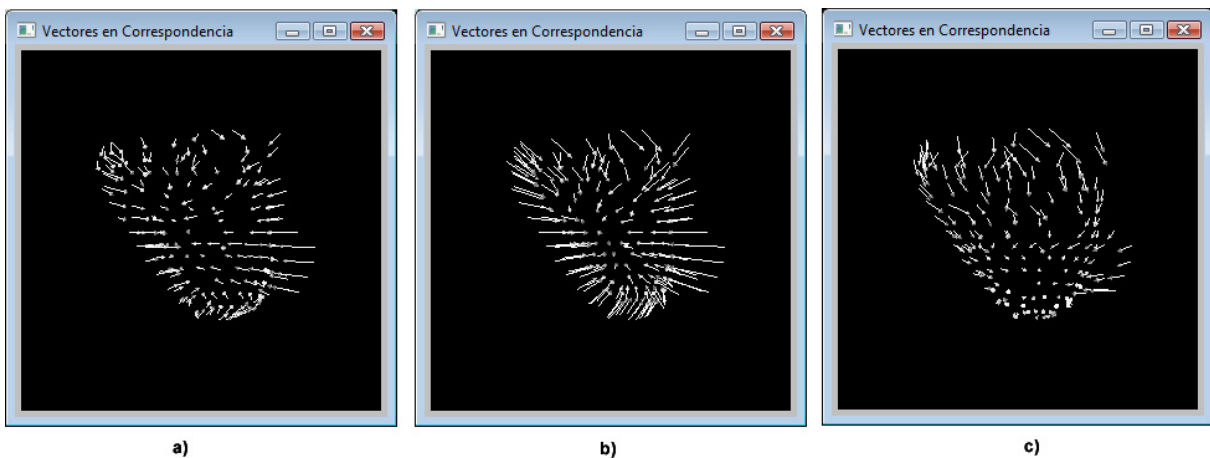


Figura 4.10: Vectores de Desplazamiento en 3 instantes del ciclo cardiaco BD Angiocardiografía

4.4 Parámetros que describen la cavidad ventricular izquierda

Los movimientos que se observan en las interfaces de correspondencia final y vectores de movimiento son calculados en forma de parámetros que describen formalmente el movimiento del LV. Corresponden a los índices de contracción radial y longitudinal, índices de torsión y representación polar del movimiento. Los resultados son mostrados en forma de

gráficos y tablas en las secciones siguientes.

4.4.1 Contracción Radial

La tabla 4.1 muestra los valores de contracción radial promedio en los planos de la base, ecuador y base normalizados con respecto al instante de diástole ventricular. Los resultados arrojan que la mayor contracción durante el ciclo cardiaco sucede en el instante 8, muy cerca de la fase de sístole y ocurre en el plano del ápex tal y como se aprecia en la figura 4.11.

Tabla 4.1: Índice de Contracción Radial Promedio BD MSCT

Tiempo	Base	Ecuador	Apex
1	0,99	0,97	0,97
2	0,97	0,95	0,91
3	0,95	0,90	0,92
4	0,91	0,85	0,91
5	0,86	0,83	0,82
6	0,83	0,78	0,75
7	0,78	0,74	0,63
8	0,78	0,72	0,60
9	0,76	0,73	0,63
10	0,77	0,72	0,65
11	0,90	0,89	0,75
12	0,96	0,96	0,87
13	0,98	0,97	0,93
14	1,00	0,99	0,89
15	1,01	0,99	0,89
16	1,00	1,00	1,00

Un segundo experimento consistió en ubicar el punto sobre la superficie ventricular que registró la máxima contracción radial, y proyectarlo longitudinalmente sobre los planos de la base, ecuador y ápex. El estudio determinó que la máxima contracción se ubicó sobre el ápex en el instante 8 muy cerca de los músculos papilares, registrando una proporción de 36% en relación a la fase de diástole, tal y como se observa en la tabla 4.2. La figura 4.12 muestra de forma comparativa la contracción radial en los planos de la base, ecuador y ápex para el corte longitudinal hallado.

La contracción radial promedio y el punto de máxima contracción radial, fueron calculados sobre la base de datos de Angiocardiografía biplana. La tabla 4.3 muestra los

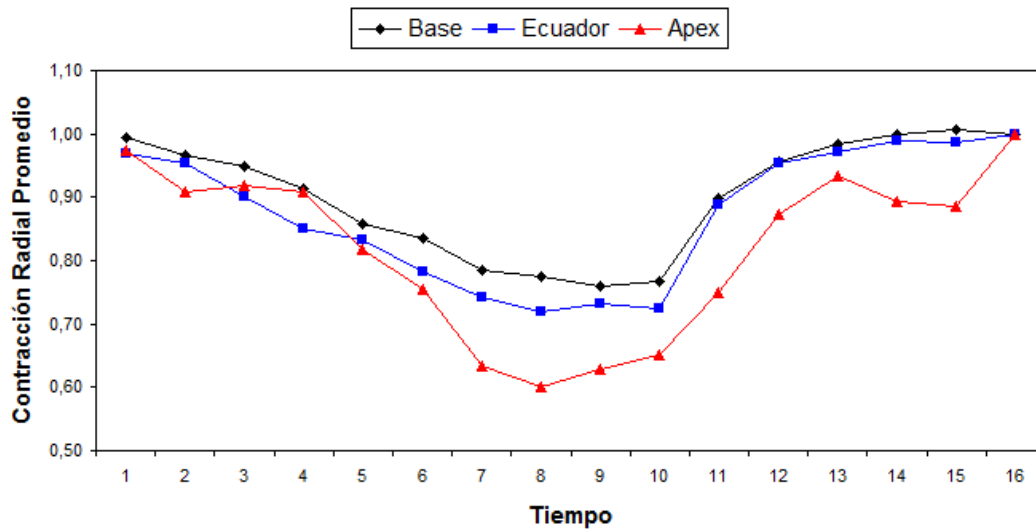


Figura 4.11: Índice de Contracción Radial Promedio BD MSCT

Tabla 4.2: Índices de Contracción Radial Máxima BD MSCT

Tiempo	Base	Ecuador	Apex
1	0,97	1,00	1,00
2	0,98	0,94	0,86
3	0,96	0,93	0,88
4	0,87	0,92	0,90
5	0,92	0,92	0,83
6	0,79	0,80	0,67
7	0,86	0,81	0,70
8	0,84	0,77	0,64
9	0,84	0,79	0,71
10	0,89	0,79	0,69
11	0,98	0,93	0,87
12	0,98	0,98	0,83
13	0,99	0,99	0,91
14	1,00	0,99	1,05
15	0,99	0,98	0,92
16	1,00	1,00	1,00

índices calculados en la contracción radial promedio. Los valores reflejan que la máxima contracción se presenta al principio y al final del ciclo cardiaco, en relación a la fase de diástole. Para este caso el instante de diástole ventricular se encuentra en el instante 19. En la figura 4.13 se grafican los resultados y se observa que durante la secuencia completa del ciclo cardiaco, la máxima contracción se refleja en el ápex.

El punto sobre la superficie ventricular que registró la máxima contracción radial se

