

UNIVERSIDAD DE LOS ANDES
Decanato de Estudios de Postgrado
Maestría en Ingeniería Biomédica

**SEGMENTACIÓN SEMIAUTOMATIZADA DE LA CAVIDAD
VENTRICULAR IZQUIERDA A PARTIR DE TOMOGRAFÍA
MULTICORTE CARDÍACA 4D**

Tesis de Maestría presentada a la Universidad de los Andes por

Arnolfo Marciales C.

Médico Cirujano

Como requisito parcial para optar al grado de

Magister Scientiae en Ingeniería Biomédica

Realizado con la tutoría del Profesor

Dr. Rubén Medina

Noviembre, 2007

Rubén Medina Cordero

RECONOCIMIENTO

Agradecimiento

Quiero agradecer:

A mi familia, donde he sentido el amor fraternal...

A mis amigos, por su apoyo sincero...

A la Universidad de los Andes y al CDCHT por la colaboración prestada...

Todos ellos me han dado la energía para culminar este proyecto.

Bdigital.ula.ve

C.C.Reconocimiento

A mi Padre, por su gran apoyo

Bdigital.ula.ve

C.C.Reconocimiento

Resumen

Las enfermedades del corazón son silenciosas, dan pocas señales de alerta y constituyen la primera causa de muerte en la población de mayores de 45 años[1]. Este trabajo describe la metodología utilizada para el desarrollo de una solución multiplataforma de segmentación semiautomatizada, a partir de bases de datos provenientes de Tomografía Computarizada Espiral Multicorte Cardíaca 4D, cuya finalidad es ayudar al diagnóstico de patologías estructurales y dinámicas del ventrículo izquierdo cardíaco.

Se describe la solución de software desarrollada, que usa para la segmentación la técnica de conjuntos de niveles laplacianos, que genera contornos tridimensionales para cada instante del ciclo cardíaco. Posteriormente, estos contornos permiten visualizar dinámicamente la cavidad ventricular del paciente. El sistema desarrollado es probado utilizando datos reales correspondientes a una bases de datos de Tomografía Computarizada Espiral Multicorte. Los resultados indican buenos niveles de correlación con respecto a la segmentación manual. Adicionalmente, la velocidad de cómputo del sistema desarrollado es evaluada utilizando diversas plataformas computacionales de 32 y 64 Bits, tales como GNU/Linux y Windows.

Palabras Claves: tomografía multicorte, segmentación manual interpolada, segmentación por conjunto de niveles, segmentación 4D del ventrículo izquierdo.

Keywords: multislice computer tomography, interpolated manual segmentation, level set segmentation, left ventricle 4D segmentation.

Índice

Agradecimiento	i
Resumen	iii
Nomenclatura	xiv
1 Introducción	1
1.1 Descripción del Trabajo	1
1.2 Motivación	2
1.3 Justificación	3
1.4 Antecedentes	4
1.4.1 Desarrollo de algoritmos de segmentación	4
1.4.2 Desarrollo de librerías de procesamiento de imágenes Open Source	8
1.5 Planteamiento del Problema	8
1.6 Objetivos	9
1.6.1 Objetivo General	9
1.6.2 Objetivos Específicos	9
2 Consideraciones Anatomofisiológicas del Sistema Cardiovascular	10
2.1 Anatomía Cardíaca	10
2.2 Arterias Coronarias	12
2.3 Principios Generales del Sistema Circulatorio	12
2.4 Esquema general de la circulación	15
2.5 Propiedades de la fibra miocárdica	16
2.6 Actividad mecánica del corazón	18
2.6.1 Los cambios en las cámaras del corazón durante el ciclo cardíaco.	19
2.6.2 Acción de las válvulas cardíacas	21
2.6.3 Fases del ciclo cardíaco	22
2.6.4 Variaciones cíclicas del volumen ventricular	24
2.7 El latido cardíaco y su Actividad Eléctrica	27
2.7.1 Consideraciones Anatómicas	28
2.7.2 Origen y expansión de la excitación cardíaca	29
2.7.3 La electrocardiografía	30
2.8 Conclusiones	33

3	Las Imágenes por Tomografía Computarizada	34
3.1	Principios Generales	34
3.2	Tomografía Computarizada	35
3.2.1	Principio de Hounsfield	36
3.2.2	La transformada de Radon y la retroproyección filtrada	37
3.3	Generaciones de Tomografía Computarizada	40
3.3.1	Primera generación (Traslación/Rotación, detector único)	40
3.3.2	Segunda generación (Traslación/Rotación)	40
3.3.3	Tercera generación (Rotación/Rotación)	42
3.3.4	Cuarta generación	42
3.3.5	Tomografía Computarizada Espiral (TCE)	44
3.3.6	Tomografía Computarizada Espiral Multicorte (TCEM)	45
3.3.7	Tomografía Computarizada Espiral de 4 Cortes (TCEM)	46
3.3.8	Detectores de TCEM de Arreglo Fijo	46
3.3.9	Detectores de TCEM de Arreglo Adaptativo	47
3.3.10	Detectores de TCEM de Arreglo Híbrido	48
3.3.11	TCEM mayor de 45 Cortes	48
3.4	TCEM Cardíaca	49
3.4.1	Estudio de calcificación	51
3.4.2	Estudio del movimiento de las paredes cardíacas	51
3.4.3	Cálculo de la fracción de eyección	51
3.5	Conclusiones	52
4	Procesamiento y Visualización de Imágenes 3D	53
4.1	Generalidades	53
4.2	Representación de Superficies	54
4.3	Representación Volumétrica	55
4.3.1	Estructura de Trabajo de la Representación Volumétrica	57
4.4	Segmentación	59
4.4.1	Modelo de Contornos Activos tipo Serpiente	60
4.4.2	Método de Conjunto de Niveles (Level Sets)	61
4.5	Conclusiones	65
5	Propuesta de Arquitectura de Programación	66
5.1	Arquitectura de la Aplicación	67
5.1.1	Módulo de Servicios del Usuario	68
5.1.2	Módulo de Acceso a los Datos	69
5.1.3	Módulo de Segmentación Manual	69
5.1.4	Módulo de Preprocesamiento	70
5.1.5	Módulo de Segmentación Automatizada	71
5.2	Etapas de Desarrollo del Sistema	72
5.3	Conclusiones	74

6	Implementación del Sistema: VtkQtMedical	75
6.1	Módulo de Servicios del Usuario	75
6.1.1	Visualización de los Cortes Tomográficos	76
6.2	Módulo de Acceso a los Datos	77
6.2.1	Data DICOM Multiserie	77
6.2.2	Otros Formatos de Archivo Usados	78
6.3	Módulo de Segmentación Manual	80
6.3.1	Edición de la Segmentación Manual	81
6.3.2	Sistema de Construcción de Segmentación Completa	82
6.3.3	Función de Reorganización de Curvas B-Spline	83
6.3.4	Función de Interpolación de puntos desde curvas B-Spline	83
6.3.5	Función de Reorganización Espacial de Puntos	84
6.3.6	Función de Interpolación Espacial de Cortes	85
6.3.7	Representación 3D de la Segmentación Manual	87
6.4	Módulo de Preprocesamiento	88
6.5	Módulo de Segmentación Automatizada	89
6.5.1	Función de Generación de Máscara Binaria Volumétrica	91
6.5.2	Función de Binarización de Resultados Volumétricos	92
6.5.3	Segmentación por Conjuntos de Niveles	94
6.5.4	Parámetros Configurables del Algoritmo	95
6.6	Segmentación del Ciclo Cardíaco	97
6.6.1	Segmentación Usando Conocimiento Previo	97
6.6.2	Interpolación 4D	98
6.7	Algoritmo de Procesamientos Parciales	98
6.8	Conclusiones	99
7	Resultados y Validación	101
7.1	Descripción de la base de datos utilizada	101
7.2	Configuración del pipeline de procesamiento	101
7.3	Segmentación Manual Aproximada	103
7.4	Segmentación para un Ciclo Cardíaco	105
7.5	Pruebas de Velocidad de Procesamiento	107
7.6	Validación	108
7.6.1	Segmentación Manual Estricta	108
7.6.2	Criterios de Validación	109
7.6.3	Resultados de la Validación	111
7.6.4	Análisis de la Validación	112
7.7	Conclusiones	113
8	Conclusiones y Trabajo Futuro	115
8.1	Conclusiones	115
8.2	Trabajo Futuro	117
8.3	Limitaciones	118

A	Librerías de Programación Usadas en el Procesamiento y Visualización de Imágenes 3D	120
A.1	Qt	120
A.2	CMake	120
A.3	Visualization ToolKit (VTK)	121
A.4	Insight ToolKit (ITK)	122
A.5	Grass roots DiCoM (GDCM)	123
B	Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica CLAIB 2007	124
C	Manual del Usuario	129
	Bibliografía	132

Bdigital.ula.ve

C.C.Reconocimiento

Índice de Figuras

2.1	Imágenes en espejo de las reflexiones pericárdicas. A, reflexiones sobre el corazón, vista posterior. La flecha indica el seno transverso del pericardio. B, El corazón se ha removido y la parte posterior del pericardio se ve ventralmente. El espacio irregular delimitado es el seno oblicuo del pericardio (flecha)[27].	11
2.2	Vistas inferiores de cortes horizontales a través del corazón. A, división del tronco pulmonar (T.P.) y los bronquios principales derecho e izquierdo. B, la aorta y el tronco pulmonar son aislados por el seno transverso del pericardio. Abreviaturas: Ao.Asc., aorta ascendente; Ao.Desc., aorta descendente; E., esófago; A.I., aurícula izquierda; Or.I., orejuela izquierda; A.P.I., arteria pulmonar izquierda. Modificado de[27].	13
2.3	C, corte a nivel de ambas orejuelas que atraviesa la válvula pulmonar. D, corte nivel de la válvula aórtica, que ilustra la estrecha relación de la aurícula izquierda (A.I.) con el esófago (E.). La aurícula izquierda se encuentra posterior a la derecha (A.D.), la válvula aórtica y el ventrículo izquierdo (V.I.). Es evidente la oblicuidad del tabique interventricular(T.I-V.). Otras abreviaturas iguales a la Figura anterior. Modificado de[27].	14
2.4	Representación esquemática de la circulación sanguínea en su conjunto [29]. . .	16
2.5	Presiones a distintos niveles del sistema circulatorio en mmHg. La circulación sistémica correspondiente al circuito aórtico tiene cifras mayores que la circulación menor pulmonar[28].	17
2.6	Mecanismo de la expulsión a nivel del ventrículo izquierdo. A los factores representados se agrega la tracción ejercida sobre la pared libre del ventrículo derecho por la contracción del ventrículo izquierdo[28].	19
2.7	Mecanismo de la expulsión a nivel del ventrículo izquierdo[28].	20
2.8	Fases del ciclo cardíaco determinadas mediante la cronología de los distintos trazados[2].	25
2.9	Las fases de la actividad cardíaca, basadas en la apertura y cierre de las válvulas de entrada y salida del corazón[28].	25
2.10	Registro simultáneo del volumen ventricular y la presión aórtica. Tiempo en quintos de segundo; a-b, presístole; b-c, fase isométrica sistólica; c-d, fase de expulsión máxima; d-e, fase de expulsión reducida; e-f, fase isométrica diastólica; f-g, fase de llenado rápido; g-a, fase de lleno lento o diástasis[28].	26

2.11	Sistema de conducción del corazón. Potenciales de acción típicos para el nodo SA y AV, otras partes del sistema de conducción, y el músculo auricular y ventricular se muestran en correlación con su actividad eléctrica, el electrocardiograma (ECG). Los potenciales de acción y el ECG son muestreados en la misma escala de tiempo pero con diferencias en el punto zero de la escala vertical. LAF, fascículo izquierdo anterior[2].	28
2.12	Trayectoria de desplazamiento de la actividad eléctrica del corazón[2].	31
2.13	Las ondas del ECG[2].	32
2.14	Las derivaciones unipolares del ECG[2].	33
3.1	Principios generales de las imágenes con rayos-X, donde se evidencia la adquisición de los datos y su visualización[30].	34
3.2	Principio de la TC donde se evidencia la rotación del haz de los Rayos X alrededor del paciente para generar una imagen axial[30].	35
3.3	Esquema geométrico del planteamiento del problema en coordenadas polares. Tomado de[32].	38
3.4	Algoritmo de retroproyección filtrada. A medida que se obtienen iteraciones, se consigue aislar el punto con mayor exactitud. El borde de cada iteración con mayor contraste se corresponde con la convolución que elimina la difuminación en los bordes. Tomado de[32].	39
3.5	Vista esquemática Axial de un TC de primera generación (1970)[4].	41
3.6	Vista esquemática Axial de un TC de segunda generación (1972)[30].	41
3.7	Vista esquemática Axial de un TC de tercera generación (1976)[4].	42
3.8	Vista esquemática Axial de un TC de cuarta generación (1978)[4].	43
3.9	Principio de funcionamiento de la TCE[30].	44
3.10	Organización de los detectores multicapa en la TCM[4].	46
3.11	Detectores de Arreglo Fijo (Fixed Array)[33].	47
3.12	Detectores de Arreglo Adaptativo (Adaptive Array)[33].	47
3.13	Detectores de Arreglo Híbrido[33].	48
3.14	A , el número de filas de detectores en una TCM tradicional está restringido por los fotodiodos de iluminación frontal. B y C , con fotodiodos de iluminación trasera, los cuales pueden ser alineados verticalmente al chip se supera esta limitación[33].	49
3.15	TCEM Cardíaca. 1 y 2, cortes axiales en donde se evidencian variaciones en los valores de intensidad de la imagen entre un corte y otro. 3, corte sagital. 4, corte coronal. En 3 y 4, se evidencian artefactos que aparentan discontinuidad de los contornos entre cortes.	50
4.1	A , Evolución del conjunto de niveles hacia el nivel cero (<i>Zero Set</i>). B , se aprecia la hipersuperficie cortada en el nivel cero. C , En una evolución sucesiva se aprecian cambios topológicos de convergencia de dos superficies[9].	62

4.2	Evaluación del algoritmo fast marching. 1, puntos considerados para la evaluación; 2, zona de banda estrecha (amarillo y verde) donde se evalúan los puntos; 3, puntos considerados como lejanos. 4, área interna del contorno segmentado, cuyos puntos no son evaluados correspondientes a las zonas azul y verde (zona de banda estrecha). El algoritmo de fast marching considera una sola dirección de crecimiento (zona amarilla). Modificado de[37].	64
5.1	Arquitectura de la aplicación. Módulos del sistema: 1, servicios del usuario; 2, acceso a datos; 3, segmentación manual; 4, preprocesamiento; 5, segmentación automatizada. Capas del sistema: amarillo, servicios del usuario; azul, procesos; rojo, acceso a datos.	73
6.1	Interfaz Gráfica Implementada. 1, Sistema de menús que permiten el manejo de datos DICOM y cargar el sistema de segmentación. 2, Esquemas de botones que permiten configurar la visualización volumétrica. 3, Ventanas emergentes que configuran diferentes filtros del <i>pipeline</i> del sistema.	76
6.2	Visualización de Serie DICOM.	77
6.3	Detección de Data DICOM Multiserie (GDCM).	78
6.4	Selección de Serie DICOM del paciente(GDCM).	79
6.5	Segmentación manual.	80
6.6	Segmentación manual donde se aprecia una autointersección (flecha).	81
6.7	Visualización parcial de la segmentación previa.	82
6.8	Función de reorganización de curvas B-Spline. Derecha, cortes segmentados de manera desorganizada. Izquierda, cortes reorganizados secuencialmente.	84
6.9	Algoritmo de reorganización espacial de puntos. En A, el inicio de los puntos que interpolan la línea B-Spline está desorganizado (flecha). En B, resultado del Algoritmo: el punto de inicio se reorganiza en cada corte segmentado, creando una relación espacial entre cortes.	85
6.10	Evaluación del algoritmo de interpolación espacial de cortes. Azul, puntos correspondientes a cortes segmentados manualmente. Verde, puntos correspondientes a un corte interpolado. Se muestra la relación espacial (puntos sin transparencia) entre dos puntos segmentados y el resultado de la interpolación entre ellos; nótese que el punto verde está más cerca del punto azul inferior, de esta manera su influencia es mayor para la ubicación 3D del punto interpolado (verde).	86
6.11	Resultado del algoritmo de interpolación espacial de cortes: 1, se aprecian los puntos interpolados de un corte que no posee contorno segmentado manualmente. 2, puntos muestreados de un corte a partir de un contorno B-Spline (flecha).	87
6.12	Interfaz de preprocesamiento de los datos volumétricos. En la parte superior se muestra el resultado del preprocesamiento utilizando los parámetros especificados.	90
6.13	Resultados de los mismos filtros aislados y asociados en estructuras de trabajo. 1, Imagen Original. Efecto de los filtros aislados: 2, Recursivo Gaussiano; 3, Sigmoideo; 4, Gaussiano. Estructura de trabajo de preprocesamiento: primero se aplica un filtro gaussiano (4), luego un filtro recursivo gaussiano (5) y por último un filtro sigmoideo.	90