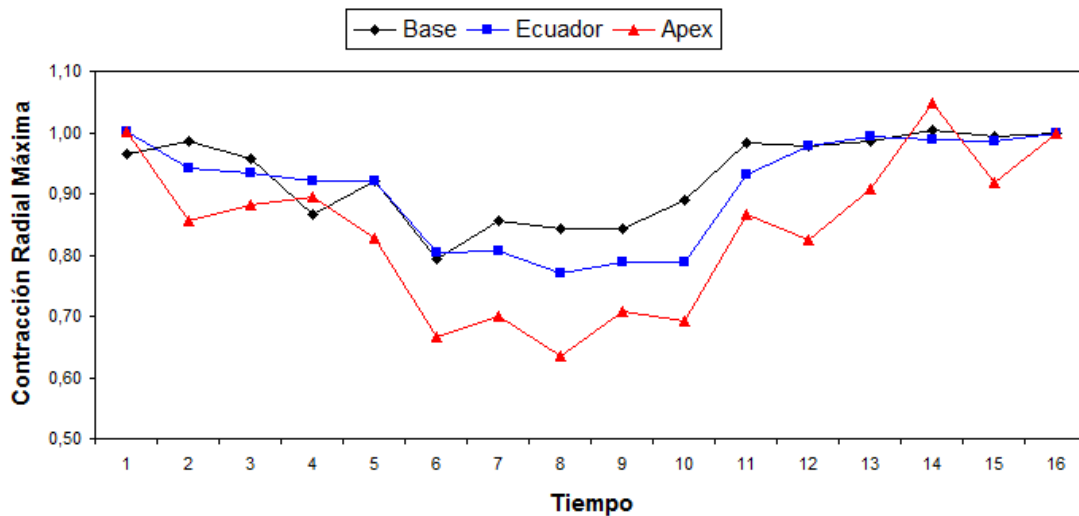


Figura 4.12: Índice de Contracción Radial Máxima BD MSCT

Tabla 4.3: Índices de Contracción Radial Promedio BD Angiocardiografía

Tiempo	Base	Ecuador	Apex	Tiempo	Base	Ecuador	Apex
1	0,91	0,78	0,67	15	1,00	0,95	0,91
2	0,90	0,78	0,67	16	1,00	0,95	0,91
3	0,90	0,77	0,67	17	1,01	0,96	0,91
4	0,93	0,79	0,67	18	1,03	0,99	0,95
5	0,94	0,79	0,67	19	1,00	1,00	1,00
6	0,96	0,81	0,67	20	1,01	1,00	1,02
7	0,96	0,84	0,70	21	1,01	0,98	1,04
8	0,98	0,88	0,76	22	0,98	0,94	0,99
9	0,97	0,88	0,79	23	0,96	0,92	0,92
10	0,99	0,93	0,85	24	0,93	0,85	0,85
11	0,99	0,93	0,86	25	0,90	0,79	0,75
12	0,99	0,94	0,87	26	0,87	0,71	0,62
13	0,99	0,93	0,87	27	0,85	0,70	0,59
14	1,00	0,94	0,90	28	0,84	0,68	0,61

encontró al final del ciclo cardiaco (instante 27). Su proyección en el ápex refleja una contracción máxima de un 52% en relación a la fase de diástole. La tabla 4.4 muestra los índices calculados de la proyección longitudinal de dicho punto sobre los planos de la base, ecuador y el ápex, gráficamente se puede observar en la figura 4.14.

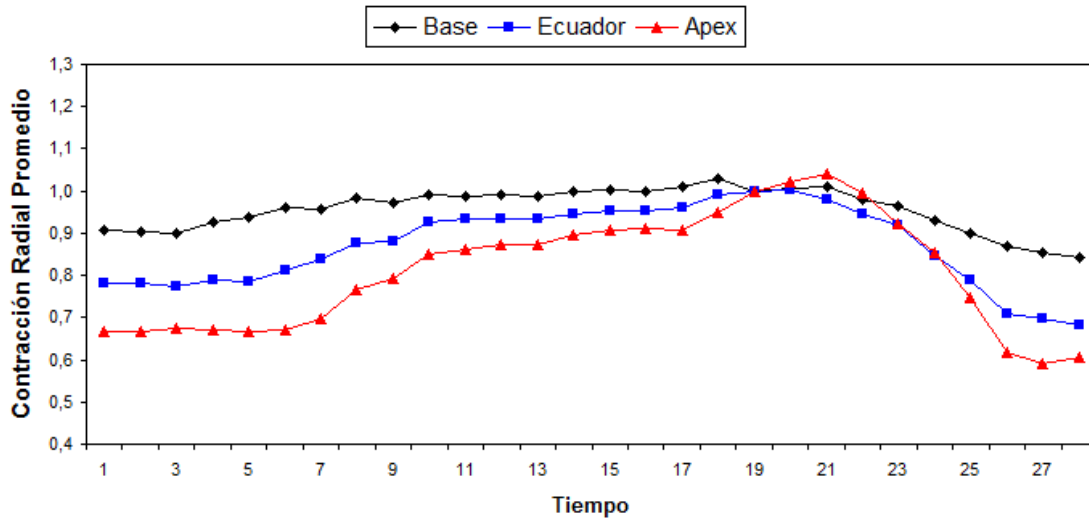


Figura 4.13: Índice de Contracción Radial Promedio BD Angiocardiografía

Tabla 4.4: Índices de Contracción Radial Máxima BD Angiocardiografía

Tiempo	Base	Ecuador	Apex	Tiempo	Base	Ecuador	Apex
1	0,80	0,73	0,53	15	0,95	0,95	0,91
2	0,81	0,75	0,54	16	0,95	0,95	0,92
3	0,81	0,74	0,56	17	0,97	0,95	0,91
4	0,84	0,77	0,56	18	1,01	0,98	0,99
5	0,85	0,76	0,56	19	1,00	1,00	1,00
6	0,88	0,78	0,55	20	1,02	1,01	1,00
7	0,90	0,85	0,59	21	1,02	0,96	0,98
8	0,95	0,86	0,66	22	0,97	0,95	0,96
9	0,93	0,85	0,71	23	0,89	0,88	0,86
10	0,94	0,92	0,81	24	0,79	0,80	0,76
11	0,94	0,94	0,85	25	0,75	0,73	0,64
12	0,94	0,92	0,86	26	0,72	0,61	0,52
13	0,94	0,93	0,83	27	0,68	0,59	0,48
14	0,95	0,96	0,83	28	0,66	0,57	0,50

4.4.2 Contracción Longitudinal

Para el caso de la contracción longitudinal, el software arrojó como resultado que en contraposición a la contracción radial promedio, el plano de la base es el que registra la mayor amplitud de movimiento en el eje vertical con un 8% en la fase de sístole (instante 8). Los valores se pueden observar en la tabla 4.5. Observe que en los planos del ecuador y el ápex no se registra mayor movimiento, aproximadamente 5% y 2% respectivamente en relación a la fase de diástole (instante 16). Las animaciones de los vectores de movimiento

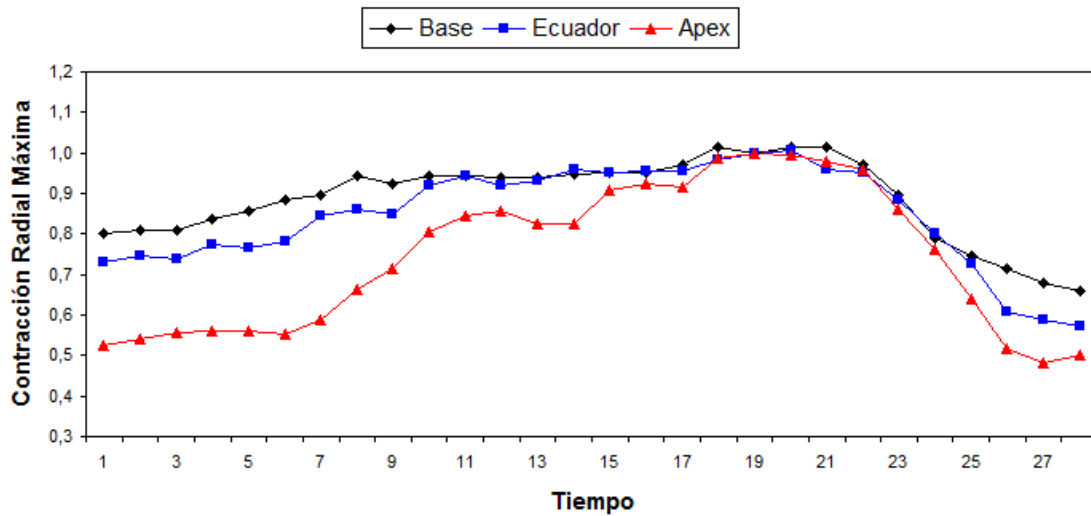


Figura 4.14: Índice de Contracción Radial Máxima BD Angiocardiografía

de las figuras 4.9 y 4.10 pueden confirmar estos resultados ya que en ellas se aprecia que el ápex permanece casi todo el tiempo en el mismo plano horizontal a diferencia del plano de la base cuyos vectores de desplazamiento se contraen verticalmente en mayor magnitud. La figura 4.15 muestra comparativamente estos resultados.