6.14	Función de generación de máscara binaria volumétrica. La máscara binaria de cada corte es incluida en su ubicación correspondiente en un volumen binario resultante.	93
6.15	Segmentación iterada por conjuntos de niveles donde se visualizan los resultados en las vistas sagital, axial, coronal y en perspectiva (usando el algoritmo de los cubos marchantes para generar una malla tridimensional).	97
6.16	Evaluación del algoritmo de procesamientos parciales. De izquierda a derecha: la base de datos se subdivide con áreas de tolerancia (volumen amarillo) para el procesamiento. La reconstrucción final excluye las áreas de tolerancia.	100
6.17	Procesamientos parciales. (1) Porcentaje del procesamiento total desarrollado. (2) Estado de avance del procesamiento parcial.	100
7.1	Visualización en diferentes modalidades, de la segmentación manual aproximada de la cavidad ventricular (10 contornos), correspondiente a la base de datos de TCEM para el instante 18 del ciclo cardíaco escaneado. De arriba hacia abajo y de izquierda a derecha: 1, se muestra la segmentación de un corte de la base de datos en proyecciones ortogonales (axial, sagital y coronal). 2, se muestran las líneas B-Splines de cada corte segmentado. 3, representación de superficies. 4, representación volumétrica.	104
7.2	Resultado de la evolución del algoritmo de conjunto de niveles. De arriba hacia abajo y de izquierda a derecha se muestran cortes de la base de datos proveniente de TCEM Cardíaca. Se muestran diferentes cortes, comenzando por el corte 115, y con intervalos de desplazamiento de 20 cortes, se finaliza en el corte 295. . . .	105
7.3	Representación volumétrica de la evolución por conjuntos de niveles de la segmentación manual aproximada.	106
7.4	1, segmentación manual en serie 7 de TCEM. 2, en la serie 8 de la TCEM se carga la segmentación manual previa, donde se evidencia la falta de correspondencia con el corte de la luz ventricular. 3, segmentación manual luego de ser editada para adaptarla a la serie de TCEM.	106
7.5	Segmentación del ciclo cardíaco.	107
7.6	Segmentación del ciclo cardíaco.	108
7.7	Segmentación manual total. De arriba hacia abajo y de izquierda a derecha, se muestran cortes de la base de datos proveniente de TCEM Cardíaca, comenzando por el corte 115, y con desplazamientos de 20 cortes, finaliza en el corte 295. . .	109
7.8	Visualización en diferentes modalidades, de la segmentación manual estricta de la cavidad ventricular, correspondiente a la base de datos de TCEM para el instante 18 del ciclo cardíaco escaneado. De arriba hacia abajo y de izquierda a derecha: 1, se muestra la segmentación de un corte de la base de datos en proyecciones ortogonales (axial, sagital y coronal). 2, se muestran las líneas B-Splines de cada corte segmentado. 3, representación de superficies. 4, representación volumétrica.	110
7.9	Representación volumétrica de la segmentación estricta total.	111

7.10	Izquierda superior, corte segmentado manualmente usando criterios de englobamiento de trabéculas y músculos papilares; izquierda inferior, corte segmentado usando el <i>pipeline</i> de procesamiento semiautomático. Derecha, vista lateral de la segmentación estricta manual donde se aprecian las diferencias de continuidad en los cortes segmentados.	112
7.11	Superposición de las representaciones volumétricas de los resultados de la segmentación por evolución con conjuntos de niveles sobre la segmentación estricta total (SET).	114
C.1	1, presionando dos veces el botón izquierdo del ratón se activa el sistema de carga de base de datos. 2, selección del directorio donde se encuentran las series del paciente. 3, número de series encontradas del paciente.	129
C.2	1, seleccionando la opción Cargar Serie del menú Series DICOM se activa la ventana de selección de serie (2). Seleccionando una serie y presionando el botón OK (3) se carga la serie en memoria.	130
C.3	1, función que permite guardar el trabajo de segmentación manual. 2, activando la casilla Autocontorno, se activa el sistema de generación de máscara binaria volumétrica. 3, presionando el botón LevelSets se procede a cargar el sistema de preprocesamiento.	131
C.4	Ventana de preprocesamiento, se previsualizan los resultados de los cambios en los diferentes parámetros de los tres filtros usados. Presionando el botón OK se aplican los cambios a todos los datos.	131
C.5	Ventana de segmentación automatizada. 1, presionando el botón Evolucionar se aplica el filtro de conjunto de niveles al volumen binario. Sistema de validación: 2, presionando el botón Máscara Original se carga el volumen binario de comparación; 3, presionando el botón Verificar se realizan los cálculos de validación. 132	132

Índice de Tablas

2.1	Velocidad de conducción[2].	30
2.2	Intervalos ECG[2].	31
3.1	Escala de Hounsfield para 2000 niveles de atenuación del Rayo X[31].	37
7.1	Parámetros configurados en el <i>pipeline</i> de segmentación desarrollado	103
7.2	Resultados de la segmentación. Valores de comparación XOR (E_c) tendientes a 0 indican correspondencia de volumen; mientras que valores de ponderación (E_a) con tendencia a 100 indican volúmenes similares. Las iteraciones, tanto externas como internas, se refieren al filtro de conjunto de niveles laplacianos.	112

Bdigital.ula.ve

Nomenclatura

ITK	Insight Toolkit.
VTK	Visualization Toolkit.
RM	Resonancia Magnética.
TC	Tomografía Computarizada.
TCEM	Tomografía Computarizada Espiral Multicorte.
RS	Representación de Superficies.
RV	Representación Volumétrica.
SET	Segmentación estricta total.

Bdigital.ula.ve

Capítulo 1

Introducción

1.1 Descripción del Trabajo

El procesamiento de imágenes es la ciencia de manipular una imagen mediante técnicas de transformación de contraste, aislamiento de características específicas vía filtrado y funciones de mejoramiento y composición de una imagen a partir de dos o más imágenes[2]. Los resultados del procesamiento de imágenes se representan mediante técnicas de visualización que permiten explorar, transformar y visualizar estos datos resultantes[3] usando los recursos de la computación gráfica. La visualización es el proceso de crear imágenes usando un computador, e incluye tanto técnicas 2D, así como las sofisticadas técnicas de despliegue (*rendering*) 3D.

La información recopilada a través de los equipos de Tomografía Axial Computarizada Multicorte coordinada con electrocardiografía digital, muestrea varios instantes del ciclo cardíaco de un paciente (TCEM Cardíaca 4D) y requiere técnicas complejas de procesamiento así como importantes recursos de almacenamiento para obtener superficies tridimensionales de la cavidad ventricular izquierda para cada instante del ciclo cardíaco[4],[5]. A partir de los algoritmos de segmentación, se pueden obtener superficies tridimensionales, que excluyan artefactos que alteren o modifiquen el resultado final; estos artefactos son debidos a diversos factores: atenuación de señal debido al flujo sanguíneo, efectos de volúmenes parciales, así como variaciones en los valores de intensidad de la imagen entre un corte y otro[6]. Además de los artefactos, el proceso de segmentación debe considerar

características de los datos que alteran la calidad de los resultados como son los cambios graduales de tejido y la discontinuidad aparente de los contornos en ciertos cortes. Debido a ello se requiere preprocesar las imágenes para mejorar la calidad de la segmentación, así como configuraciones especiales para la segmentación cardíaca. En este trabajo el proceso de segmentación se desarrolla usando métodos de evolución de conjuntos de niveles[7, 8]. Esta es una técnica de segmentación robusta que junto a otras han sido usadas para segmentar datos provenientes de Resonancia Magnética, y han experimentando diferentes modificaciones para mejorar los resultados, evitando errores que alteran los resultados de la segmentación.

Este trabajo describe la metodología utilizada para el desarrollo de una solución multi-plataforma de segmentación semiautomatizada, a partir de bases de datos provenientes de TCEM Cardíaca 4D, cuya finalidad es ayudar al diagnóstico de patologías estructurales y dinámicas del ventrículo izquierdo cardíaco.

Este documento está estructurado de la siguiente forma: en el Capítulo 2, se describen las bases anatómicas y fisiológicas cardíacas; el Capítulo 3, describe el proceso de adquisición de las imágenes por Tomografía Computarizada (TC); en el Capítulo 4, se describen las técnicas de procesamiento que permiten extraer y visualizar la cavidad ventricular izquierda a partir de imágenes de TC; el Capítulo 5, propone una arquitectura de programación que permite implementar una solución de segmentación semiautomatizada usando bases de datos extensas; el Capítulo 6, expone la solución de software desarrollada, que describe el proceso de segmentación asistido por el usuario, generando contornos tridimensionales para cada instante del ciclo cardíaco; posteriormente estos contornos 3D son visualizados para describir la dinámica de la cavidad ventricular del paciente; finalmente, en el Capítulo 7, se describen los resultados del trabajo, y en el Capítulo 8 las conclusiones.

1.2 Motivación

La segmentación de imágenes médicas es una tarea desafiante. Numerosos métodos han sido propuestos e implementados en años recientes y a pesar de este gran esfuerzo, no existe una aproximación simple que pueda resolver el problema de la segmentación

para la modalidad de imágenes cardíacas. Si bien se han desarrollado diferentes sistemas para la segmentación y cuantificación de estructuras cardíacas, a partir de imágenes de Resonancia Magnética (RM), no existen estudios que usen imágenes adquiridas mediante Tomografía Computarizada Espiral Multicorte (TCEM) 4D Cardíaca.

Usando sistemas de segmentación a partir de imágenes provenientes de TCEM 4D cardíaca, se puede contribuir al proceso de diagnóstico y tratamiento del paciente, desarrollando exámenes paraclínicos no invasivos, tales como:

- Estudios de calcificación.
- Imágenes de las arterias coronarias.
- Estudios cuantitativos para el cálculo de la fracción de eyección y el movimiento de las paredes cardíacas.

La implementación de estos estudios requiere el manejo de bases de datos extensas provenientes de la TCEM, y crea la necesidad de resolver una serie de inconvenientes computacionales relacionados con el procesamiento, la segmentación, la visualización y la validación de los datos, con el objetivo de lograr una inicialización rápida y eficiente del algoritmo de segmentación, generando resultados lo mas rápido posible y con una interfaz gráfica que permita al usuario adaptar el sistema a las imágenes cardíacas provenientes de TCEM de cada paciente.

1.3 Justificación

Las enfermedades del corazón son silenciosas, dan pocas señales de alerta y constituyen la primera causa de muerte en la población de mayores de 45 años[1]. Poseen una distribución geográfica ubicada en las sociedades occidentales industrializadas, e incluye también a los países sudamericanos[1]. El siguiente proyecto aspira desarrollar un sistema asistido por computador, que contribuya al proceso diagnóstico de patologías cardíacas, tanto anatómicas como funcionales, a partir de imágenes provenientes de TCEM 4D Cardíaca, de forma rápida, eficiente y de manera no invasiva para el paciente.

1.4 Antecedentes

Dentro de las investigaciones en el campo del procesamiento tridimensional de imágenes médicas relacionadas con la segmentación dinámica del ventrículo izquierdo cabe destacar las siguientes:

1.4.1 Desarrollo de algoritmos de segmentación

- Lorensen y Cline en 1985[3], publicaron el algoritmo de cubos marchantes, para extraer superficies poligonales a partir de datos volumétricos, mediante la creación de un índice de posibles configuraciones poligonales dentro de un cubo.
- Algoritmo de crecimiento de regiones[9][10]. El algoritmo de crecimiento de regiones ha mostrado ser una forma efectiva de segmentación de imágenes. El algoritmo opera a partir de una región semilla ubicada en el interior del objeto a segmentar. La vecindad de este píxel es evaluada para determinar si ellos deben ser considerados como parte del objeto. Si es así, ellos son sumados a la región en crecimiento y el proceso continúa mientras nuevos píxeles son agregados a la región.
- Sethian y otros en 1995[8], desarrollaron el algoritmo de conjunto de niveles, que permite la selección de una superficie a partir de un modelo que va evolucionando y se adapta a las características de un contorno determinado.

Desarrollo de aplicaciones de segmentación cardiovascular

- Baillard y otros en el 2000[11], proponen un sistema de segmentación automatizado, usando conjunto de niveles combinados con métodos de puesta en correspondencia tridimensionales, para segmentar estructuras cerebrales. La eficiencia del algoritmo de conjuntos de niveles es mejorada utilizando un esquema iterativo. El uso de un sistema de puesta en correspondencia automatizado que inicializa la superficie es propuesto para evitar la segmentación manual. Obtienen resultados que automatizan, mejoran la calidad y aumentan la velocidad de la técnica de conjuntos de niveles.
- Mitchell y otros en el 2001[12], proponen un sistema de segmentación automatizada

de los ventrículos cardíacos, a partir de la correspondencia de los modelos de apariencia activa usando imágenes provenientes de RM. Plantearon un modelo híbrido, que combinaba un modelos de contornos activos con un modelo de apariencia activa. El modelo de apariencia activa permitió disminuir el mínimo local para la función de correspondencia. Obtienen niveles de error promedio de 0.3 mm para los contornos ventriculares derecho e izquierdo, y de esta manera, mejoran significativamente los resultados del modelo de apariencia activa.

- Assen y otros en el 2003[13], proponen un esquema de segmentación del ventrículo izquierdo usando la técnica de correspondencia de modelos de contornos activos 3D en TC Cardíaca. A partir de un entrenamiento previo del modelo, se realiza el análisis de componentes principales, desarrollando un proceso iterativo de correspondencia que genera una segmentación tridimensional automática y robusta.
- Sifakis y otros en el 2003[14], proponen un esquema general de segmentación de imágenes por conjuntos de niveles bayesianos. Donde la evolución de los contornos se realiza usando etiquetados múltiples, para el algoritmo de *fast marching*. Partiendo de pruebas estadísticas, se logran estimar regiones de alta correlación donde las velocidades de propagación de los contornos regionales, son definidas de acuerdo a una probabilidad posterior de la región respectiva, a través de conjuntos de niveles bayesianos. Obtienen resultados robustos que no son influenciados por el ruido de la imagen.
- Kaus y otros en el 2004[6], proponen un método de segmentación automatizada del ventrículo izquierdo, a partir de imágenes de Resonancia Magnética Cardíaca. Usaron la técnica de contornos deformables con modelos de conocimiento previo múltiples, para la segmentación miocárdica. A partir de modelos de relación estadística del miocardio y el epicardio, obtienen resultados que poseen una desviación estándar de 2.84 mm comparados con segmentaciones manuales.
- Yang y otros en el 2004[15], proponen la segmentación de imágenes 3D a partir de modelos deformables usando conjuntos de niveles, a partir de conocimiento previo

representado mediante una formulación Bayesiana; basado en conexiones de formas preconfiguradas y de los niveles de gris de las imágenes, junto con información derivada de la entrada de la imagen, se realiza una formulación Bayesiana para mejorar la evolución del algoritmo de conjunto de niveles. Obtienen resultados útiles para casos de segmentaciones donde existen modelos robustos previos y hay poca información interobjeto.

- Lynch y otros en el 2005[16], proponen un sistema de segmentación automatizado de la cavidad del ventrículo izquierdo para imágenes provenientes de MRI. Usando un método de segmentación basado en un filtraje por difusión, conectado a una técnica no supervisada de clustering que retorna como resultado la cavidad del ventrículo izquierdo. Realizan una segmentación del epicardio a partir de una búsqueda radial del tabique interventricular segmentado y obtienen buenos resultados cualitativos y cuantitativos comparados con la técnica de conjunto de niveles.
- Zambal y otros en el 2006[17], proponen la segmentación del ventrículo izquierdo, optimizando la técnica de modelos de contornos activos a partir de modelos estadísticos de dos componentes. A partir del modelo de contornos activos para datos cardiovasculares para imágenes provenientes de RM, interconectaron conjuntos de modelos de apariencias activas con un modelo tridimensional. Esta optimización, al permitir modelar variaciones locales, mejoró la segmentación en un 11 %.
- Fritz y otros en el 2006[18], proponen un modelo de segmentación de los ventrículos cardíacos a partir de un modelaje estadístico bitemporal usando imágenes provenientes de Tomografía Multicorte. Considerando una interacción mínima y usando un modelo estadístico bitemporal, se realiza un análisis de los componentes tanto principales como independientes. En este caso, se modelan respectivamente, las variaciones globales y locales, a partir de segmentaciones manuales de los ventrículos cardíacos en el final de la sístole y la diástole. El algoritmo resulta eficiente para desarrollar la segmentación de las cavidades ventriculares.
- Lynch y otros en el 2006[19], proponen un esquema de segmentación del endocardio y epicardio por la técnica de conjuntos de niveles dobles a partir de conocimiento

previo usando imágenes provenientes de Resonancia Magnética. En este caso, se desarrollan evoluciones hacia la función de valor cero de los conjuntos de niveles y el término de finalización de la evolución es supervisado por información basada tanto en gradientes como en regiones. La evolución es supervisada por un modelo que a partir de un entrenamiento previo usa funciones probabilísticas para obtener resultados de segmentación correspondientes a las zonas endocárdicas.

- Yamamoto y otros en el 2006[20], proponen un sistema para el cálculo de la fracción de eyección a partir de segmentaciones que usan un método estadístico basado en interpolaciones provenientes de una segmentación manual del final de la diástole que se adapta a las diferentes fases del ciclo cardíaco correspondientes a cada una de las bases de datos provenientes de imágenes de Tomografía Multicorte 4D. A partir de una relación estadística que toma en cuenta las escalas de *hounsfield* equivalentes para cada base de datos, se obtienen resultados que permiten estimar la fracción de eyección y visualizar la contracción de la cavidad ventricular.
- Fleurea y otros en el 2006[21], proponen una técnica de segmentación para múltiples objetos tridimensionales. A partir de algoritmos de crecimiento de regiones con un afrontamiento de conectividad, usando tecnología distribuida que permite la detección de múltiples objetos simultáneamente, realizaron la segmentación de imágenes provenientes de Tomografía Multicorte. Los resultados revelan un buen comportamiento del método, considerando la exactitud mientras se minimiza la interacción del usuario y la carga computacional.
- Cristoferetti y otros en el 2007[22], presentaron un esquema de segmentación del ventrículo izquierdo basada en técnicas de segmentación por frentes de agua (*watersheds*) controlados por marcadores, a partir de imágenes de TC. Aplicando un filtraje previo no lineal anisotrópico, realizaron la segmentación usando gradientes morfológicos que permiten la configuración de las variables que extraen las superficies de la imagen original. Los resultados indican un promedio de exactitud del 90% con respecto a segmentaciones manuales.

1.4.2 Desarrollo de librerías de procesamiento de imágenes Open Source

- Qt. La herramienta de programación Qt es una librería de C++, que contiene un conjunto de utilidades para el desarrollo de programas con interfaz gráfica multiplataforma que permite crear código que sea compilable en diferentes sistemas operativos[23][24].
- Visualization ToolKit (VTK). La librería de clases de VTK es un conjunto de funciones OpenGL encapsuladas que permiten la manipulación de datos tridimensionales; VTK está disponible desde 1990 y actualmente se encuentra en su versión 5.02, la cual posee compatibilidad con Qt[25].
- Insight ToolKit (ITK). El ITK es una librería de software de código abierto orientada a objetos para procesamiento de imágenes, segmentación y registro en dos, tres y más dimensiones[9][26].

1.5 Planteamiento del Problema

La imagenología a partir de TCEM Cardíaca es relativamente nueva y se caracteriza por requerir altos niveles de procesamiento, así como configuraciones especiales para el proceso de segmentación que permitirían estimar en forma precisa el contorno 3D de cada una de las cavidades cardíacas. El sistema a desarrollar debería permitir la lectura de las imágenes provenientes de TCEM 4D Cardíaca, en formato DICOM volumétrico. También debería realizar procesamientos para la atenuación de ruido y realce de contraste de la imagen, delimitando los órganos y tejidos que aparecen en los datos 3D. El sistema a desarrollar debería permitir la selección manual aproximada de la luz del ventrículo izquierdo, y a partir de interpolaciones de esta selección manual aproximada, generarían los datos que corresponden a la selección del usuario o semilla.

Usando la datos preprocesados provenientes de la atenuación del ruido y realce de contraste, así como los datos provenientes de la máscara semilla, se optimizarían mediante algoritmos de conjuntos de niveles, los valores de coincidencia de la máscara semilla con

el área luminal del ventrículo izquierdo cardíaco. A partir del proceso previo, el sistema a desarrollar generaría una superficie 3D que representaría el volumen del ventrículo izquierdo en cada instante del ciclo cardíaco, y permitiría realizar análisis posteriores estructurales y dinámicos. El sistema debería ejecutarse en plataformas GNU/LINUX y Windows, a partir de una programación estandarizada en C++.

1.6 Objetivos

1.6.1 Objetivo General

Diseñar un sistema para la segmentación del ventrículo izquierdo en bases de datos cardíacas tridimensionales, adquiridas usando tomografía computarizada multicorte.

1.6.2 Objetivos Específicos

- Desarrollar una aplicación en C++ para producir un sistema multiplataforma, ejecutable en múltiples sistemas operativos. Evitando la dependencia tecnológica a un sistema operativo específico y con una alta orientación a plataformas de uso libre como GNU/LINUX.
- Proponer estructuras de procesamiento computacional capaces de resolver el manejo de base de datos de gran tamaño con alta escalabilidad y uso reducido de recursos.
- Desarrollar sistemas de procesamiento, filtraje y segmentación en una estructura de trabajo intuitiva que permita al investigador o especialista clínico obtener datos aplicables al diagnóstico de patologías cardiovasculares.
- Validar los resultados generados con la aplicación desarrollada usando datos obtenidos por especialistas en el área de cardiología.

Capítulo 2

Consideraciones Anatomofisiológicas del Sistema Cardiovascular

2.1 Anatomía Cardíaca

El corazón está situado en el mediastino medio, dividido en dos mitades, derecha e izquierda, por un tabique longitudinal situado oblicuamente. Cada una se compone de una cavidad llamada aurícula, que recibe sangre de las venas y una llamada ventrículo, que impulsa la sangre hacia las arterias. El corazón está un poco más hacia la izquierda del plano medio. Su eje longitudinal se dirige de atrás hacia delante, hacia la izquierda y hacia abajo. Posee cuatro válvulas: la ventricular derecha e izquierda, la pulmonar entre el ventrículo derecho y el tronco pulmonar, y la aórtica entre el ventrículo izquierdo y la aorta. Está constituido de fuera hacia adentro por el epicardio, miocardio y el endocardio. El epicardio es el epicardio visceral y con frecuencia está infiltrado de grasa. El miocardio está compuesto principalmente por fibras musculares cardíacas y tiene un esqueleto de tejido conectivo que soporta y da inserción a los músculos. El endocardio es la lámina endotelial suave que cubre el interior del corazón. El llamado vértice del corazón (ápex) suele ser redondeado y se ubica generalmente a nivel del sexto cartílago costal. Orientación: las aurículas (que forman la base del corazón) se hallan posteriores a los ventrículos. El eje longitudinal del corazón se extiende desde la base hasta el vértice; está dirigido desde el centro de la base, de atrás hacia delante, hacia abajo y a la izquierda como se observa en

la Figura[27] el corazón tiene un vértice, una base (formada por las aurículas) y tres caras: esternocostal, diafragmática y pulmonar o izquierda. Las venas cavas y las pulmonares penetran el corazón por la base. En la Figura[27] la reflexión en las venas forma una línea continua irregular que empieza en la vena cava inferior, se extiende hacia arriba a la vena pulmonar derecha inferior y se dirige hacia la izquierda cruzando la aurícula izquierda hasta las venas pulmonares izquierdas.

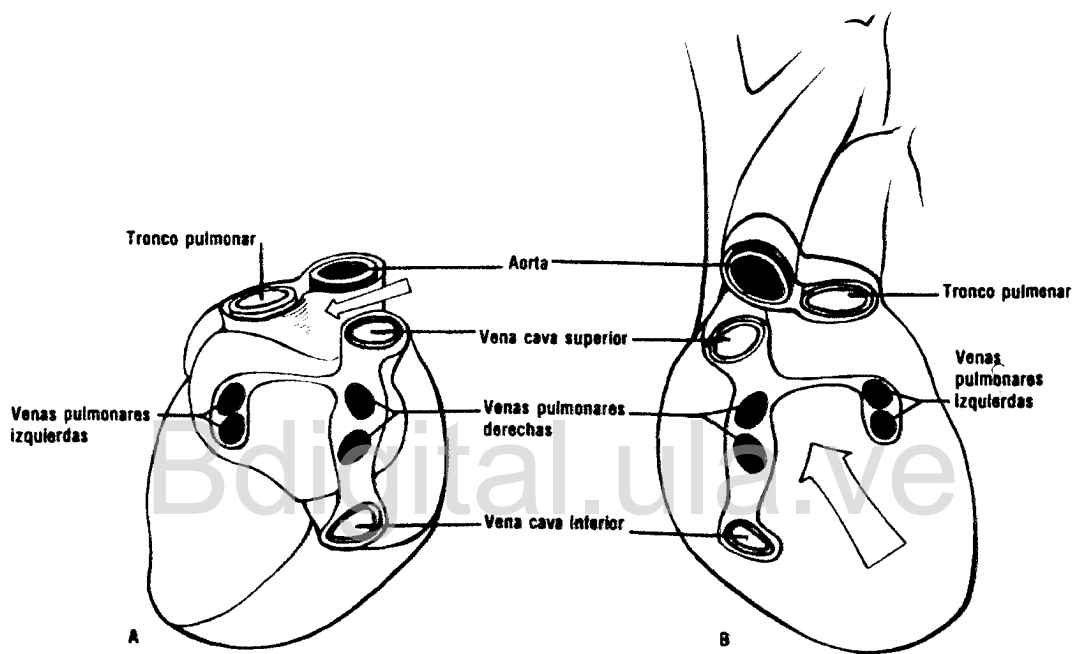


Figura 2.1: Imágenes en espejo de las reflexiones pericárdicas. A, reflexiones sobre el corazón, vista posterior. La flecha indica el seno transversal del pericardio. B, El corazón se ha removido y la parte posterior del pericardio se ve ventralmente. El espacio irregular delimitado es el seno oblicuo del pericardio (flecha)[27].

Como se evidencia en la Figura 2.1, cada aurícula continúa ventralmente, a cada lado de la aorta y el tronco pulmonar, como una prolongación. Las aurículas y los ventrículos están separados por el surco coronario o auriculoventricular, el cual aloja el seno coronario, la arteria coronaria derecha y la terminación de la arteria coronaria izquierda. Las caras internas de ambas aurículas presentan elevaciones musculares, los músculos pectíneos. La cara interna de la aurícula izquierda es lisa como se muestra en el esquema y el corte real de tomografía) en los niveles indicados en la Figura 2.2. La de la aurícula derecha presenta

parcialmente músculos pectíneos, los cuales se extienden desde la aurícula hasta la cresta terminal. La aurícula derecha se comunica a través del orificio auriculoventricular con el ventrículo y se cierra por medio de la válvula tricúspide. El orificio auriculoventricular izquierdo tiene en el lado ventricular la válvula mitral. La porción ventricular del corazón tiene cuatro orificios, los auriculoventriculares (2), uno aórtico (izquierda) y uno pulmonar (derecha). Las superficies internas de los ventrículos son irregulares como se muestra en los cortes horizontales a través del corazón en la Figura 2.3, debido a la proyección de los fascículos musculares, las trabéculas carnosas. Puede haber tres clases de trabéculas carnosas: columnas (crestas que forman relieves en la pared), puentes (fascículos redondeados) y músculos papilares. Estos últimos con forma de cono, cuyas bases se insertan en la pared ventricular; sus vértices se continúan en finas cuerdas tendinosas, que se insertan en los vértices, los bordes y las caras ventriculares de las cúspides de las válvulas auriculoventriculares[27].

2.2 Arterias Coronarias

La arteria coronaria derecha irriga el ventrículo derecho, la parte derecha de la pared posterior del ventrículo izquierdo y algo del tabique interventricular. La izquierda irriga la mayor parte del ventrículo izquierdo, parte del ventrículo derecho y la mayor parte del tabique interventricular. La mayor parte de la sangre de las arterias coronarias regresa por las venas, parte puede regresar directamente al corazón a través de sinusoides especiales miocárdicos[27].

2.3 Principios Generales del Sistema Circulatorio

La circulación de la sangre es la función del organismo destinada a proveer de oxígeno, sustancias nutritivas, vitaminas y hormonas a todas las células que lo componen, y a la vez retirar los productos metabólicos de desecho (CO_2 , H_2O). Interviene además, desde el punto de vista físico, en el transporte de calor hacia y desde dichas células. Esta función, para ser normal, debe desarrollarse de acuerdo con las necesidades individuales de cada célula, y

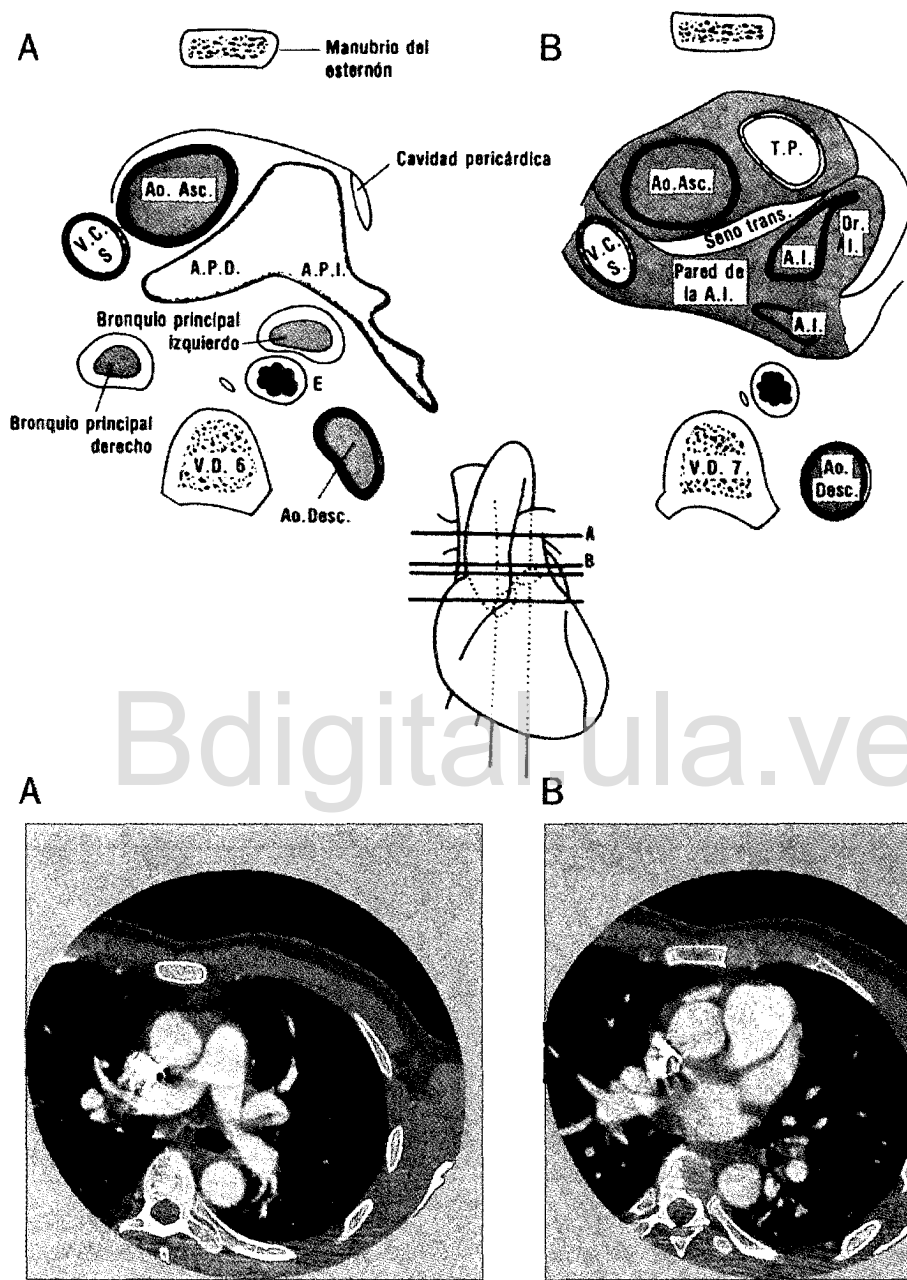


Figura 2.2: Vistas inferiores de cortes horizontales a través del corazón. A, división del tronco pulmonar (T.P.) y los bronquios principales derecho e izquierdo. B, la aorta y el tronco pulmonar son aislados por el seno transverso del pericardio. Abreviaturas: Ao.Asc., aorta ascendente; Ao.Desc., aorta descendente; E., esófago; A.I., aurícula izquierda; Or.I., orejuela izquierda; A.P.I., arteria pulmonar izquierda. Modificado de[27].