Tabla 4.5: Índice de Contracción Longitudinal BD MSCT

Tiempo	Base	Ecuador	Apex
1	1,01	1,00	1,00
2	1,00	0,99	0,98
3	0,97	0,98	1,00
4	0,97	0,98	1,00
5	0,96	0,97	1,00
6	0,94	0,96	0,99
7	0,93	0,95	0,99
8	0,92	0,94	0,98
9	0,93	0,95	1,00
10	0,92	0,95	1,00
11	0,97	0,98	0,99
12	0,98	0,98	0,99
13	0,99	0,99	0,99
14	0,99	0,99	0,99
15	1,00	1,00	1,00
16	1,00	1,00	1,00

La tabla 4.6 y la figura 4.16 muestran los valores calculados para el desplazamiento

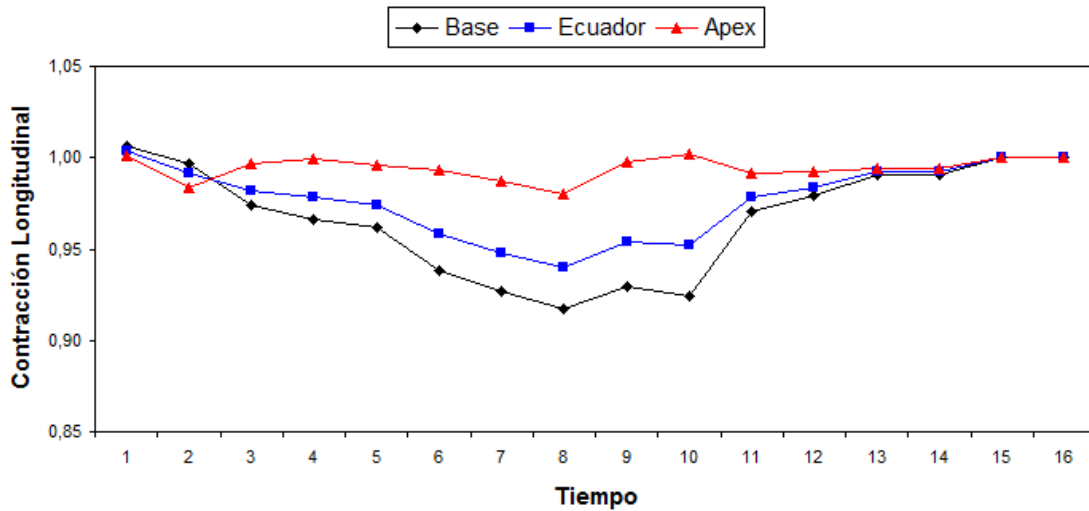


Figura 4.15: Índice de Contracción Longitudinal BD MSCT

longitudinal de los puntos en los planos base, ecuador y ápex en la base de datos de angiocardiografía. Se observa que durante toda la secuencia la mayor contracción longitudinal se presenta en la base. De especial interés se observa que al final del ciclo cardiaco se presenta una contracción negativa en el plano del ápex, lo que indica que los puntos en este plano en vez de contraerse se dilatan significativamente.

Tabla 4.6: Índice de Contracción Longitudinal BD Angiocardiografía

Tiempo	Base	Ecuador	Apex	Tiempo	Base	Ecuador	Apex
1	0,97	0,98	1,01	15	0,97	0,98	1,01
2	0,97	0,98	1,01	16	0,98	0,99	1,02
3	0,95	0,96	1,00	17	0,98	0,99	1,01
4	0,95	0,96	1,00	18	1,00	1,01	1,02
5	0,93	0,95	0,98	19	1,00	1,00	1,00
6	0,91	0,94	0,99	20	1,00	1,00	1,00
7	0,91	0,94	1,01	21	1,00	1,00	1,00
8	0,91	0,94	0,99	22	0,98	0,98	0,99
9	0,91	0,93	0,97	23	0,96	0,96	0,97
10	0,93	0,95	0,98	24	0,97	1,00	1,05
11	0,94	0,95	0,99	25	0,97	1,00	1,05
12	0,94	0,96	1,00	26	0,96	0,99	1,06
13	0,95	0,96	1,00	27	0,94	1,00	1,11
14	0,95	0,96	1,00	28	0,94	1,00	1,12

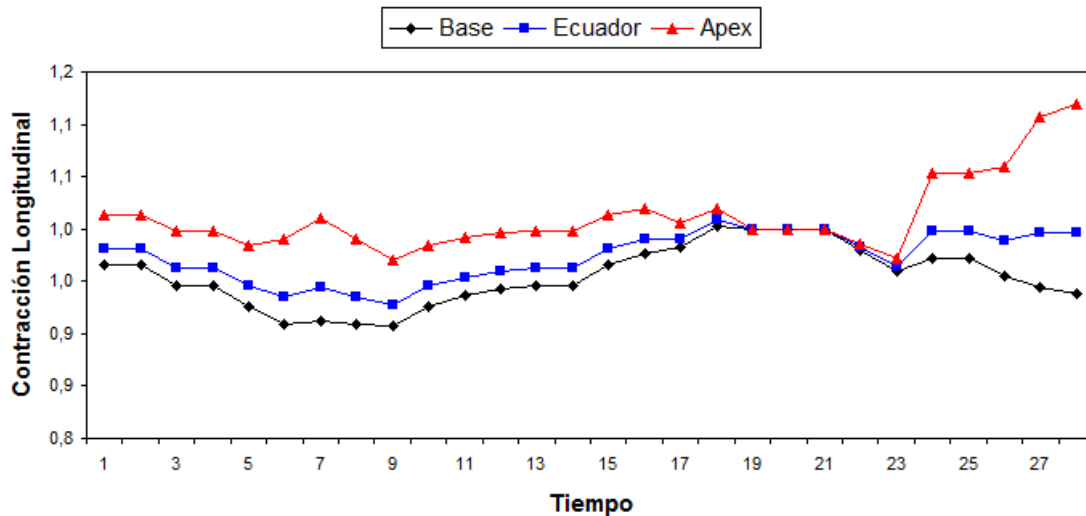


Figura 4.16: Índice de Contracción Longitudinal BD Angiocardiografía

4.4.3 Índice de Torsión

Tal y como se observó en las figuras de correspondencia final (figuras 4.7 y 4.8), los mayores cambios en torsión de la pared ventricular se registran alrededor de la fase de sístole y las direcciones de los vectores de movimiento son opuestas en los planos de la base y el ápex. La tabla 4.7 muestra los valores calculados en grados ($^{\circ}$), registrándose la mayor de ellas en el instante 8 con una torsión de 13° para el ápex. En la figura 4.17 se puede apreciar como la torsión en el ápex aumenta en dirección positiva cuando la torsión en la base aumenta en dirección negativa.

La representación de la torsión en el plano longitudinal donde se registró la máxima contracción radial se puede apreciar en la figura 4.18 y los valores calculados en la tabla 4.8. Los resultados indican una torsión máxima en el plano del ápex con 44° aproximadamente.

Por otra parte, la torsión en el caso de la base de datos de Angiocardiografía biplana se aprecia durante la secuencia completa del ciclo cardiaco, se puede apreciar en la figura 4.19. Mientras la torsión va disminuyendo para el plano de la base, entonces aumenta para el ápex y viceversa. Para el plano del ecuador se observa elevadas torsiones al principio y al final del ciclo cardiaco. La tabla 4.9 muestra los valores en grados para la torsión en la base de datos de angiocardiografía biplana.

La figura 4.20 refleja la máxima torsión durante el ciclo cardiaco para la base de datos

Tabla 4.7: Índice de Torsión Promedio BD MSCT

Tiempo	Base	Ecuador	Apex
1	-2,41	-1,16	5,28
2	-3,16	4,85	-9,71
3	-5,44	-0,38	2,86
4	-1,69	-3,15	4,55
5	-4,17	-3,15	4,06
6	-0,98	-1,53	10,57
7	-12,94	5,85	7,06
8	-2,23	7,54	6,59
9	-11,56	7,39	-4,98
10	-3,56	-2,64	0,51
11	-4,44	9,86	4,18
12	-3,81	-3,39	-2,39
13	-3,56	5,50	11,17
14	-4,95	4,45	1,60
15	-0,36	7,39	11,53