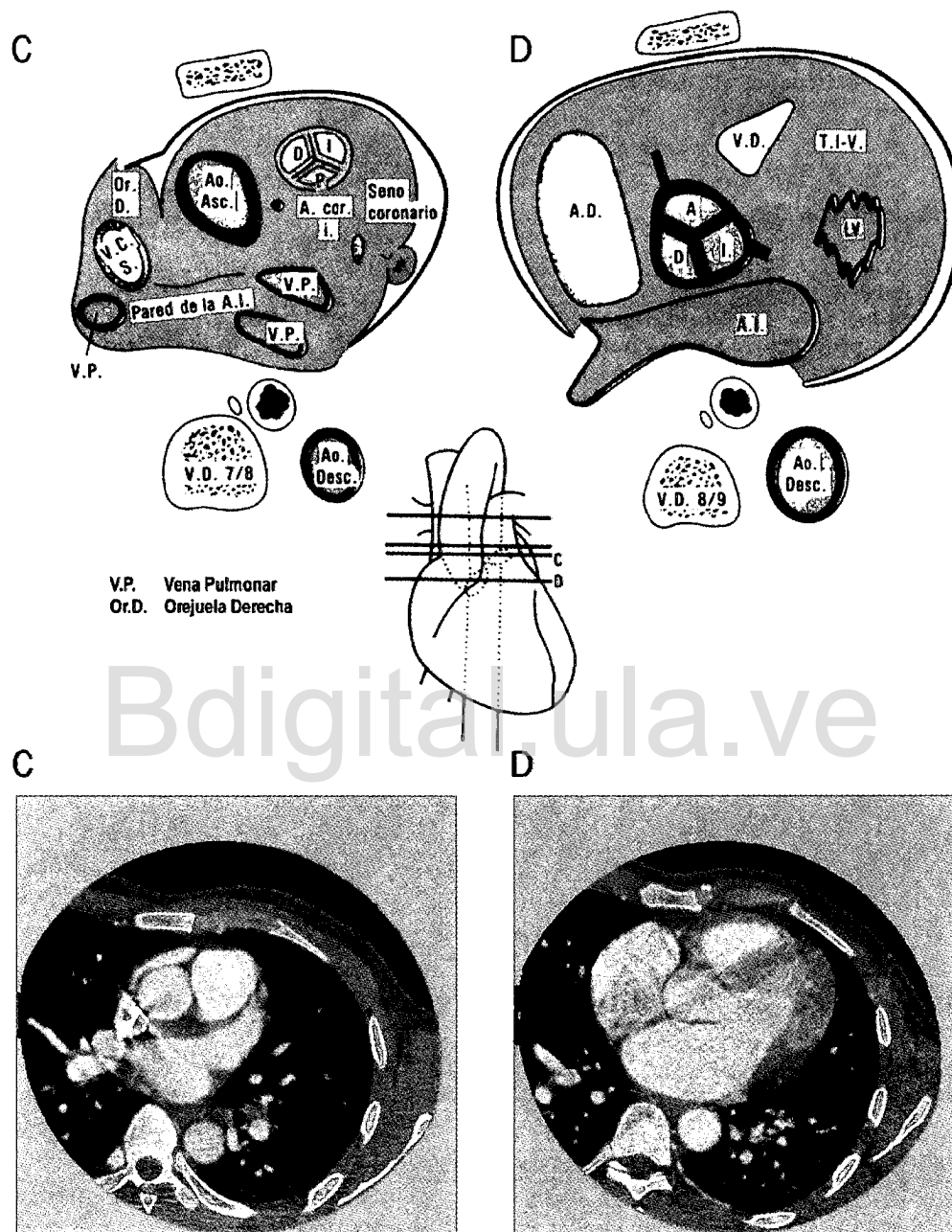


Figura 2.3: C, corte a nivel de ambas orejuelas que atraviesa la válvula pulmonar. D, corte nivel de la válvula aórtica, que ilustra la estrecha relación de la aurícula izquierda (A.I.) con el esófago (E.). La aurícula izquierda se encuentra posterior a la derecha (A.D.), la válvula aórtica y el ventrículo izquierdo (V.I.). Es evidente la oblicuidad del tabique interventricular (T.I.V.). Otras abreviaturas iguales a la Figura anterior. Modificado de [27].

en conjunto con las de cada órgano. En la piel, por ejemplo, las necesidades metabólicas requieren una cantidad dada de sangre, mientras que su función de termoregulación precisa un flujo mucho mayor.

La circulación se realiza dentro de un circuito cerrado: el aparato cardiovascular, y su centro anatómico y funcional es el corazón, cuya función es bombear la sangre dentro de un sistema canalicular constituido por arterias, arteriolas, capilares, vénulas y venas. Como se muestra en la Figura 2.4 la sangre impulsada en cada contracción cardíaca es llevada a arterias y arteriolas que sirven de canales de pasaje, para ser luego conducida a los capilares (de gran significación funcional) donde se produce el intercambio de sustancias entre la sangre y los espacios intercelulares, lo que provoca importantes cambios en la composición química y las propiedades físicas de la sangre. Luego las vénulas y las venas llevan nuevamente la sangre al corazón sin sufrir allí cambios. En ciertas regiones como la piel, los órganos eréctiles, los pulpejos de los dedos, etc., y en condiciones normales, algunas arteriolas desembocan directamente en las venas, sin interposición de capilares, constituyendo verdaderas anastomosis arteriovenosas[28].

2.4 Esquema general de la circulación

Como se muestra en la Figura 2.4, existen dos circuitos completos que se inician y terminan en el corazón: la **circulación mayor o sistémica** y la **circulación menor o pulmonar**.

La sangre proveniente de las venas cavas superior e inferior entra en la aurícula derecha y pasa al ventrículo derecho, que la expulsará a través de la arteria pulmonar y sus ramas hacia los pulmones; desde aquí, después de ser oxigenada, vuelve por las venas pulmonares a la aurícula izquierda, pasa al ventrículo izquierdo y es expulsada por éste, a través de la aorta, hacia la cabeza, el tronco y las extremidades. De la cabeza y las extremidades superiores regresará por la vena cava superior a la aurícula derecha, mientras que del tronco y las extremidades inferiores lo hará por la vena cava inferior. Al circuito que nace en el ventrículo derecho y termina en la aurícula izquierda se le llama “circuito pulmonar o menor”. Al que nace en el ventrículo izquierdo y termina en la aurícula derecha se

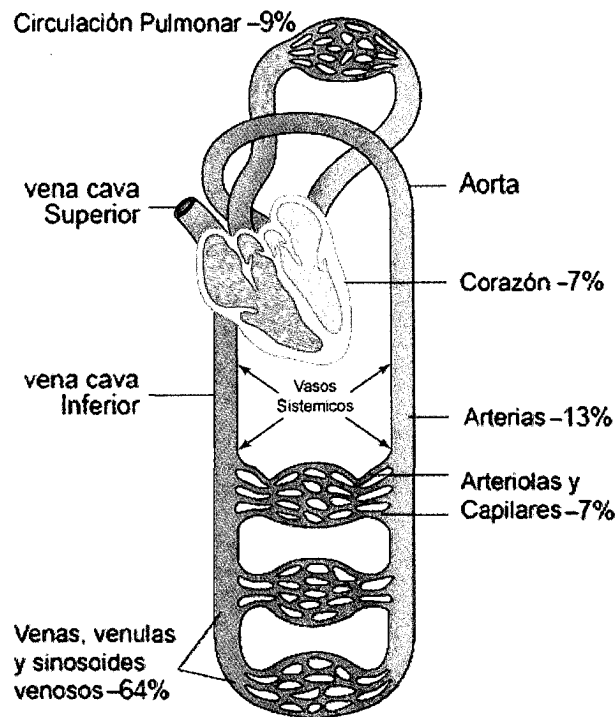


Figura 2.4: Representación esquemática de la circulación sanguínea en su conjunto [29].

lo llama “circuito aórtico o mayor”. Si bien ambas circulaciones son semejantes en una serie de aspectos, como se muestra en la Figura 2.5, difieren fundamentalmente en algunos sentidos: en condiciones normales, la circulación pulmonar es un sistema de baja presión y baja resistencia[28].

2.5 Propiedades de la fibra miocárdica

La fibra miocárdica tiene cinco propiedades fundamentales: el automatismo, la conductibilidad, la excitabilidad, la contractilidad y el tono.

1) **Automatismo**. La fibra miocárdica tiene la particularidad de originar dentro de sí misma el impulso que determina su contracción. Esta propiedad es una de las primeras que se manifiestan en la fibra muscular cardíaca.

El automatismo o propiedad **cronotrópica** es la propiedad que impone una actividad rítmica al corazón. Cualquiera de los tejidos musculares o nerviosos del corazón son ca-

su propio automatismo, o por estímulos extrínsecos diversos, el corazón responde contrayéndose. La contractilidad ha recibido el nombre de propiedad **inotrópica**. La calidad de la contracción está regida por la ley de Starling.

5) **Tono cardíaco**. En el caso del corazón es equivalente a eficiencia mecánica del músculo cardíaco, representada por la relación energía mecánica:

$$Tc = w/q \quad (2.1)$$

donde w representa el trabajo útil y q la energía total (consumo de oxígeno). Esta relación es de alrededor del 25% en el corazón sano, bajando al 15% en el corazón “fatigado” o insuficiente, que para obtener más energía mecánica (w) debe distenderse más y consumir más oxígeno (q) para igual trabajo[28].

2.6 Actividad mecánica del corazón

El corazón desarrolla como función principal un trabajo de bomba. Como órgano central del sistema circulatorio, se provee a sí mismo de arranque y combustible, mantiene igual descarga de los dos ventrículos que posee, y se adapta a las necesidades del organismo modificando automáticamente su expulsión según la frecuencia cardíaca y el volumen del retorno venoso. Para cumplir su función, esta bomba está compuesta de dos partes, el corazón derecho y el corazón izquierdo, que actúan en forma bastante independiente y pueden realizar un trabajo eficiente aún en ausencia de una perfecta sincronización de ambos lados. La estructura muscular del corazón es muy particular, siendo el ventrículo izquierdo, desde el punto de vista mecánico, la base muscular alrededor de la cual están construidas las otras cavidades. El corazón al contraerse produce la retracción de los apéndices auriculares u orejuelas, expresión de la sístole auricular, y además un movimiento de erección y de ligera anterodextrotorsión de los ventrículos. Los cambios de consistencia pueden advertirse a nivel del ventrículo derecho, cuya pared más delgada permite observar su paso de flácida y aplastada durante el reposo diastólico, a tensa y redondeada en la contracción sistólica.

2.6.1 Los cambios en las cámaras del corazón durante el ciclo cardíaco.

La corriente sanguínea asciende en forma relativamente lenta por la vena cava inferior durante la sístole ventricular, para acelerarse rápidamente al comienzo del llenado rápido, en la parte inicial de la diástole, llegando así a la aurícula y al ventrículo derecho. En cada diástole éste recibe sangre no solo de la aurícula sino también desde una distancia considerable de la vena cava inferior. También la recibe de la vena cava superior, sangre que frecuentemente describe una espiral al penetrar en el ventrículo, debido a la confluencia de las dos corrientes. El ventrículo derecho se contrae en forma tal que recuerda a la de un fuelle, como se muestra en la Figura 2.6. La sangre es expulsada de allí por tres mecanismos distintos, que ocurren más o menos simultáneamente[29]:



Figura 2.6: Mecanismo de la expulsión a nivel del ventrículo izquierdo. A los factores representados se agrega la tracción ejercida sobre la pared libre del ventrículo derecho por la contracción del ventrículo izquierdo[28].

1. La contracción de los músculos espirales tracciona el anillo valvular tricuspídeo hacia la punta del corazón, y acorta el eje longitudinal de la cámara.
2. La pared libre del ventrículo derecho se mueve hacia la superficie convexa del tabique interventricular, movimiento muy leve pero muy eficaz para expulsar la sangre.
3. Contracción de las fibras circulares profundas que rodean la cavidad del ventrículo izquierdo, determinando una mayor curvatura del tabique interventricular pese a que su porción media queda fija tanto en posición como en longitud.

Ya que la pared libre del ventrículo derecho está unida al ventrículo izquierdo a lo largo del surco interventricular, la tracción sobre esta pared contribuirá también a la acción de fuelle en la cavidad ventricular derecha.

El ventrículo derecho está especialmente adaptado para bombear volúmenes variables de sangre, a veces grandes, contra una muy baja presión de flujo. El árbol vascular pulmonar ofrece normalmente poca resistencia; La contracción del ventrículo izquierdo implica una reducción del diámetro de la porción cilíndrica y un acortamiento del eje longitudinal de la cavidad, como se muestra en la Figura 2.7; el mismo efecto sobre el diámetro se produce por la contracción de los haces musculares constrictores profundos[28].

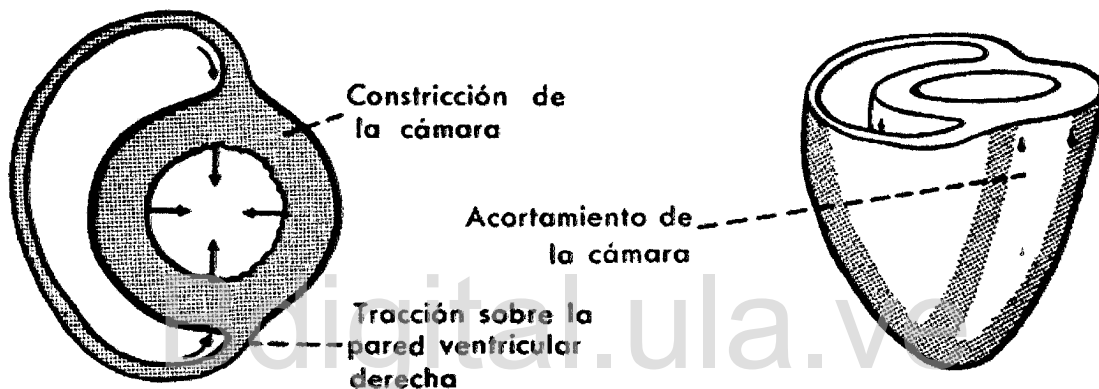


Figura 2.7: Mecanismo de la expulsión a nivel del ventrículo izquierdo[28].

Esta acción es la responsable de la mayor parte de la fuerza y volumen de la expulsión, puesto que el volumen contenido disminuye con el cuadrado del radio de un cilindro. El acortamiento del eje longitudinal es menos importante y eficaz en expulsar sangre, porque el desplazamiento de volumen es solo directamente proporcional al cambio en longitud. El acortamiento de la cámara se acompaña del movimiento del anillo de la válvula mitral hacia la punta del corazón. Durante la diástole la unión auriculoventricular asciende rápidamente hacia la aurícula izquierda, mientras que el tabique interventricular se acorta muy poco. La cavidad del ventrículo izquierdo, en contraste con la del ventrículo derecho, tiene una superficie pequeña en relación con el volumen contenido, debido a su configuración cilíndrica. Por otra parte, posee una espesa capa muscular profunda, ideal para el desarrollo de altas presiones internas durante la contracción. Ello significa que esta

cavidad está específicamente estructurada para servir de bomba de alta presión y poder así expulsar el flujo sanguíneo hacia la circulación sistémica, que es de alta presión y alta resistencia [29].

2.6.2 Acción de las válvulas cardíacas

Las válvulas cardíacas tienen una importancia fundamental para la eficiencia de la función mecánica del corazón. Las válvulas sigmoideas aórticas y pulmonares están destinadas a impedir el reflujo de sangre a los ventrículos izquierdo y derecho, respectivamente, durante la diástole, abriéndose ampliamente durante la sístole para permitir su vaciamiento. Las válvulas auriculoventriculares, mitral y tricúspide, tienen por finalidad evitar el reflujo de sangre hacia las aurículas izquierda y derecha durante la sístole ventricular, permitiendo en cambio un amplio pasaje de la sangre desde las correspondientes aurículas durante la diástole. Las válvulas auriculoventriculares están estructuradas como cilindros fibrosos desde el margen de sus respectivos orificios. A la izquierda, la válvula mitral o bicúspide posee dos grandes hojuelas triangulares, mientras que la válvula tricúspide, a la derecha, tiene tres. Las hojuelas valvulares son delgadas y no elásticas en sus extremos libres, que contactan al cerrarse. En su superficie ventricular las válvulas se unen a las cuerdas tendinosas nacidas de los músculos papilares, que sirven para frenar y mantener tensas las hojuelas. Las válvulas sigmoideas están formadas por tres bolsillos en media luna, unidos a las paredes de la aorta y la arteria pulmonar, las cuales contienen siempre sangre. Al cerrarse, sus extremidades libres se yuxtaponen, y en esta posición y observadas desde los ventrículos aparecen como pequeñas cúpulas. Para su normal funcionamiento, las válvulas son muy livianas y es por eso que flotan con los menores cambios en la dirección de la corriente sanguínea. Las modificaciones bruscas observadas en las curvas de presión durante la sístole constituirían la fuerza principal para provocar su cierre o apertura.

Las válvulas auriculoventriculares no se yuxtaponen hasta muy poco tiempo antes de iniciarse la contracción ventricular. Aparte de los mecanismos señalados, la contracción de las bandas musculares que rodean a los orificios valvulares disminuye el diámetro de éstos. Las válvulas sigmoideas (aórticas y pulmonares) se aproximan durante la expulsión sistólica y se cierran bruscamente en la iniciación misma de la diástole debido a la diferencia

de presión entre los dos lados de las hojuelas, creada por la brusca declinación en la presión intraventricular[27],[29].

2.6.3 Fases del ciclo cardíaco

Designan los distintos fenómenos que sucesivamente configuran una revolución cardíaca completa. El ciclo cardíaco o revolución cardíaca, es el conjunto de movimientos encadenados entre sí que ocurren en el corazón desde el momento en que se inicia la actividad auricular hasta el momento en que comienza la sístole auricular del latido siguiente. La sístole ventricular comienza con la elevación inicial de la presión intraventricular, y termina al cesar todas las contracciones. La diástole ventricular se inicia allí y continúa hasta la sístole siguiente. El ciclo cardíaco se divide en las siguientes fases:

1) **Contracción isométrica**, durante la cual se eleva la tensión preparándose para el período expulsivo. Al final de la diástole previa el ventrículo izquierdo queda distendido y soportando una presión de unos 5 mm Hg, llamada presión de fin de diástole, que por representar la presión bajo la cual comienza la expulsión se denomina también tensión inicial. Durante este momento la sangre ni entra ni sale del ventrículo izquierdo, convirtiéndose la energía en tensión. En ese punto, que corresponde a la elevación de la onda R del electrocardiograma, el tabique, los músculos papilares y parte de las paredes internas de los ventrículos están excitados. En A, como se evidencia en la Figura 2.8, su contracción comienza a elevar la presión en el ventrículo. Esta elevación lenta de A a B se ha llamado fase entrante, y es suficiente como para yuxtaponer las válvulas mitrales en B.

La contracción es esencialmente isométrica de B a C y dura 0.05 s. Hacia el fin de esta fase la presión intraventricular excede la presión de fin de diástole en la aorta, a la cual habrá de transmitirse tan pronto se produzca una pequeña hendidura en la válvula. Luego ocurre la apertura de las válvulas sigmoideas, llegándose así a la fase siguiente[28].

2) **Fase de expulsión máxima (C-D)**. En este momento, al constituir el ventrículo izquierdo y la aorta una cavidad común, las presiones aumentan paralelamente hasta un punto máximo redondeado, excediendo la del ventrículo a la de la aorta en pocos milímetros. Durante este período, las dos terceras partes de la descarga sistólica se des-

plazan del corazón a la aorta. La fase de expulsión máxima dura 0.09 s.

3) **Fase de expulsión reducida (D-F)**. Ocurre en la última porción de la sístole, haciéndose aparente en la curva de volumen ventricular. Habría varios factores combinados para ocasionar esta disminución en la velocidad de descarga, a pesar de que la cavidad contiene todavía un considerable volumen residual. Esta fase dura 0.13 s. Durante la totalidad del período de expulsión (C-F), el flujo continuo de sangre que llega a la aurícula izquierda determina el lento ascenso de la presión dentro de ella, como puede observarse en la curva correspondiente de la Figura 2.9.

4) **Protodiástole (F-G)**. Con la iniciación del retroceso elástico en el punto F, las presiones declinan bruscamente en la cavidad común ventricular y aórtica. El ligero retroceso sanguíneo en la raíz de la aorta provoca el cierre de las válvulas semilunares; se producen así una serie de vibraciones que originan el segundo ruido cardíaco, reconocibles además en la curva de presión auricular. Esta fase se reconoce netamente en la incisura de la curva de presión aórtica, pero debe señalarse que es el comienzo y no el punto más profundo de ella el que indica el fin de la sístole. Esta fase dura 0.04 s.

5) **Relajación isométrica (G-H)**. Después del cierre de las válvulas semilunares en el punto G, la presión declina en la aorta. La presión intraventricular continúa disminuyendo en forma aguda durante unos 0.06 s, hasta que por fin cae por debajo de la presión intraauricular. En este período de relajación, que dura 0.08 s, la sangre ni entra ni sale del ventrículo.

6) **Lleno ventricular rápido (H-I)**. Tan pronto la presión intraventricular izquierda cae por debajo de la presión auricular (en el punto G), la válvula mitral se abre y una gran porción de la sangre de la aurícula izquierda entra rápidamente en la cavidad del ventrículo izquierdo, lo que se demuestra por el ascenso de la curva de volumen, simultánea al descenso de la presión en la aurícula izquierda. Durante este período se produce la mitad o más del lleno total diastólico del ventrículo, agrandándolo. Este llenamiento se ha atribuido habitualmente casi por entero a la presión en la aurícula izquierda, en el momento en que comienzan a abrirse las valvas de la mitral. Sin embargo, se ha podido demostrar que la diferencia de presión durante esta fase es parcialmente determinada por una continua liberación de fuerzas elásticas.

7) **Lleno ventricular lento o diástasis (I-J)**. A medida que el volumen ventricular aumenta, y si la frecuencia cardíaca no es demasiado rápida, el llenamiento de los ventrículos se hace lentamente, en el período denominado de diástasis. Las fuerzas elásticas de retroceso actúan al mínimo, la válvula mitral se ha cerrado parcialmente y la presión auricular ha declinado. Por tal razón la entrada del flujo sanguíneo está muy retardada, aunque es todavía posible añadir un volumen considerable a los ventrículos si el llenamiento auricular es bueno durante este período, que es el más largo y dura 0.19 s.

8) **Sístole auricular (J-K)**. Las curvas del volumen ventricular indican que las cinco sextas partes del lleno diastólico se alcanzan al final de la diástasis (J). Al producirse la contracción auricular, no solo se completa el llenamiento ventricular sino que se eleva ligeramente la presión del ventrículo. Durante la última mitad de la contracción auricular, el flujo tendería a invertirse, con lo cual las válvulas auriculoventriculares serían llevadas hacia la posición de cierre, preparatorio para el cierre definitivo en B, en la curva de presión. La sístole auricular dura 0.11 s[28].

En una persona en reposo cuyo ciclo cardíaco total dura 0.8 s, la sístole ventricular alcanza a 0.3 s, mientras que la diástole ventricular dura 0.5 s. La subdivisión de dicho ciclo puede hacerse de distintas maneras. Como se muestra en la Figura 2.9 una de estas establece cuatro fases fundamentales :

1. **Llenamiento**: válvula de entrada abierta, válvula de salida cerrada.
2. **Contracción isovolumétrica**: válvulas de entrada y de salida cerradas.
3. **Expulsión**: válvula de entrada cerrada, válvula de salida abierta.
4. **Relajación isovolumétrica**: válvula de entrada cerrada, válvula de salida cerrada.

2.6.4 Variaciones cíclicas del volumen ventricular

Como se muestra en la Figura 2.10, las modificaciones del volumen ventricular, se deben al vaciamiento y llenado en los distintos momentos de la actividad cardíaca[28].

Durante la sístole auricular o presístole (a-b), el volumen ventricular aumenta en una proporción variable según el intervalo trascurrido desde la sístole ventricular ante-

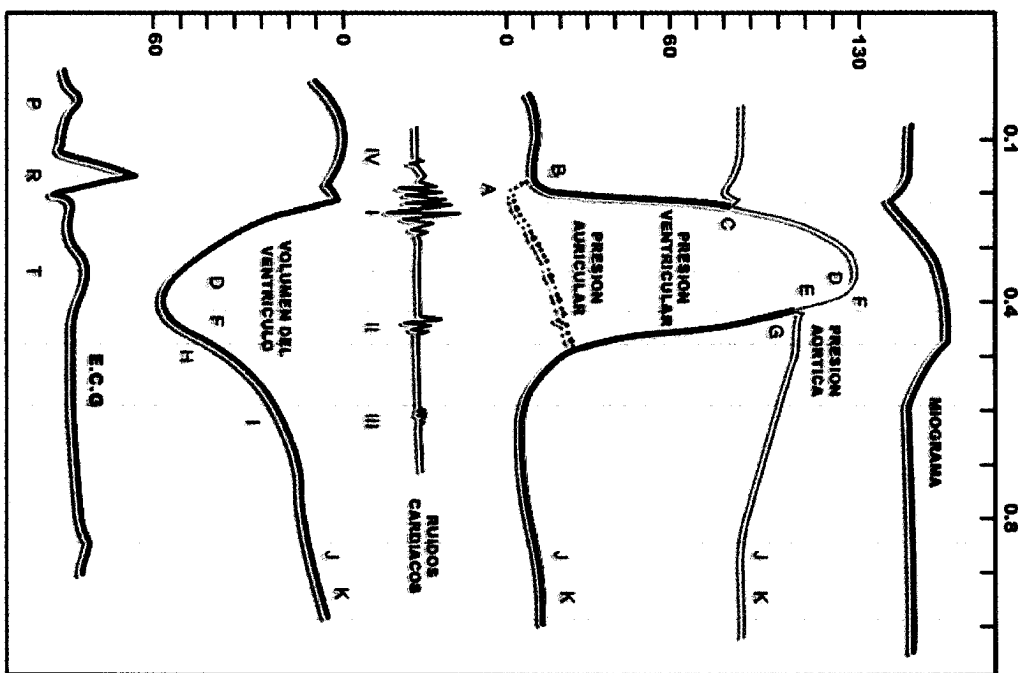


Figura 2.8: Fases del ciclo cardíaco determinadas mediante la cronología de los distintos trazados[2].

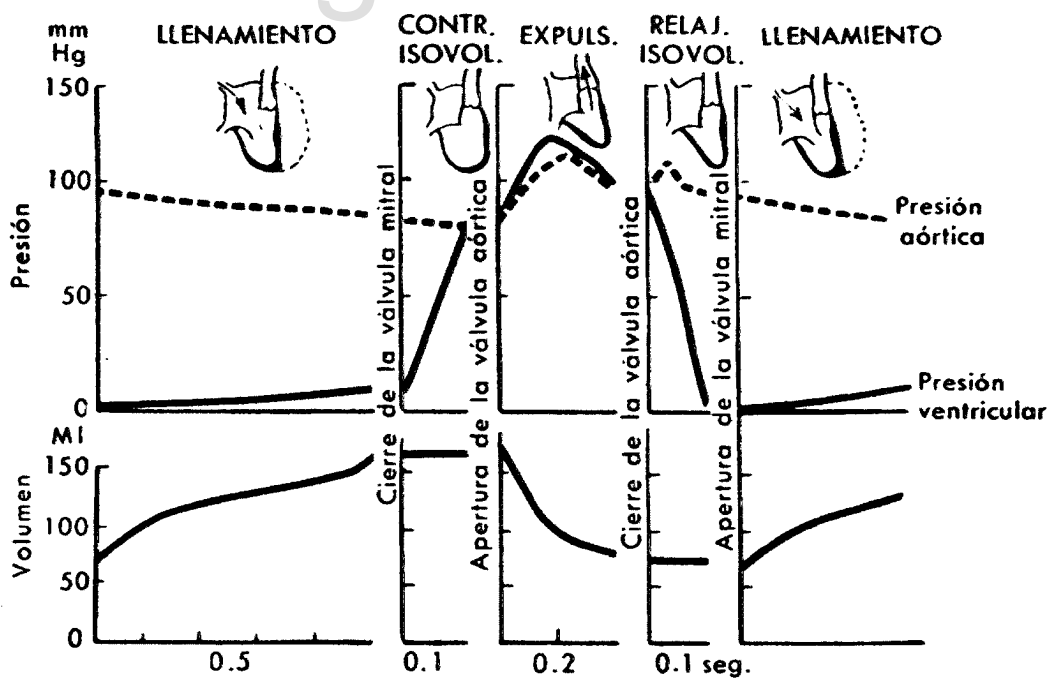


Figura 2.9: Las fases de la actividad cardíaca, basadas en la apertura y cierre de las válvulas de entrada y salida del corazón[28].

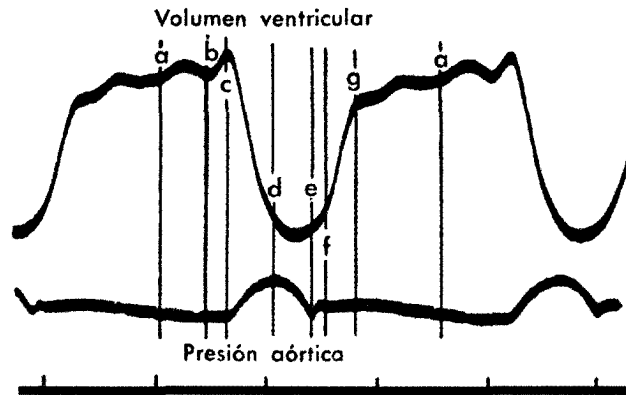


Figura 2.10: Registro simultáneo del volumen ventricular y la presión aórtica. Tiempo en quintos de segundo; a-b, presístole; b-c, fase isométrica sistólica; c-d, fase de expulsión máxima; d-e, fase de expulsión reducida; e-f, fase isométrica diastólica; f-g, fase de llenado rápido; g-a, fase de llenado lento o diástasis[28].

rior: tanto más prolongada la diástole, tanto menor la contribución de la presístole al llenamiento ventricular. En un corazón que late normalmente, ésta, no es considerable. Durante la fase de contracción isométrica (b-c), es decir, entre la iniciación de la sístole ventricular y la apertura de las válvulas sigmoideas, el volumen ventricular no debe variar, por cuanto con todas las válvulas cerradas no puede entrar ni salir sangre. Durante la fase de expulsión (c-e) el volumen ventricular disminuye, primero en forma brusca. Esta disminución de volumen se debe a la salida de la sangre desde los ventrículos, primero abundantemente (expulsión máxima) y luego en forma escasa (expulsión reducida). Entre el cierre de las válvulas sigmoideas y la apertura de las auriculoventriculares (e-f) se produce la irrupción de la sangre en el sistema coronario, una vez relajada la musculatura que se ceñía sobre los vasos situados en el espesor del miocardio. Los ventrículos se llenan en dos fases: una de lleno brusco y otra de lleno lento. A continuación de éste ocurre la sístole auricular del nuevo ciclo. Se llama tamaño diastólico al volumen de los ventrículos en el momento final de la diástole, es decir, al volumen máximo alcanzado por éstos. Se denomina tamaño sistólico de los ventrículos al volumen que adquieren en los momentos finales de la sístole, una vez terminada la expulsión, y por tanto al volumen menor presentado por los ventrículos durante una revolución cardíaca[29].

Volumen ventricular medio. Además de la serie de variaciones del volumen ventricular durante un ciclo completo de la actividad cardíaca, existen oscilaciones del volumen

cardíaco en una serie de latidos. Para seguir estas fluctuaciones del volumen ventricular en una serie de latidos, se usa el volumen ventricular medio que estaría representado por la curva resultante de unir los puntos que el cálculo demostrará ser el término medio del volumen de cada ciclo. La frecuencia cardíaca, el flujo venoso y la resistencia periférica al curso de la sangre, son factores que modifican el volumen medio. En una taquicardia intensa, la brevedad de la diástole afectará el lleno ventricular rápido y en consecuencia disminuirá apreciablemente el tamaño diastólico de los ventrículos, con la consiguiente disminución del volumen ventricular medio. Una bradicardia acentuada tendrá una repercusión opuesta sobre el tamaño ventricular diastólico y medio. En igual sentido obran las modificaciones de la resistencia que debe vencer el corazón para expulsar la sangre: cuanto mayor sea la resistencia, mayor será el volumen ventricular medio, debido principalmente, también en este caso, a un aumento del tamaño diastólico[2].