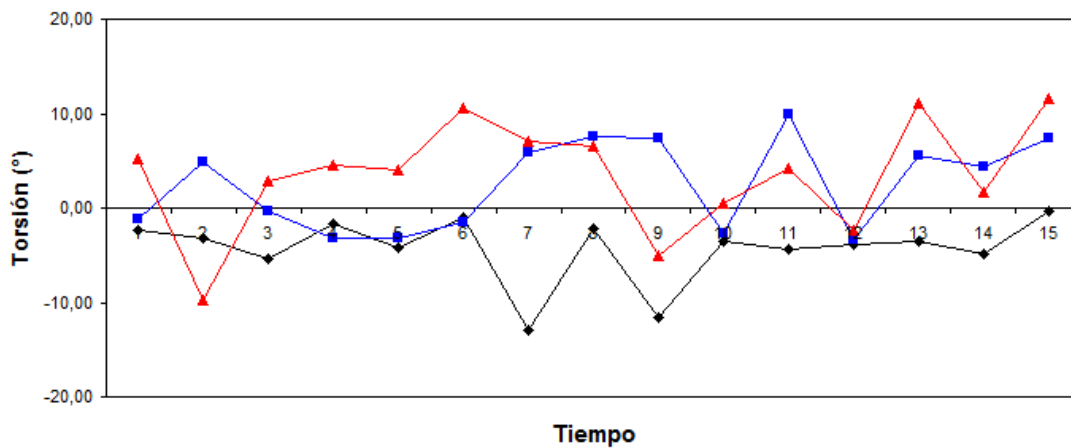


Figura 4.17: Índice de Torsión Promedio BD MSCT

de angiocardigrafía. Observe que los mayores movimientos en torsión son opuestos entre planos. Se puede constatar en la tabla 4.10 que la mayoría de los valores calculados en grados para la torsión son negativos.

Tabla 4.8: Índice de Torsión Máxima BD MSCT

Tiempo	Base	Ecuador	Apex
1	-1,68	0,35	21,02
2	3,66	5,14	3,96
3	-5,04	0,36	16,10
4	-6,57	1,19	17,57
5	3,43	1,03	-5,41
6	-12,94	-0,57	23,02
7	11,27	8,91	24,08
8	5,07	10,99	44,83
9	10,98	8,84	12,82
10	2,25	0,00	38,76
11	1,80	5,81	21,90
12	2,07	-1,89	-12,48
13	-4,06	6,32	25,85
14	0,37	5,42	39,10
15	-1,41	8,24	-16,50

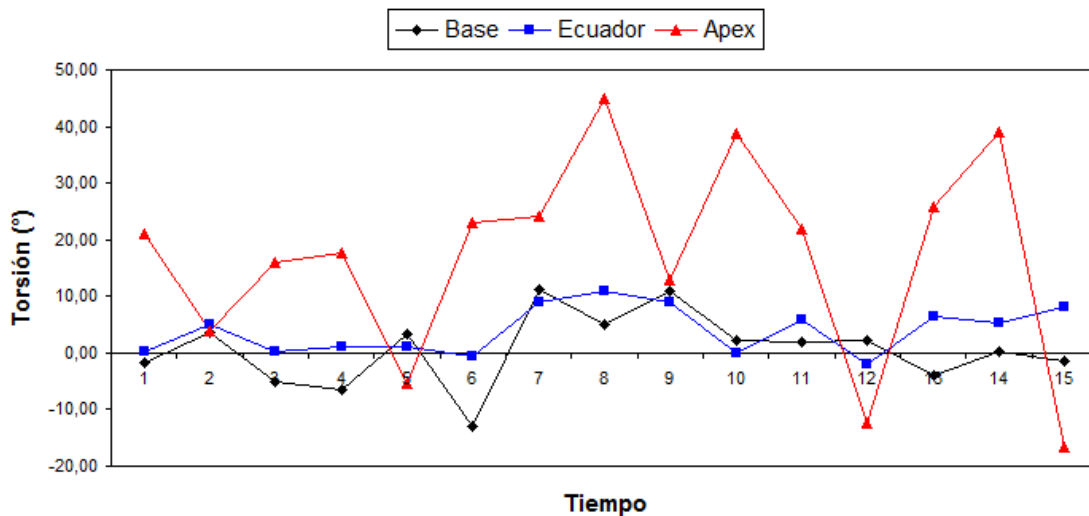


Figura 4.18: Índice de Torsión Máxima BD MSCT

4.4.4 Representación *Bull Eye*

La representación polar del movimiento de la figura 4.21 indica que la mayor intensidad para la base de datos de MSCT, se registra en la zona basal y a medida que se desciende en los cortes horizontales el movimiento tiende a disminuir. El mayor valor se registra en la región basal inferoseptal con un promedio de 9,63 en cuanto a la magnitud de los vectores de desplazamiento. Por otra parte se observa que los menores movimientos se

Tabla 4.9: Índice de Torsión Promedio BD Angiocardiografía

Tiempo	Base	Ecuador	Apex	Tiempo	Base	Ecuador	Apex
1	3,32	10,21	8,91	15	0,31	1,22	0,95
2	2,35	8,25	11,23	16	3,48	2,87	0,19
3	0,54	7,56	8,37	17	-0,31	3,51	1,93
4	0,80	2,15	10,75	18	2,37	2,95	-2,46
5	0,60	1,55	9,01	19	0,00	0,00	0,00
6	1,44	5,74	9,04	20	0,94	-0,50	1,39
7	3,15	-0,26	7,11	21	2,09	3,81	3,78
8	0,48	3,48	6,03	22	2,42	2,08	1,17
9	-0,28	4,76	4,93	23	2,50	7,63	3,49
10	3,07	2,80	1,63	24	1,15	6,72	4,27
11	0,86	0,86	-1,75	25	2,49	7,35	4,35
12	1,32	3,32	-1,05	26	2,11	8,95	4,69
13	2,25	1,43	2,31	27	2,41	10,92	10,29
14	2,51	-0,59	5,68				

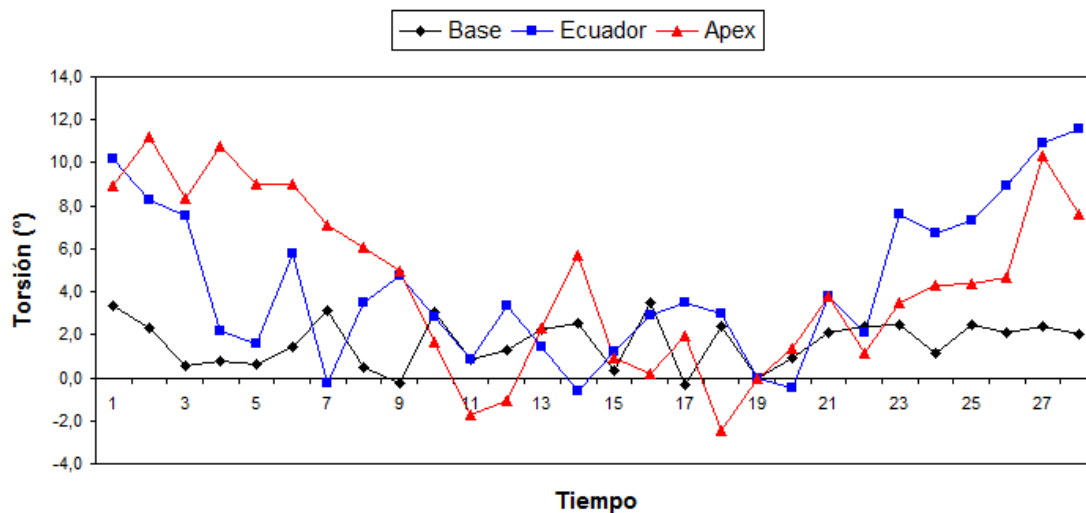


Figura 4.19: Índice de Torsión Promedio BD Angiocardiografía

registran en la región apical con un promedio de 6,945 en la región apical anterior, sin embargo, en las zonas apical inferior y apical lateral se observa un breve ascenso en la amplitud del movimiento ya que estas zonas corresponden a la zona de los papilares de la cavidad ventricular y se estima que en esas zonas se registren movimientos de amplitud considerable. La figura 4.21 muestra como se le asigna una tonalidad verde a las zonas donde se registra el mayor de los movimientos, tal es el caso de la región basal, mientras que, a medida que se disminuye el movimiento las tonalidades se van tornando azules como