2.7 El latido cardíaco y su Actividad Eléctrica

Las partes del corazón se contraen de una manera ordenada. La contracción de la aurícula (sístole auricular) es seguida por la contracción de los ventrículos (sístole ventricular), y durante la diástole las cuatro cámaras se relajan. El latido cardíaco se origina en un sistema de conducción especializado y se esparce a través de este sistema a todas las partes del miocardio. Este sistema de conducción como se muestra en la Figura 2.11, está compuesto por el nodo sino auricular (nodo SA), la vía internodal auricular, el nodo auriculo ventricular (nodo AV), el haz de His y sus ramificaciones, y el sistema de Purkinje. Varias partes del sistema de conducción y partes del miocardio son capaces de descargas espontáneas, sin embargo, el nodo SA normalmente descarga más rápidamente, y la despolarización se esparce a otras regiones antes de las descargas espontáneas. El nodo SA es de esta manera el marcapaso cardíaco y su tasa de descarga determina la frecuencia cardíaca. Los impulsos generados en el nodo SA pasan a través de las vías auriculares del nodo AV, a través de este nodo al haz de His, y a través de las ramificaciones de este llega al sistema de Purkinje al músculo ventricular[2].

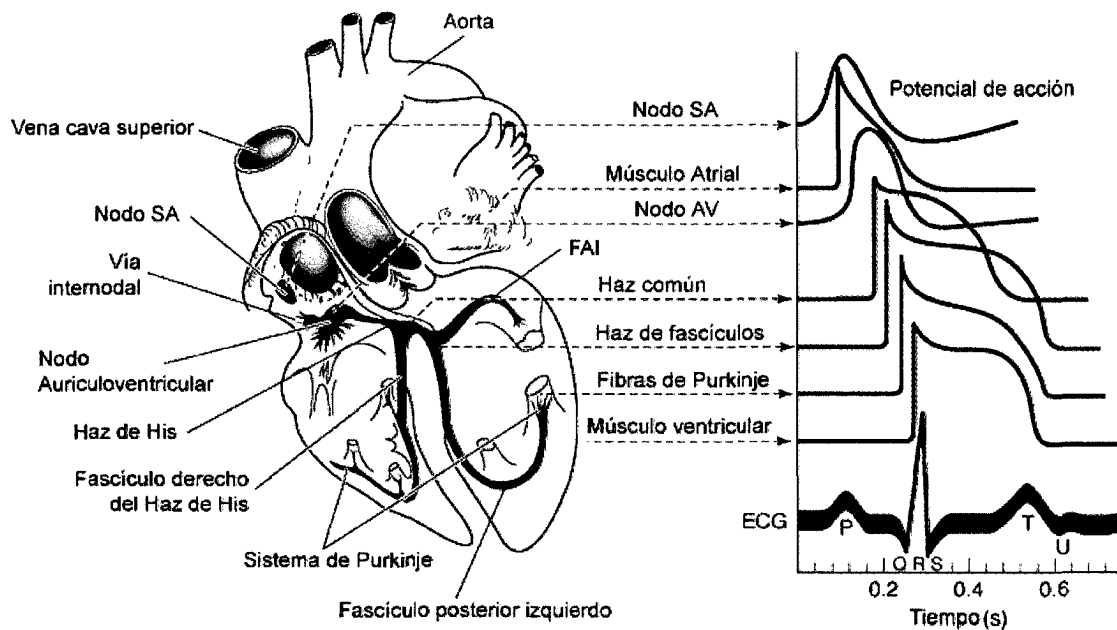


Figura 2.11: Sistema de conducción del corazón. Potenciales de acción típicos para el nodo SA y AV, otras partes del sistema de conducción, y el músculo auricular y ventricular se muestran en correlación con su actividad eléctrica, el electrocardiograma (ECG). Los potenciales de acción y el ECG son muestreados en la misma escala de tiempo pero con diferencias en el punto zero de la escala vertical. LAF, fascículo izquierdo anterior[2].

2.7.1 Consideraciones Anatómicas

El nodo SA está localizado en la unión de la vena cava superior con la aurícula derecha. El nodo AV está localizado en la porción posterior derecha del septum ínter auricular, como se muestra en la Figura 2.11. Existen tres cordones de fibras auriculares que contienen fibras de tipo Purkinje y conectan el nodo SA con el nodo AV:

1. El cordón internodal anterior de **Bachean**.
2. El cordón internodal medio de **Wenckebach**.
3. El cordón internodal posterior de **Thorel**.

La conducción ocurre también a través de los miocitos auriculares, pero es más rápida en los cordones antes mencionados.

El nodo AV es normalmente la única vía de conducción entre las aurículas y los ventrículos, ya que las fibras musculares auriculares están separadas de aquellas presentes

en el ventrículo por un anillo de tejido fibroso. Se continúa con el haz de His, generando una ramificación izquierda en el tope del tabique interventricular, así como una ramificación derecha. La ramificación izquierda se divide en el fascículo anterior y posterior. Las ramificaciones y fascículos se extienden bajo el subendocardio a cada lado del tabique y entran en contacto con el sistema de Purkinje, cuyas fibras se esparcen a todas partes del miocardio ventricular.

El nodo SA posee inervación vagal derecha, mientras que el nodo AV posee inervación vagal izquierda; la inervación simpática del lado derecho es distribuida primariamente al nodo SA y la inervación simpática del lado izquierdo al nodo AV. Para cada lado, muchas fibras simpáticas vienen del ganglio estrellado. Las fibras noradrenergicas son epicárdicas, mientras que las fibras vágales son endocárdicas. Sin embargo existen conexiones reciprocas inhibitorias simpáticas y parasimpáticas[2].

2.7.2 Origen y expansión de la excitación cardíaca

La despolarización iniciada en el nodo SA se esparce radialmente a lo largo de la aurícula y entonces converge en el nodo AV. La despolarización auricular se completa en 0.1 s. Debido a que la conducción en el nodo AV es lenta (tabla 2.1), existe un retardo de cerca 0.1 s antes de que la excitación se extienda a los ventrículos. Este retardo se produce por la estimulación de los nervios simpáticos del corazón y es alargado por la estimulación del nervio vago. Desde el tope del septum, la onda de despolarización se esparce hacia la fibras de conducción rápidas de Purkinje a todas las partes del ventrículo en un rango de 0.08 a 0.1 s. La despolarización del músculo ventricular se esparce desde el septum hacia el ápex del corazón. Retornando a lo largo de las paredes ventriculares al surco AV, y desde el endocardio hacia la superficie del epicardio, como se muestra en la Figura 2.12. La ultima parte del corazón que se despolariza es la porción posterobasal del ventrículo izquierdo, el cono pulmonar, y la porción más baja del septum[2].

Tabla 2.1: Velocidad de conducción[2].

Estructura	Velocidad (m/s)
Nodo SA	0.05
Vías Auriculares	1
Nodo AV	0.05
Haz de His	1
Sistema de Purkinje	4
Músculo ventricular	1

2.7.3 La electrocardiografía

Debido a que los fluidos del cuerpo conducen electricidad, las fluctuaciones en potencial que representan la suma algebraica de los potenciales de acción de las fibras miocárdicas pueden ser muestreados extracelularmente. El muestreo de estas fluctuaciones de potencial durante el ciclo cardíaco es el electrocardiograma (ECG). El ECG puede ser obtenido usando un electrodo activo explorador a una zona de potencial cero de electrodo indiferente (unipolar) o usando dos electrodos activos (bipolar). En un volumen conductor, la suma de los potenciales en los puntos de un triángulo equilátero con el origen en el centro es cero todo el tiempo. Un triángulo con el corazón en el centro (triángulo de Einthoven's) puede ser aproximado colocando electrodos en ambos brazos y en la pierna izquierda.

Existen tres combinaciones estándar usadas en ECG. Si los electrodos están conectados a un terminal común, se obtiene un electrodo indiferente que está cerca del potencial *zero*. La despolarización que se dirige hacia un electrodo activo dentro de un conductor de volumen produce una deflexión positiva, al contrario de una despolarización que se dirige en la dirección opuesta, produciendo una deflexión negativa.

Los nombres de las ondas y segmentos del ECG se muestran en la Figura 2.13. Por convención, una deflexión hacia arriba corresponde a valores de electrodo positivos con respecto al electrodo indiferente, y una deflexión hacia abajo cuando el electrodo activo posee valores negativos. La onda P es producida por despolarización auricular, el complejo

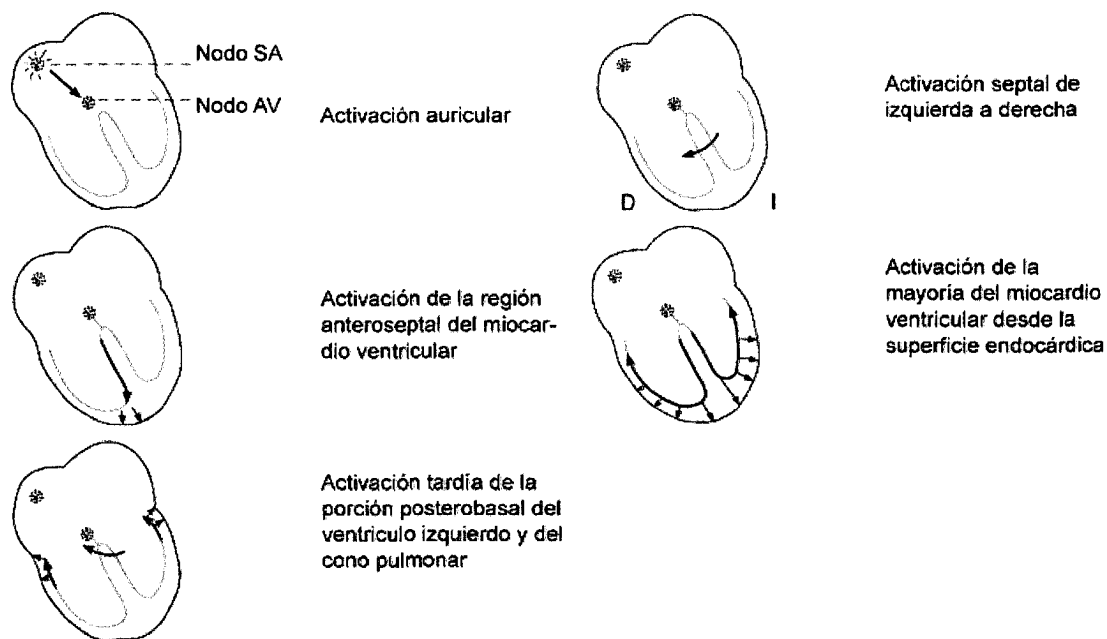


Figura 2.12: Trayectoria de desplazamiento de la actividad eléctrica del corazón[2].

QRS por despolarización ventricular, y el segmento ST y la onda T por la repolarización ventricular. Las manifestaciones de la repolarización auricular no son normalmente vistas porque están solapadas con el complejo QRS. La onda U es un hallazgo inconstante, debido a la repolarización lenta de los músculos papilares. Los intervalos entre varias ondas del ECG y los eventos en el corazón son mostrados en la tabla 2.2:

Tabla 2.2: Intervalos ECG[2].

Intervalo	Promedio	Rango	Eventos
Intervalo PR	0.18	0.12 - 0.20	Despolarización auricular y conducción del nodo AV
Intervalo QRS	0.08	hasta 0.10	Despolarización ventricular y repolarización auricular
Intervalo QT	0.40	hasta 0.43	Despolarización y repolarización ventricular
Intervalo ST	0.32	...	Repolarización ventricular

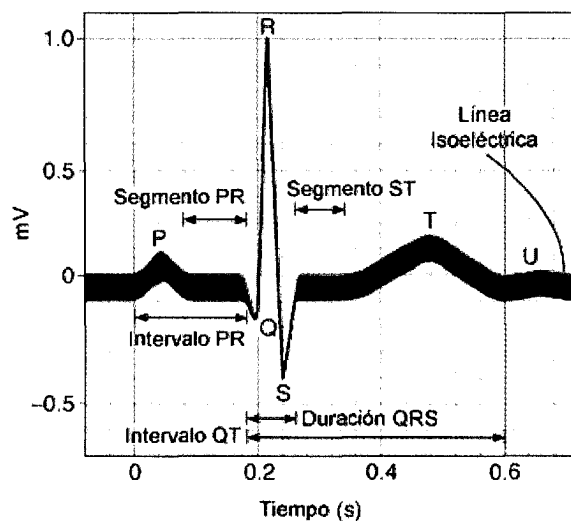


Figura 2.13: Las ondas del ECG[2].

Derivaciones bipolares y unipolares (V)

Las derivaciones bipolares fueron desarrolladas antes que la derivación unipolar. La configuración de los electrodos en los miembros producen las derivaciones I, II, y III; cada una muestreando las diferencias de potencial entre dos miembros. En la derivación I, los electrodos son conectados de manera que la deflexión hacia arriba se genere cuando el brazo izquierdo es positivo con respecto a la derecha (brazo izquierdo positivo). En la derivación II, los electrodos están en el brazo derecho y la pierna izquierda, con la pierna positiva; y en la derivación III, los electrodos están en el brazo izquierdo y la pierna izquierda, con la pierna positiva.

Como se muestra en la Figura 2.14, existen nueve (9) derivaciones unipolares, éstas muestrean la diferencia de potencial entre el electrodo explorador y un electrodo indiferente; las derivaciones unipolares torácicas (derivaciones precordiales) designadas desde V1 hasta V6, y las tres derivaciones unipolares de extremidades: VR (brazo derecho), VL (brazo izquierdo), y VF (pie izquierdo). Derivaciones de miembros aumentadas son muestreadas entre una extremidad y otros dos miembros, incrementando los potenciales por 50% sin cambios en la configuración de los registros no aumentados[2].

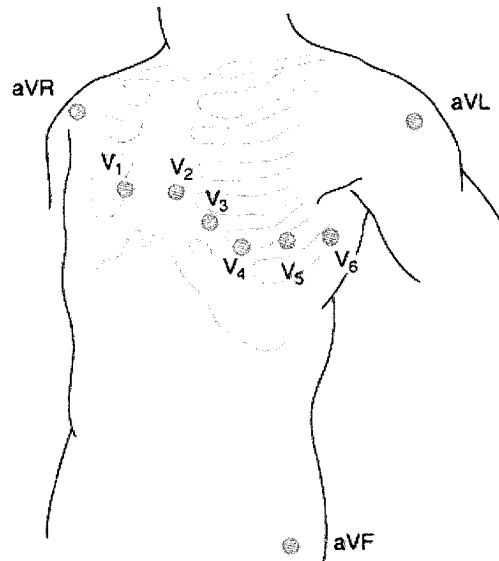


Figura 2.14: Las derivaciones unipolares del ECG[2].

2.8 Conclusiones

La circulación de la sangre es de vital importancia para el mantenimiento de las funciones del organismo, ya que transporta nutrientes y oxígeno sin los cuales no es compatible la vida. Comandada por el sistema de conducción cardíaco, la contracción organizada del ventrículo izquierdo determina la circulación sistémica.

La sangre oxigenada proveniente de los pulmones, llega a la aurícula izquierda, la cual al contraerse desplaza la sangre oxigenada al ventrículo izquierdo. El cierre de la válvula mitral, para evitar el retorno sanguíneo, y la apertura de la válvula aórtica, son eventos requeridos por la contracción del músculo ventricular izquierdo, para permitir el desplazamiento de la sangre hacia la arteria aorta y su distribución a todo el cuerpo a través del sistema arterial.

Capítulo 3

Las Imágenes por Tomografía Computarizada

3.1 Principios Generales

La proyección de rayos-X a través del cuerpo, y su posterior detección por una película sensible (o una cámara de ionización) ubicada hacia el lado opuesto del cuerpo, permite obtener imágenes radiográficas como se muestra en la Figura 3.1.

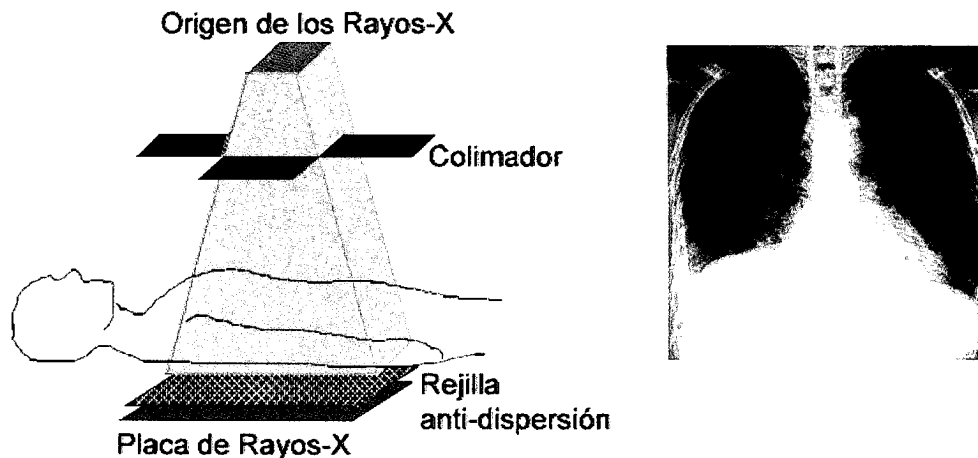


Figura 3.1: Principios generales de las imágenes con rayos-X, donde se evidencia la adquisición de los datos y su visualización[30].