Tabla 4.10: Índice de Torsión Máxima BD Angiocardiografía

Tiempo	Base	Ecuador	Apex	Tiempo	Base	Ecuador	Apex
1	-6,66	0,18	2,63	15	-2,46	-1,89	-1,28
2	-6,81	-1,43	3,33	16	-3,19	0,30	-2,19
3	-7,76	-1,56	-0,13	17	-3,44	0,83	-1,07
4	-6,56	-5,46	2,97	18	0,07	1,75	-1,76
5	-6,08	-4,34	2,90	19	0,00	0,00	0,00
6	-5,54	-0,64	1,71	20	-0,31	-2,77	-3,80
7	-2,75	-3,64	-0,94	21	-1,36	-2,62	-4,07
8	-7,95	-1,44	-4,03	22	-0,95	-5,85	-6,89
9	-3,83	-0,70	-2,42	23	-2,33	-5,83	-7,01
10	-3,97	-1,51	-2,55	24	-8,35	-6,66	-7,77
11	-1,49	-1,98	-4,99	25	-8,47	-8,47	-8,26
12	-1,35	-1,00	-4,71	26	-10,00	-8,79	-5,60
13	0,03	-1,04	-3,20	27	-10,22	-5,39	1,99
14	0,25	-3,64	-0,78				

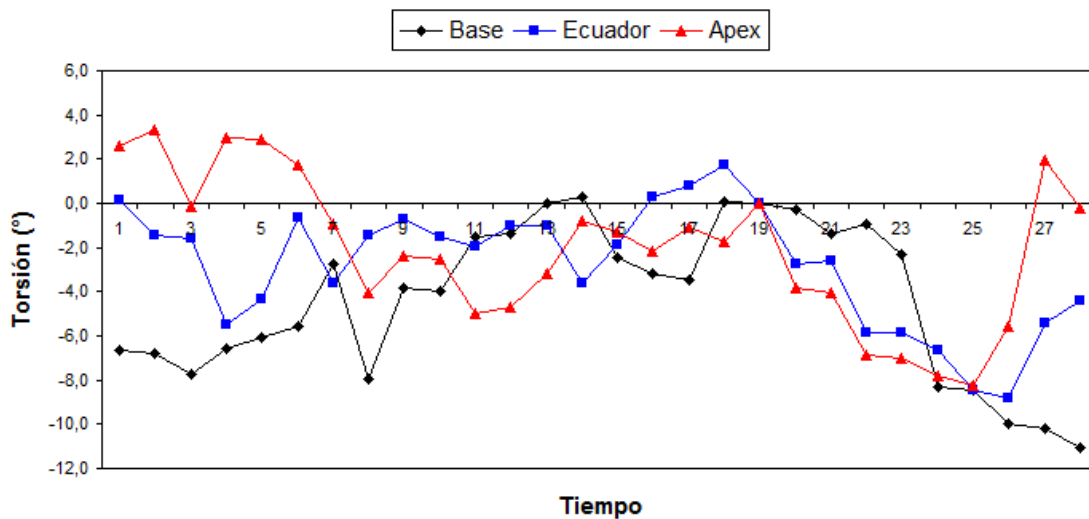


Figura 4.20: Índice de Torsión Máxima BD Angiocardiografía

las regiones media y apical.

El movimiento representado en el plano polar para la base de datos de angiocardiografía se puede observar en la figura 4.22 correspondiente a la visualización *Bull Eye*. En este caso se observa que los mayores movimientos en magnitud de desplazamiento se observan en la región basal, acentuándose más en la zona basal anterior. En la zona apical lateral se observa el menor movimiento de la pared ventricular izquierda.

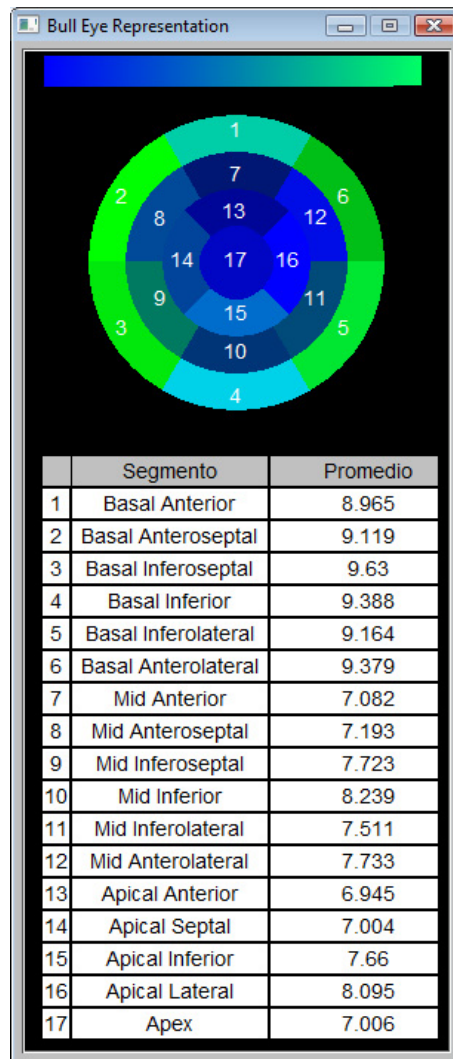


Figura 4.21: Representación *Bull Eye* del movimiento del LV BD MSCT

4.4.5 Reconstrucción 3-D de la superficie ventricular

Finalmente se realizó la reconstrucción 3-D de la superficie ventricular en el instante del ciclo cardiaco donde se registró la mayor contracción radial. Para la base de datos de MSCT la mayor contracción radial se registró para el instante 7. En la figura 4.23, se pueden apreciar en las regiones de la base, ecuador y ápex, el corte longitudinal donde se registró la mayor contracción. Observe que el eje por donde se encuentran los puntos resaltados en color verde se ubican muy cerca de los papilares.

Para la base de datos de Angiocardiografía, la mayor contracción radial se registró en el instante 19. En la figura 4.24, se pueden apreciar en las regiones de la base, ecuador y

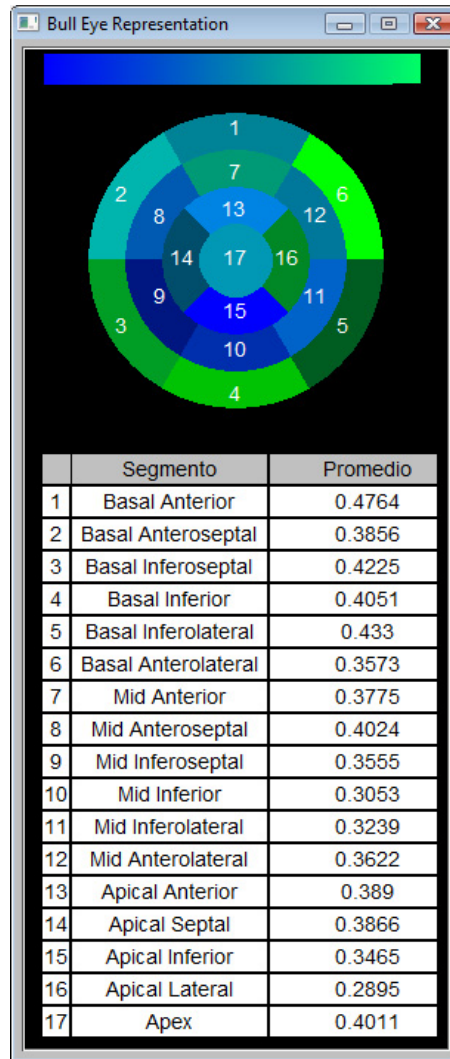


Figura 4.22: Representación *Bull Eye* del movimiento del LV BD Angiocardiografía ápex, el corte longitudinal donde se registró la mayor contracción.