El contraste en la imagen de los diferentes tejidos se produce por las diferencias en la atenuación de los rayos-X dentro del cuerpo. Por ejemplo, la atenuación es particularmente

eficiente en el tejido óseo, pero menor dentro de los tejidos blandos. En la radiografía tradicional plana por rayos-X, la imagen producida es una proyección bidimensional de los tejidos entre la fuente de los rayos-X y la película sensible. Esta imagen bidimensional por rayos-X es usada comúnmente en la práctica médica en radiografía de tórax donde se pueden evaluar parámetros cardiovasculares que pueden indicar alteraciones.

La radiografía usualmente es difícil de interpretar, aún para el médico especializado, debido a que las diferentes capas de tejidos blandos o estructuras óseas complejas aparecen superpuestas en una imagen bidimensional plana.

3.2 Tomografía Computarizada

La tomografía computarizada (TC), a pesar de usar los rayos-X, presenta los resultados del escaneo en cortes tridimensionales, evitando la superposición de tejidos de la radiografía.

El principio de la TC se muestra en la Figura 3.2. El punto de partida de los rayos-X es firmemente enfocado de manera que permita evaluar una porción delgada a través del paciente, a esta rebanada del paciente se le denomina corte. Luego los sistemas de emisión y detección rotan alrededor del paciente, produciendo una serie de proyecciones unidimensionales en un número de ángulos diferentes. A partir de las proyecciones se puede obtener una imagen bidimensional, por reconstrucción tomográfica, la cual representa una rodaja del paciente, como se muestra en la Figura 3.2.

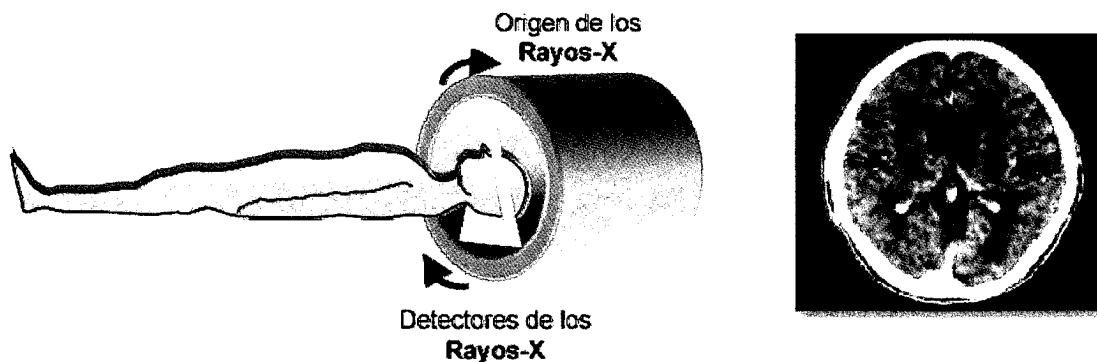


Figura 3.2: Principio de la TC donde se evidencia la rotación del haz de los Rayos X alrededor del paciente para generar una imagen axial[30].

3.2.1 Principio de Hounsfield

El coeficiente de atenuación lineal, expresa la atenuación que sufre un haz de rayos X al atravesar una determinada longitud de una sustancia dada (D); este coeficiente es específico de cada sustancia o materia. Para un rayo X monoenergético (compuesto por una sola longitud de onda), que atraviesa un trozo uniforme de material, la atenuación que sufre se expresa de la siguiente manera[31]:

$$I_{Out} = I_{In}e^{-\mu L} \quad (3.1)$$

donde: I_{Out} es la intensidad del rayo X luego de atravesar el material, I_{In} es la intensidad del rayo X incidente, μ es el coeficiente de atenuación lineal del material, L es la distancia recorrida por el rayo X en el material. Si, como ocurre en el cuerpo humano, el haz de rayos X pasa a través de materiales de distintos coeficientes de atenuación, podemos considerar al cuerpo como compuesto por un gran número de elementos de igual tamaño, de largo w , cada uno de los cuales posee un coeficiente de absorción constante.

Estos coeficientes de atenuación están indicados como $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_n$. Entonces, la ecuación (3.1) queda:

$$\int_L g(s)ds = (\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n)W = \ln\left(\frac{I_{In}}{I_{Out}}\right) = f_L \quad (3.2)$$

El denominado sinograma, se corresponde con el criterio bajo el cual, son almacenados los resultados de un escaneo tomográfico. Cada conjunto de valores resultantes, para un ángulo de escaneo específico, se corresponde con una fila almacenada, constituyéndose el sinograma por el apilamiento de filas sucesivas en columnas, generando una tabla de valores bidimensionales.

En la ecuación (3.2), se muestra que el logaritmo natural, de la atenuación total, a lo largo de un rayo particular, es proporcional a la suma de los coeficientes de atenuación, de todos los elementos que el rayo atraviesa. Para determinar la atenuación de cada elemento, debe obtenerse un gran número de mediciones desde distintas direcciones.

El problema es encontrar g conocidas las integrales f_L para un número finito de líneas L que intersecten con D . Para ello no basta con tomar L en dos direcciones ortogonales,

generando un sistema de ecuaciones múltiples[31]; pues puede darse el caso de que $f_L = 0$ siendo $g \neq 0$.

Tabla 3.1: Escala de Hounsfield para 2000 niveles de atenuación del Rayo X[31].

Material o sustancia	Rango de valor de TC
Hueso compacto	200 a 1000
Sangre coagulada	56 a 76
Sustancia cerebral gris	36 a 46
Sustancia cerebral blanca	22 a 32
Sangre	12
Agua	0
Grasa	-100 a -800
Aire	-1000

3.2.2 La transformada de Radon y la retroproyección filtrada

Dado que el dominio D es finito, podemos considerarlo inscrito en un círculo al que por simplicidad puede tomarse como de radio unidad. Establecemos coordenadas polares: (r, θ) , cuyo origen se tomará en el centro del círculo:

$$g = g(r, \theta) \quad (3.3)$$

La línea L a lo largo de la cual integramos g puede ser definida por los parámetros (p, ϕ) [32], donde (p) es la distancia, tomada en perpendicular, desde el origen a la línea L , y (ϕ) es el ángulo que la normal a L forma con el eje X , como se muestra en la Figura 3.3.

Usando un sistema de coordenadas rectangulares como el mostrado en la Figura 3.3 para la función bidimensional $f(x, y)$, y cada integral por los parámetros (θ, t) . La ecuación de la línea AB es:

$$x \cos \theta + y \sin \theta = t \quad (3.4)$$

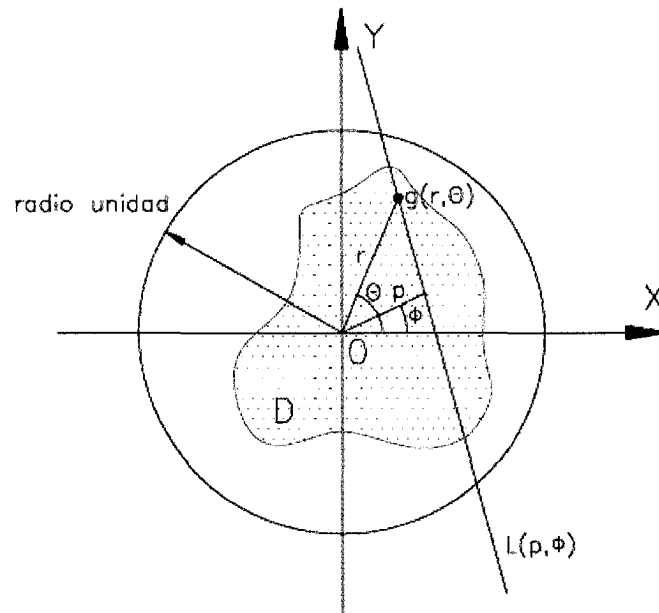


Figura 3.3: Esquema geométrico del planteamiento del problema en coordenadas polares. Tomado de[32].

definiéndose la relación en la integral $f(p, \theta)$ como:

$$P_{\theta}(t) = \int_{L(\theta, t)} f(x, y) ds \quad (3.5)$$

Usando una función delta, se puede reescribir:

$$P_{\theta}(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy \quad (3.6)$$

Esta función $P_{\theta}(t)$ es conocida como la transformada de Radon de la función $f(x, y)$. Esta función corresponde a la proyección de la función $f(x, y)$ según la dirección θ .

Una proyección se construye a partir de un conjunto de líneas integradas a partir de rayos paralelos. El conjunto de proyecciones se representa como una imagen 2D denominada sinograma.

Para la reconstrucción de una imagen correspondiente a un corte del paciente, se puede utilizar el algoritmo de retroproyección que realiza esta transformación de manera eficiente y rápida a partir del sinograma.

Antes de proceder con este proceso, se debe realizar un filtraje previo, de cada fila del sinograma, mediante la convolución con un kernel apropiado, con el objetivo de eliminar

la difuminación en los bordes de los vóxeles a determinar, como se muestra en la Figura 3.4.

El algoritmo de retroproyección filtrada obtiene entonces los valores correspondientes para la atenuación en un punto específico de manera iterativa, donde finalmente genera la imagen bidimensional en el dominio del espacio, que permite la interpretación clínica del estudio imagenológico.

Esta iteración es producto de los valores de la proyeccion que se retroproyectan hacia el espacio bidimensional, donde se encuentra la función $f(x, y)$. Allí esta ubicada una matriz cuyas celdas o valores se van incrementando en la medida que los rayos retroproyectados pasan por cada celda. Cuando todas las proyecciones de una fila del sinograma son retroproyectadas $P_{\theta}(t)$, los valores acumulados en la matriz representan la reconstrucción de una capa específica.

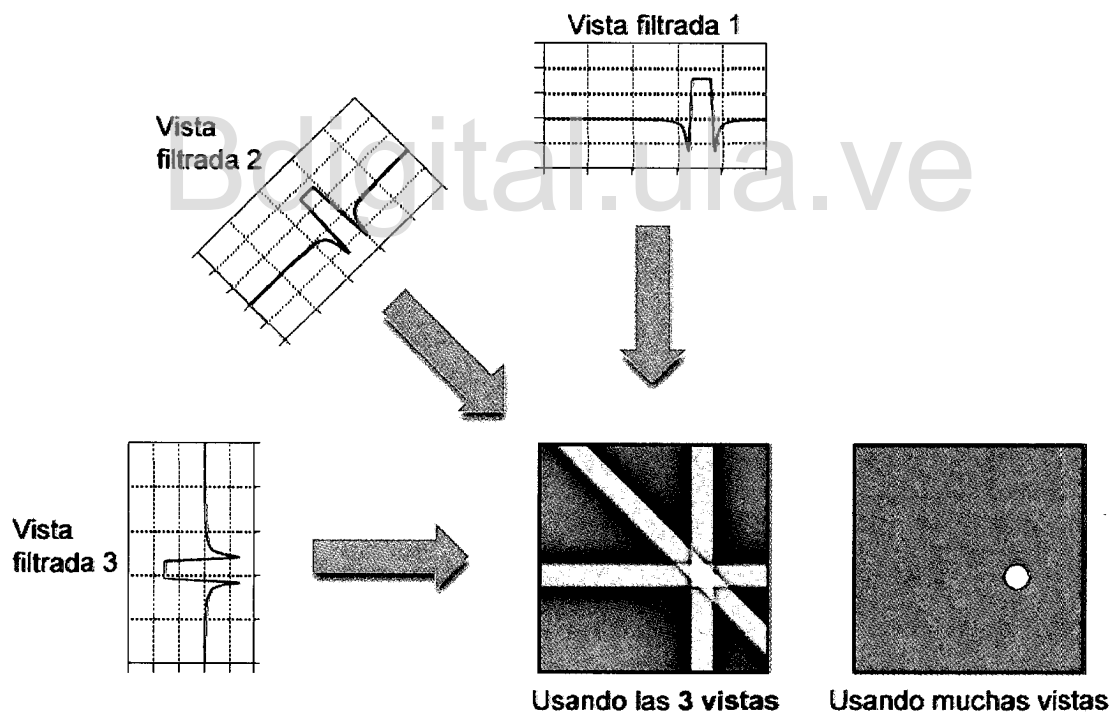


Figura 3.4: Algoritmo de retroproyección filtrada. A medida que se obtienen iteraciones, se consigue aislar el punto con mayor exactitud. El borde de cada iteración con mayor contraste se corresponde con la convolución que elimina la difuminación en los bordes. Tomado de[32].

3.3 Generaciones de Tomografía Computarizada

Diferentes generaciones de equipos TC han evolucionado hasta la denominada Tomografía Espiral Multicorte Computarizada (TCEM).

En la TC, existen 4 técnicas de adquisición de los datos, cada una de ellas, asociada con una generación del desarrollo de esta tecnología:

3.3.1 Primera generación (Traslación/Rotación, detector único)

Como se muestra en la Figura 3.5, las máquinas de primera generación, realizan la siguiente serie de operaciones:

1. Estudiar la atenuación de 160 trayectorias paralelas mediante la traslación del tubo emisor y del detector.
2. Posteriormente girar todo el conjunto 1 grado.
3. Realizan nuevamente las operaciones 1 y 2, hasta que el conjunto gire 180.

Se realizan 180 estudios de 160 muestras cada uno, obteniéndose 28800 atenuaciones, para una imagen con una matriz de 80 x 80, se tienen en total 6400 celdas . Para hallar la atenuación producida por cada celda hay que resolver 28800 ecuaciones con 6400 incógnitas. Los datos, previa conversión analógico-digital se almacenan en un disco. Estos datos pueden procesarse en la computadora mientras se realiza la siguiente exploración completa. Con los resultados obtenidos, mediante un conversor digital-analógico, se puede realizar la presentación de los diferentes planos en una pantalla. La imagen se produce utilizando la escala de Hounsfield[30].

3.3.2 Segunda generación (Traslación/Rotación)

Este sistema es similar al anterior en cuanto a los movimientos que realiza el conjunto, pero este modelo utiliza un haz de rayos X en forma de abanico con un ángulo de apertura de 5 aproximadamente y un conjunto de detectores cuyo número oscila entre 10 y 30, dispuestos linealmente formando un vector, como se muestra en la Figura 3.6. De esta manera, se logra reducir el tiempo de exploración a aproximadamente dos minutos[4].

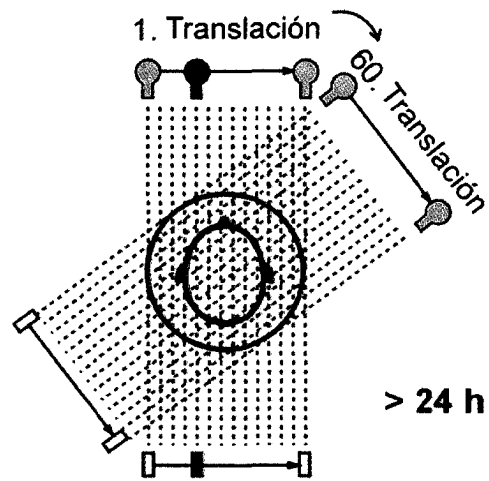


Figura 3.5: Vista esquemática Axial de un TC de primera generación (1970)[4].

Bdigital.ula.ve

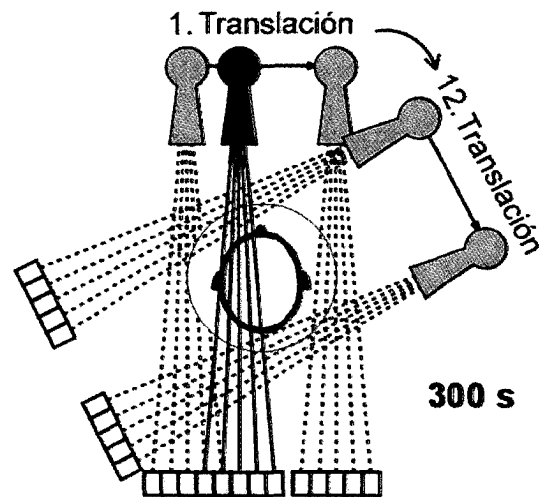


Figura 3.6: Vista esquemática Axial de un TC de segunda generación (1972)[30].