4.5 Validación de resultados

La etapa de validación de resultados se lleva a cabo desde dos enfoques, el primero orientado a una evaluación cualitativa, la cual se fundamenta en comparar aspectos de la fisiología cardiaca reportados en la literatura [16, 13, 24, 54, 55], con las conclusiones generadas al evaluar la dinámica ventricular de acuerdo al conjunto de parámetros calculados en el presente trabajo. El segundo se orienta hacia una evaluación cuantitativa que

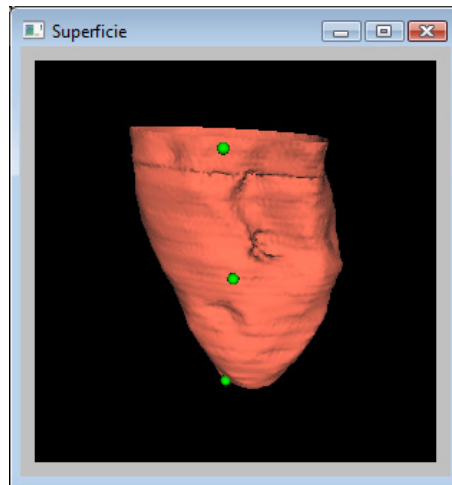


Figura 4.23: Reconstrucción 3-D del LV y puntos de máxima contracción radial BD MSCT

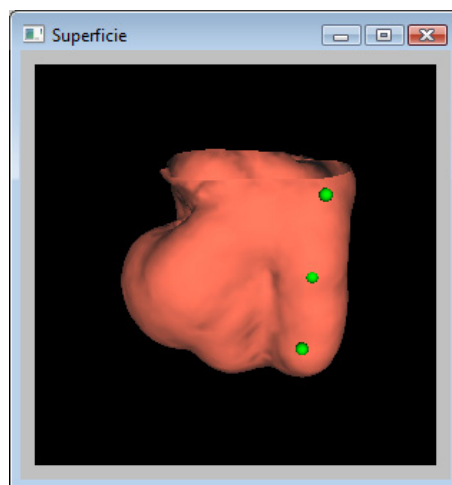


Figura 4.24: Reconstrucción 3-D del LV y puntos de máxima contracción radial BD Angiocardigrafía

resulta de comparar los valores asociados a los parámetros de la mecánica ventricular extraídos con la metodología propuesta, con el conjunto de valores reportados en trabajos de análisis del movimiento ventricular realizados sobre distintas modalidades de imagenología cardíaca [37, 16, 56, 57, 58, 59, 60].

La contracción en la dirección radial es aproximadamente del $14,27\% \pm 11,30\%$ (*media* \pm *desviación estándar*) para todo el ventrículo con respecto a su valor en diástole final. El

índice de contracción radial promedio en el ápex es del orden de $19,22\% \pm 12,83\%$, en el ecuador $13,33\% \pm 10,45\%$ y en la base $10,36\% \pm 9,26\%$. Para el caso de la base de datos de Angiocardiografía los resultados muestran una contracción radial promedio durante todo el ciclo cardíaco de $12,48\% \pm 11,70\%$. La tabla 4.3 registra la máxima contracción en Angiocardiografía en el ápex con un $19,65\% \pm 13,53\%$, y en los planos del ecuador y la base $13,31\% \pm 9,54\%$ y $4,48\% \pm 5,14\%$ respectivamente.

En la literatura no está claro los valores normales dentro de los cuales debería estar el índice de contracción radial. En algunos trabajos se establece que este parámetro debería variar entre 20-25% [37], mientras que en otros se presenta que valores normales para la contracción radial en pacientes sanos están entre 28–38% [16]. Los resultados de la tabla 4.1 registran la máxima contracción para el caso de la base de datos de MSCT en el plano del ápex con un 40%, mientras que en el plano del ecuador se registró una contracción de un 28% y en la base un 24%. En la base de datos de Angiocardiografía, la máxima contracción es de un 41% y se presenta en el plano del ápex, mientras que para los planos del ecuador y base, se presentan al final del ciclo cardíaco con apenas un 32% y 16% respectivamente. Para ambas bases de datos, los resultados sobre la contracción máxima, se aproximan con estudios clínicos que indican que los valores máximos para los esfuerzos radiales y circunferenciales en la pared ventricular izquierda son ejercidos en el ápex [56, 57].

Los resultados obtenidos acerca de la contracción radial son comparables cualitativamente con valores extraídos de Resonancia Magnética Etiquetada (*MR-tagging*) como los reportados por Allouche [16], Sermesant [24] y Gérard [13].

La amplitud de la torsión, tanto para la base de datos de MSCT como para Angiocardiografía es mayor en el ápex con respecto a la base y los valores presentan signos opuestos, lo cual indica que el ventrículo izquierdo se tuerce en direcciones opuestas en la base y el ápex [54]. Las características antes señaladas son consideradas normales dentro de la dinámica ventricular en pacientes sanos [61]. En la literatura se presentan diversos rangos para la torsión sobre la pared ventricular en pacientes sanos determinados sobre imágenes de *MR-tagging*. A nivel del ápex, Stuber *et al.* [58] establecen $6^\circ \pm 1^\circ$, Nagel *et al.* $8^\circ \pm 2.1^\circ$ [59], Young *et al.* $13^\circ \pm 1^\circ$ [60] and Sandstede *et al.* [62] $14.5^\circ \pm 3.7^\circ$.

Básicamente, la diferencia radica en el procedimiento de ubicación del *slice* más apical durante el procedimiento de adquisición de la imagen 3-D.

Los valores encontrados para la torsión promedio durante todo el ciclo cardiaco en el caso de la base de datos de MSCT son: en el ápex $3,53^\circ \pm 5,94^\circ$, en el ecuador $2,49^\circ \pm 4,78^\circ$ y en la base $-4,35^\circ \pm 3,51^\circ$. Para el caso de la torsión promedio en Angiocardiografía los valores son: en el ápex $4,42^\circ \pm 3,97^\circ$, en el ecuador $4,30^\circ \pm 3,60^\circ$ y en la base $1,66^\circ \pm 1,12^\circ$.

En la tabla 4.7 se refleja la máxima torsión sobre toda la secuencia cardiaca, en el ápex con $11,17^\circ$ para la base de datos de MSCT. En la tabla 4.9 correspondiente a la torsión en Angiocardiografía, se refleja la máxima torsión sobre toda la secuencia en el ápex con $11,23^\circ$. Se aprecian características normales del movimiento de torsión como las direcciones opuestas del movimiento entre ápex y base, y que la amplitud en el ápex es mayor.

Resultados obtenidos en la representación polar del movimiento *Bull Eye* para la base de datos MSCT, son comparados cualitativamente con los resultados reportados por Garreau *et al.* [63] analizados sobre la misma base de datos empleada en este trabajo. Garreau *et al.* [63] concluyen reportando un reducido movimiento en los segmentos apical anterior, apical septal y ápex, los cuales son considerados como situaciones patológicas normales. En el caso de Angiocardiografía la menor amplitud de movimiento corresponde al segmento apical lateral.

Capítulo 5

Conclusiones y Perspectivas

Se ha desarrollado una herramienta computacional multiplataforma con el empleo de software de visualización VTK y el marco de trabajo para interfaces gráficas FLTK, para la extracción y caracterización del movimiento del ventrículo izquierdo en imágenes cardiacas 3-D. El software recibe como datos de entrada representaciones geométricas del ventrículo izquierdo construídas a partir de imágenes de tomografía computarizada multicapa y de modelos 3-D de la cavidad ventricular reconstruidos a partir de proyecciones ortogonales de angiocardiografía biplana. El software es capaz de extraer la información que describe la mecánica ventricular al poder cuantificar el movimiento y las deformaciones del LV, información ésta que es posteriormente utilizada para determinar un conjunto de parámetros locales, que son clínicamente utilizados en la valoración de la dinámica de las cavidades cardiacas.

El método para la extracción del movimiento ventricular está basado en la construcción de un mapa de correspondencias sobre los puntos que definen la superficie ventricular. Tal enfoque considera el uso de características geométricas locales basadas en análisis de curvatura. Inicialmente se analiza la información en el espacio 2-D, mediante el seguimiento de puntos de máxima curvatura considerados puntos críticos de los contornos que definen la pared ventricular.

Los resultados arrojados por el software permiten caracterizar estática y dinámicamente el movimiento del ventrículo izquierdo a objeto de avanzar en el conocimiento acerca de la fisiopatología ventricular. Por medio de la reproducción del movimiento del LV, se puede

observar como sobre el ciclo cardiaco se pasa entre las fases de sístole y diástole ventricular, pudiéndose además detectar aquellas zonas donde ocurren las mayores deformaciones que son presentadas en forma de parámetros de utilidad clínica.

Las pruebas realizadas sobre datos reales muestran que el movimiento entre pares consecutivos de superficies del ventrículo izquierdo, así como sobre todo el ciclo cardiaco, es consistente con el movimiento asociado a superficies ventriculares (ver sección 4.5). El campo de desplazamiento obtenido reproduce con exactitud el proceso de contracción y relajación de la forma ventricular izquierda cuando el músculo cardiaco es normal. Adicionalmente, se puede observar cuando se avanza hacia sístole final tanto la asimetría del acortamiento longitudinal del LV con respecto al eje ápex-válvula aórtica, como las variaciones de la dirección de los vectores de desplazamiento en la región apical debidas al movimiento de torsión. Tales características son cuantificadas al calcular parámetros para la valoración del movimiento ventricular como, contracción radial, contracción longitudinal, índice de torsión y representación *bull-eye*.

Como limitantes de este proceso y debido a la gran cantidad de información que acompaña cada instante del ciclo cardiaco, se debía contar con recursos de hardware de significativa capacidad como es el caso de memoria física y capacidad de cómputo. El rendimiento computacional del software, en cuanto a tiempo de procesamiento, es sensitivo al efectuar variaciones de los siguientes parámetros:

1. El umbral que se define a la hora de efectuar el proceso de borrado durante la aplicación del algoritmo de detección de puntos críticos. Si se disminuye el valor del umbral, el tiempo de cómputo aumenta.
2. La cantidad de puntos que se definen a la hora de aplicar la función *bspline* durante la obtención de las formas promedio en la construcción del árbol binario. Si la cantidad de puntos aumenta, aumenta el tiempo de cómputo.
3. Cantidad de instantes de tiempo por base de datos. Al tener muchos instantes de tiempo por base de datos, la cantidad de información que se necesita tener en memoria aumenta, aumentando con ello los accesos a disco.

Se recomienda la aplicación de una metodología que incluya multiprogramación con

el empleo de programación multihebras para efectuar tareas que son independientes al proceso de visualización, tal es el caso de la construcción de los mapas de curvatura que se pueden realizar de manera separada por contorno.

Solicitar evaluación de especialistas en cardiología para reportar sugerencias en el uso de la herramienta y su aplicación en el campo de la medicina.

Como aporte adicional se recomienda incluir estudios de sinergia ventricular en 2-D.

Bibliografía

- [1] “Heart disease and stroke statistics – 2004 update,” American Heart Association,” Dallas, Texas, 2003.
- [2] “Anuario de mortalidad – 2002,” Ministerio de Salud y Desarrollo Social, República Bolivariana de Venezuela,” Caracas, Venezuela, 2002.
- [3] R. Tennant y C. J. Wiggers, “The effect of coronary occlusion on myocardial contraction,” *American Journal of Physiology*, vol. 122, pp. 351–361, 1935.
- [4] L. Opie, “Mechanics of cardiac contraction and relaxation,” in *Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine*, 6th ed., E. Braunwald, D. Zipes y P. Libby, Eds. W. B. Saunders, 2001, pp. 443–478.
- [5] T. Arts, S. Meerbaum y R. Reneman, “Torsion of the left ventricle during the ejection phase in the intact dog,” *Cardiovascular Research*, vol. 18, p. 183, 1984.
- [6] N. Ingels, G. Daughters, E. Stinson y E. Alderman, “Evaluation of methods for quantitating left ventricular segmental wall motion in man using myocardial markers as a standard,” *Circulation*, vol. 61, no. 5, pp. 966–972,, 1980.
- [7] F. Villarreal, L. Waldman y W. Lew, “Technique for measuring regional two-dimensional finite strains in canine left ventricle,” *Circulation Research*, vol. 62, no. 4, pp. 711–721, 1988.
- [8] T. Fenton, J. Cherry y G. Klassen, “Transmural myocardial deformation in the canine left ventricle wall,” *American Journal of Physiology–Heart and Circulation Physiology*, vol. 235, no. 4, pp. H523–H530, 1978.
- [9] A. J. Frangi, D. Rueckert y J. S. Duncan, “Three–dimensional cardiovascular image analysis,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 21, no. 9, pp. 1005–1010, 2002.
- [10] L. Fan y C. W. Chen, “LV motion estimation based on the integration of continuum mechanics and estimation theory,” in *Proceedings SPIE Medical Imaging*, San Diego, USA, Feb. 1999, pp. 81–92.
- [11] G. Stalidis, N. Maglaveras, S. N. Efstratiadis, D. A, S, and C. Pappas, “Model–based processing scheme for quantitative 4–D cardiac MRI analysis,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 6, no. 1, pp. 59–72, 2002.

-
- [12] X. Papademetris, A. J. Sinusas, D. P. Dione, R. T. Constable y J. S. Duncan, “Estimation of 3–D left ventricular deformation from medical images using biomechanical models,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 21, no. 7, pp. 786–800, 2002.
- [13] O. Gérard, A. C. Billon, J.-M. Rouet, M. Jacob, M. Fradkin y C. Allouche, “Efficient model-based quantification of left ventricular function in 3–D echocardiography,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 21, no. 9, pp. 1059–1068, 2002.
- [14] A. Simon, M. Garreau, D. Boulmier, J.-L. Coatrieux y H. L. Breton, “Cardiac motion extraction using 3D surface matching in multislice computed tomography,” in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI 2004*, ser. Lecture Notes in Computer Science (LNCS), no. 3217, Springer, 2004, pp. 1057–1059.
- [15] A. Bravo, R. Medina, G. Passariello y M. Garreau, “Estimation of the deformation field for the left ventricle walls in 4–D multislice computerized tomography,” in *Progress in Pattern Recognition, Image Analysis and Applications, 10th Iberoamerican Congress on Pattern Recognition, CIARP 2005*, ser. Lecture Notes in Computer Science, vol. 3773, La Havana, Cuba, Nov. 2005, pp. 348–359.
- [16] C. Allouche, S. Makram, N. Ayache y H. Delingette, “A new kinetic modeling scheme for the human left ventricle wall motion with MR-tagging imaging,” in *Functional Imaging and Modeling of the Heart (FIMH01)*, ser. Lecture Notes in Computer Science (LNCS), no. 2230, Springer, 2001, pp. 61–68.
- [17] R. Chandrashekhara, R. Mohiaddin y D. Rueckert, “Analysis of 3–D myocardial motion in tagged MR images using nonrigid image registration,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 23, no. 10, pp. 1245–1250, 2004.
- [18] A. J. Frangi, W. J. Niessen y M. A. Viergever, “Three-dimensional modeling for functional analysis of cardiac images: A review,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 20, no. 1, pp. 2–25, 2001.
- [19] L. Dougherty, J. C. Asmuth, A. S. Blom, L. Axel y R. Kumar, “Validation of an optical flow methods for tag displacement estimation,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 18, no. 4, pp. 359–363, 1999.
- [20] P. Zhu y P. Chirlian, “On critical point detection of digital shapes,” *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 17, no. 8, pp. 737–748, 1995.
- [21] A. Bravo, “Simulación y reconstrucción en 4–D del ventrículo izquierdo en imagenología cardiaca,” tesis doctoral, Universidad Simón Bolívar, Caracas, Venezuela, 2006.
- [22] J. Mackay y G. Mensah, *Atlas of Heart Disease and Stroke*. Geneva: World Health Organization, 2004.
-

-
- [23] O. Ratib, “Quantitative analysis of cardiac function,” in *Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis*, I. Bankman, Ed. San Diego: Academic Press, 2000, pp. 359–374.
- [24] M. Sermesant, “Modèle électromécanique du cœur pour l’analyse d’image et la simulation,” tesis doctoral, Université de Nice Sophia–Antipolis, Institut National de Recherche en Informatique et Automatique (INRIA), Francia, 2003.
- [25] R. F. Leighton, S. M. Wilt y R. P. Lewis, “Detection of hypokinesia by a quantitative analysis of left ventricular cineangiograms,” *Circulation*, vol. 50, no. 1, pp. 121–127, 1974.
- [26] S. Yan, B. Lamberto, M. Vladir y G. Harry, *From Cardiac Catheterization Data to hemodynamic Parameters*. USA: F. A. Davis Company, 1978.
- [27] G. E. Mailloux, A. Bleau, M. Bertrand y R. Petitclerc, “Computer analysis of heart motion from two–dimensional echocardiograms,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME–34, no. 5, pp. 356–364, 1987.
- [28] G. E. Mailloux, F. Langlois, P. Y. Simard y M. Bertrand, “Restoration of velocity field of the heart from two–dimensional echocardiograms,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 8, no. 2, pp. 143–153, 1989.
- [29] S. M. Song y R. M. Leahy, “Computation of 3D velocity fields from 3–D cine CT images of human heart,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 10, no. 3, pp. 295–306, 1991.
- [30] J. L. Prince y E. R. McVeigh, “Motion estimation from tagged MR image sequences,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 14, no. 3, pp. 346–352, 1992.
- [31] R. Beyar y Sideman, “Effect of the twisting motion on the nonuniformities of transmural fiber mechanics and energy demand – A theoretical study,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME–32, no. 10, pp. 764–769, 1985.
- [32] H. C. Kim, B. G. Min, M. M. Lee, J. D. Seo, Y. W. Lee y M. C. Han, “Estimation of local cardiac wall deformation and regional wall stress from biplane coronary cineangiograms,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME–32, no. 7, pp. 503–511, 1985.
- [33] T. McInerney y D. Terzopoulos, “A dynamic finite element surface model for segmentation and tracking in multidimensional medical images with application to cardiac 4D image analysis,” *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 19, no. 1, pp. 69–83, 1995.
- [34] W. C. Huang y D. Goldgof, “Adaptative–size mesh for rigid and nonrigid shape analysis and synthesis,” *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 15, no. 6, pp. 611–616, 1993.
-

-
- [35] A. A. Amini y J. S. Duncan, “Bending and stretching models for LV wall motion analysis from curves and surfaces,” *Image and Vision Computing*, vol. 10, no. 6, pp. 418–430, 1992.
- [36] C. Nastar y N. Ayache, “Frequency-based nonrigid motion analysis: Application to four dimensional medical images,” *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 18, no. 11, pp. 1067–1079, 1996.
- [37] J. Park, D. Metaxas, A. Young y L. Axel, “Deformable models with parameter functions for cardiac motion analysis from tagged MRI data,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 15, no. 3, pp. 278–289, 1996.
- [38] B. Ohnesorge, T. Flohr, C. Becker, A. F. Kopp, U. J. Schoepf, U. Baum, A. Knez, K. Klingenberg-Regn, y M. F. Reiser, “Cardiac imaging by means of electrocardiographically gated multisection spiral CT: Initial experience,” *Radiology*, vol. 217, no. 2, pp. 564–671, 2000.
- [39] T. Fuchs, M. Kachelriess y W. Kalender, “Systems performance multislice spiral computed tomography,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 19, no. 5, pp. 63–70, 2000.
- [40] J. Kennedy, S. Trenholme, I. Kaiser y S. Wash, “Left ventricular volume and mass from single-plane cineangiogram. A comparison of anteroposterior and right anterior oblique methods,” *American Heart Journal*, vol. 80, no. 3, pp. 343–352, 1970.
- [41] A. D. Michaels y K. Chatterjee, “Angioplasty versus bypass surgery for coronary artery disease,” *Circulation*, vol. 106, no. 23, pp. 187e–190e, 2002.
- [42] S. Y. J. Chen, J. D. Carroll y J. C. Messenger, “Quantitative analysis of reconstructed 3-D coronary arterial tree and intracoronary devices,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 21, no. 12, pp. 724–740, 2002.
- [43] R. Medina, M. Garreau, J. Toro, J. L. Coatrieux y D. Jugo, “Three-dimensional reconstruction of left ventricle from two angiographic views: A evidence combination approach,” *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics—Part A: Systems and Humans*, vol. 34, no. 3, pp. 359–370, 2004.
- [44] M. Moriyama, Y. Sato, H. Naito, M. Hanyama, T. Ueguchi, T. Harada, F. Yoshimoto y S. Tamura, “Reconstruction of time-varying 3-D left-ventricular shape from multi-view X-ray cineangiogramas,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 21, no. 7, pp. 773–785, 2002.
- [45] L. Sarry y J. Y. Boire, “Three-dimensional tracking of coronary arteries from biplane angiographic sequences using parametrically deformables models,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 20, no. 12, pp. 1341–1351, 2001.
- [46] B. Barsky, *Computer Graphics and Geometric Modeling Using Beta-Splines*. New York: Springer Verlag, 1988.
-

-
- [47] R. Medina, M. Garreau, J. Toro, H. L. Breton, J. L. Coatrieux y D. Jugo, “Markov random field modeling for three-dimensional reconstruction of the left ventricle in cardiac angiography,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 25, no. 8, pp. 1087–1100, 2006
- [48] S. Umeyama, “Least-squares estimation or transformation parameters between two point patterns,” *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 13, no. 4, pp. 376–380, 1991.
- [49] A. Hill, C. Taylor y A. Brett, “A framework for automatic landmark identification using a new method of nonrigid correspondence,” *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 22, no. 3, pp. 241–251, 2000.
- [50] M. L. Marcus y K. C. Dellsperger, “Determinants of systolic and diastolic ventricular function,” in *Cardiac Imaging. A Companion to Braunwald’s Heart Disease*, M. Marcus, H. Schelbert, D. Skorton, and G. Wolf, Eds. Philadelphia, USA: W.B. Saunders Company, 1991, pp. 24–38.
- [51] L. Murtar, E. Seron, A. Pazin, A. Schmidt, O. Almeida, M. Simoes y J. Marin, “Quantitative computerized analysis of left ventricular wall motion using a polar representation of color kinesis images.” *Revista Brasileira de Engenharia Biomedica*, vol. 22, no. 1, pp 5–11, 2006
- [52] W. J., Schroeder, K. M. Martin y W. E. Lorensen. (2008, Jan.) The design and implementation of an object-oriented toolkit for 3-D graphics and visualization. dioot.pdf. [Online]. Available: <http://www.vtk.org/what-is-vtk.php>
- [53] B. Spitzak. (2008, Jan.) Fast light toolkit (fltk). [Online]. Available: <http://www.fltk.org/>
- [54] R. E. Henson, S. K. Song, J. S. Pastorek, J. J. Ackerman y C. H. Lorenz, “Left ventricular torsion is equal in mice and humans,” *American Journal of Physiology–Heart and Circulation Physiology*, vol. 278, no. 4, pp. H1117–H1123, 2000.
- [55] M. Garreau, A. Simon, D. Boulmier y H. Guillaume, “Cardiac motion extraction in multislice computed tomography by using a 3-D hierarchical surface matching process,” in *IEEE Computers in Cardiology*, Chicago, USA, Sept. 2004, pp. 549–552.
- [56] A. J. Sinusas, X. Papademetris, R. T. Constable, D. P. Dione, , M. D. Slade, y P. S. J. S. Duncan, “Quantification of 3-D regional myocardial deformation: shape-based analysis of magnetic resonance images,” *American Journal of Physiology–Heart and Circulation Physiology*, vol. 281, no. 2, pp. H698–H714, 2001.
- [57] C. C. Moore, C. H. Lugo-Olivieri, E. R. McVeigh y E. A. Zerhouni, “Three-dimensional systolic strain patterns in the normal human left ventricle: Characterization with tagged MR imaging,” *Radiology*, vol. 214, no. 2, pp. 453–466, 2000.
-

-
- [58] M. Stuber, M. Scheidegger, S. Fischer, E. Nagel, F. Steinemann, O. Hess y P. Boesiger, "Alterations in the local myocardial motion pattern in patients suffering from pressure overload due to aortic stenosis," *Circulation*, vol. 100, no. 4, pp. 361–368, 1999.
- [59] E. J. Nagel, M. Stuber y B. Burkhard, "Cardiac rotation and relaxation in patients with aortic valve stenosis," *European Heart Journal*, vol. 21, pp. 582–589, 2000.
- [60] A. Young, H. Imani, C. Chang y L. Axel, "Two-dimensional left ventricular deformation during systole using magnetic resonance imaging with spatial modulation of magnetization," *Circulation*, vol. 89, no. 2, pp. 740–752, 1994.
- [61] A. Sniderman, D. Marpole y E. Fallen, "Regional contraction patterns in the normal and ischemic left ventricle of man," *American Journal of Cardiology*, vol. 31, no. 4, pp. 484–489, 1973.
- [62] J. Sandstede, T. Johnson, K. Harre, M. Beer, S. Hofmann, T. Pabst, W. Kenn, W. Voelker, S. Neubauer y D. Hahn, "Cardiac systolic rotation and contraction before and after valve replacement for aortic stenosis: A myocardial tagging study using MR imaging," *American Journal of Roentgenology*, vol. 178, no. 4, pp. 953–958, 2002.
- [63] M. Garreau, A. Simon, D. Boulmier, J. Coatrieux y H. L. Breton, "Assessment of left ventricular function in cardiac msct imaging by a 4-d hierarchical surface-volume matching process," *International Journal of Biomedical Imaging*, vol. 2006, no. 37607, pp. 1–10, 2006.
-