C.C.Reconocimiento

3.3.3 Tercera generación (Rotación/Rotación)

Esta es la generación de tomógrafos computados más utilizada en la actualidad. Aquí se utiliza un haz de rayos X ancho, entre 25 y 35, que cubre toda el área de exploración y un arco de detectores que posee un gran número de elementos, generalmente entre 300 y 500. Ambos elementos, tubo y banco de detectores realizan un movimiento de rotación de 360, como se muestra en la Figura 3.7. Este sistema ofrece dos ventajas importantes: Primero, el tiempo de exploración se reduce considerablemente, llegando a sólo 2 o 3 segundos. Y segundo, se aprovecha en forma eficiente la radiación del tubo[4].

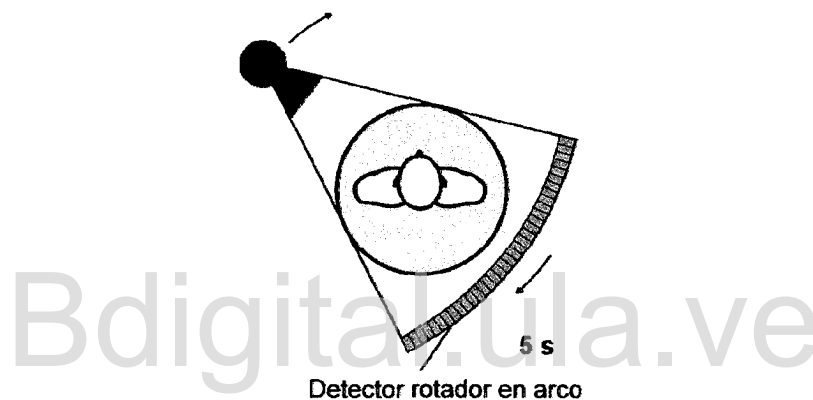


Figura 3.7: Vista esquemática Axial de un TC de tercera generación (1976)[4].

3.3.4 Cuarta generación

En la cuarta generación de tomógrafos se distinguen dos modelos: Rotación/Estacionario y Rotación/Nutación. El primero utiliza un anillo fijo de detectores dentro del cual gira el tubo de rayos X, como se muestra en la Figura 3.8. Las ventajas que presenta este sistema son, primero que el tubo puede girar a velocidades altas, disminuyendo el tiempo de exploración. Y segundo que el sistema es poco sensible a las variaciones o diferencias de comportamiento entre los detectores. Como desventaja se puede citar el hecho de que, constructivamente, resulta muy grande y costoso, debido al gran número de detectores. El segundo modelo mencionado (Rotación/Nutación) también utiliza un anillo de detectores,

pero en este caso el tubo de rayos X gira por fuera del anillo y los detectores realizan un movimiento de nutación (oscilación de pequeña amplitud del eje de rotación) para permitir el paso del haz de rayos X. Si bien el sistema mecánico para producir el movimiento de nutación de los detectores resulta complejo y costoso, con este tipo de tomógrafo se han obtenido exploraciones de muy alta resolución en tan sólo un segundo[4].

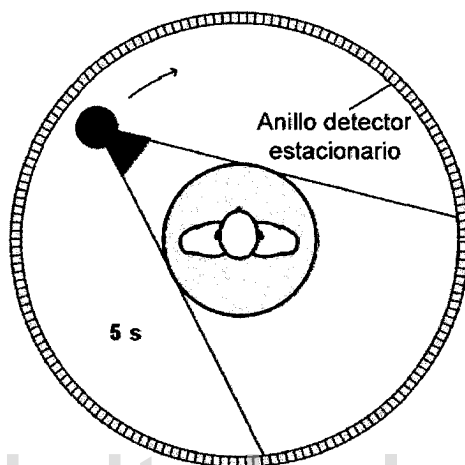


Figura 3.8: Vista esquemática Axial de un TC de cuarta generación (1978)[4].

Las imágenes generadas por TC tienen una resolución alta (~ 1 mm) y proveen un contraste razonable en los tejidos blandos. La TC es la tecnología que produce la resolución más alta en imágenes angiográficas, o imágenes que muestran el flujo de sangre en los vasos sanguíneos.

La TC genera imágenes usando radiación ionizante, pudiendo causar daño a los tejidos. Debido a esta razón, existe un límite de dosis de radiación al cual puede estar expuesto el paciente al año. Las dosis de radiación son especialmente importantes en radiología obstetricia y pediátrica.

El contraste entre los tejidos de una imagen de Rayos-X proviene de la atenuación diferencial de los Rayos-X que pasan desde el origen a través del cuerpo hacia la película o el detector [30].

3.3.5 Tomografía Computarizada Espiral (TCE)

A comienzos de la década de los 90 una técnica llamada Tomografía espiral o Helicoidal fue desarrollada para resolver los problemas de obtención de datos y sobredosis de Rayos-X en el paciente cuando la posición de la camilla se mueve constantemente a lo largo del escáner, como se muestra en la Figura 3.9. La trayectoria del haz de Rayos-X a lo largo del paciente traza una espiral, o hélice, de allí su nombre. Esta técnica redujo los tiempos de escaneo para un estudio de tórax completo a un minuto, equivalente a una disminución del 90% del tiempo de escaneo. Además, un conjunto completo de imágenes vasculares tridimensionales podía ser conseguido rápidamente después de la inyección de un medio de contraste, resultando en un incremento en la relación señal-ruido de los angiogramas[4].

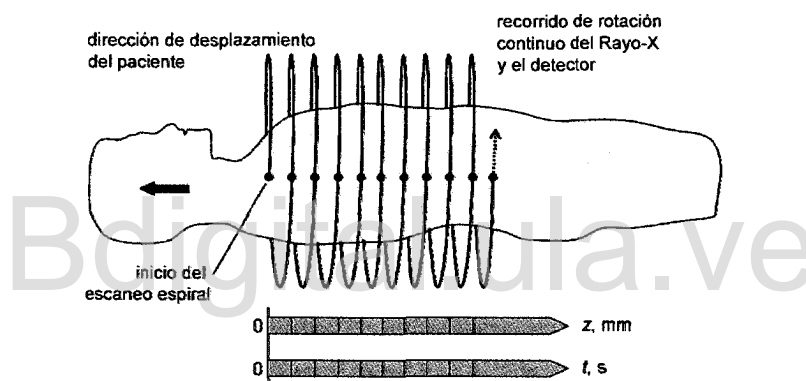


Figura 3.9: Principio de funcionamiento de la TCE[30].

La instrumentación de la TCE es similar a la usada en los equipos de TC de tercera generación, con el detector y el emisor de Rayos-X rotando continuamente a medida que la camilla donde se encuentra el paciente se desplaza a través del TCE a una velocidad constante.

Bajo el control del operador se encuentra el parámetro pitch (p), definido como la relación de alimentación de la camilla (d) por rotación del origen de los Rayos-X a ser enfocados en un corte de grosor determinado (S).

$$p = \frac{d}{S} \quad (3.7)$$

El valor de p oscila entre 0 y 2 para la TCE; para valores menores de 1, las proyecciones

de Rayos-X en espiral adyacentes se superponen, resultando en mayor dosis de radiación en el tejido. Para valores de p mayores de 2, aparecen brechas en la datos escaneados. Para valores altos de p , la imagen aparece borrosa debido al continuo movimiento del paciente en la camilla. Un valor alto de p también incrementa el grosor efectivo a un valor superior al ancho de la proyección de los Rayos-X.

Debido a la trayectoria espiral de los Rayos-X durante la TCE, los algoritmos de reconstrucción de retroproyección son modificados para generar imágenes correspondientes a aquellas adquiridas usando un TC; a partir de interpolaciones lineales de la trayectoria espiral, se obtienen imágenes equivalentes a cortes que se obtendrían en una posición particular para un momento estacionario de la camilla donde se encuentra el paciente.

Las imágenes de un grosor mayor al ancho de la proyección, pueden ser obtenidas colocando juntos cortes adyacentes reconstruidos. Las imágenes son procesadas con un considerable solapamiento entre cortes adyacentes. Esto ha demostrado su eficacia al aumentar la exactitud en la detección de la lesión, por ejemplo con cortes con solapamiento existe menor probabilidad que una porción significativa del tejido se encuentre entre dos cortes[30].

3.3.6 Tomografía Computarizada Espiral Multicorte (TCEM)

La eficiencia de la TCE puede ser incrementada incorporando un conjunto de detectores en la dirección z , la trayectoria de desplazamiento de la camilla, como se muestra en la Figura 3.10.

La mejora de la eficiencia, deriva de la posibilidad de usar una alta velocidad de desplazamiento de la camilla por rotación. La TCEM puede ser usada para escanear grandes áreas en un tiempo preestablecido, o para obtener imágenes de áreas pequeñas en un corto tiempo, permitiendo la adquisición de imágenes tridimensionales completas en una respiración detenida del paciente. La proyección de Rayos-X puede hacerse más estrecha, debido a la alta calidad del escaneo tridimensional[33].

El valor de p para la TCEM es determinado por:

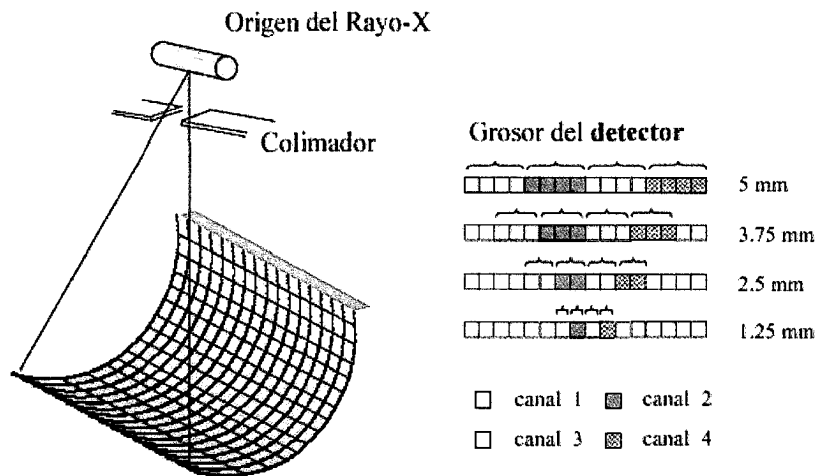


Figura 3.10: Organización de los detectores multicapa en la TCM[4].

$$p = \frac{d}{S_{single}} \quad (3.8)$$

Donde S_{single} es el grosor de la proyección para un corte [4].

3.3.7 Tomografía Computarizada Espiral de 4 Cortes (TCEM)

El límite superior del valor de p se incrementa a 8. En TCEM el grosor efectivo es determinado por las dimensiones de los detectores individuales, más que por el ancho de la proyección de Rayos-X. Las distancias de punto focal/isocentro y punto focal/detector son más cercanas comparadas a aquellas en la TCE, y el número de detectores en la dirección longitudinal es incrementado de uno (TCE) a varios elementos detectores, en este caso 4. Existen dos tipos de detectores, llamados de arreglo fijo y adaptativo[4].

3.3.8 Detectores de TCEM de Arreglo Fijo

Consiste de 16 detectores, cada uno con un grosor de 1.25 mm, dando un grosor total de 2 cm. La señal es obtenida en conjuntos de 4 detectores resultando en la generación de 4 cortes separados por distancias de 1.25, 2.5, 3.75 o 5 mm, como se muestra en la Figura 3.11. Este sistema se ejecuta en alta calidad (HQ) con un valor de p de 3 o en modo de alta velocidad (HS) con un valor de p de 6[33].

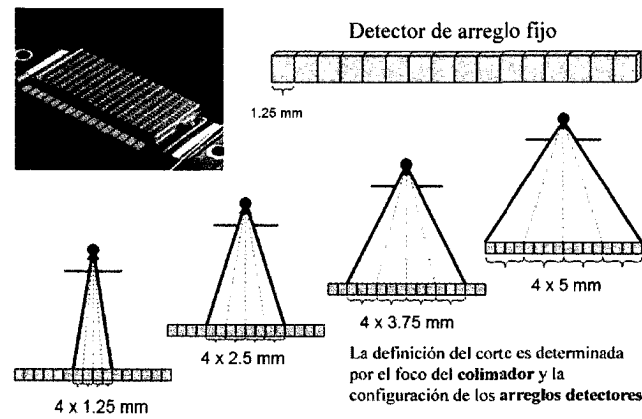


Figura 3.11: Detectores de Arreglo Fijo (Fixed Array)[33].

3.3.9 Detectores de TCEM de Arreglo Adaptativo

Consiste de 8 detectores de 4 grosores diferentes: 1, 1.5, 2.5 y 5 mm. Existiendo 2 detectores para cada grosor, resultando en un grosor total de 2 cm. Cuatro cortes pueden ser obtenidos con separaciones de 1, 2.5, o 5 mm, como se muestra en la Figura 3.12. Los valores de p pueden ser escogidos desde 1 hasta 8[33].

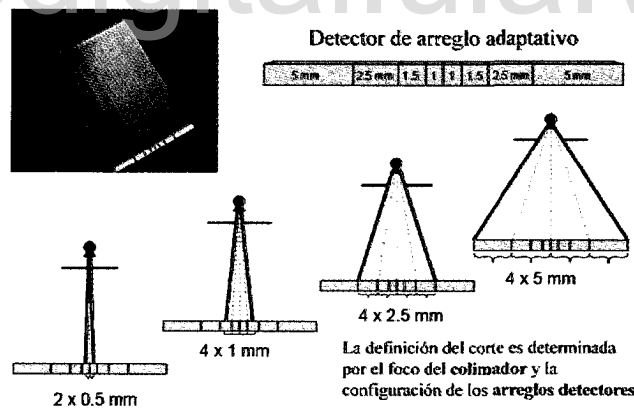


Figura 3.12: Detectores de Arreglo Adaptativo (Adaptive Array)[33].

Algoritmos de reconstrucción del haz de rayos en combinación con métodos de interpolación lineal, son usados para generar las imágenes de TCEM. El grosor del corte en TCEM puede variarse luego del escaneo, usando un algoritmo de reconstrucción axial para generar cortes con grosores de entre 1 a 10 mm a partir de valores de escaneo de 1, 2.5 o 5 mm; reconstruyendo de esta manera cortes delgados para formar una imagen tridimen-

sional de alta calidad o para producir conjuntos de cortes de 5 mm de grosor con un alta relación señal-ruido[33].

3.3.10 Detectores de TCEM de Arreglo Híbrido

El arreglo de detectores híbrido es una de las implementaciones de arreglos para equipos de 4 cortes. Posee un modo de adquisición submilimétrico, a expensas de un gran número de pequeñas separaciones y provee un ancho total de 32 mm, con una separación de hasta 8 mm entre ellos. De esta manera una variedad de proyecciones de corte puede ser lograda, como 4 de 8 mm, pasando por 4 de 1 mm hasta 2 de 0.5 mm.

Este arreglo híbrido ha sido adoptado por todos los fabricantes para equipos con mayor cantidad de cortes; permitiendo una instrumentación a nivel del receptor de 16 cortes con tamaños mínimos de 0.75 mm, 0.625 mm o 0.5 mm de separación entre cortes dependiendo del fabricante, como se muestra en la Figura 3.13. La definición del corte se obtiene combinando filas de detectores adyacentes usando valores de proyección de los Rayos-X[33].

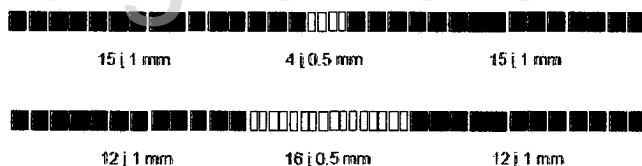


Figura 3.13: Detectores de Arreglo Híbrido[33].

3.3.11 TCEM mayor de 45 Cortes

Los sistemas de arreglos híbridos han aumentado hasta 64 cortes, sin embargo cuando el arreglo de detectores alcanza valores cercanos a 45 existe una barrera física que limita el aumento de los mismos, causada por el espacio mínimo de los cables organizados horizontalmente que se conectan a las líneas de lectura de los datos, ya que los fotodiodos detectores tradicionales de iluminación frontal no pueden ser más pequeños que 60 μm , limitando la cantidad de filas de arreglos detectores conectados al sistema de adquisición

de datos. Como se muestra en la Figura 3.14, este cuello de botella se resuelve con los **fotodiodos de iluminación trasera**, ya que sus conexiones poseen una trayectoria vertical hacia el sistema de adquisición de datos, no limitando el número de detectores por restricciones de espacio[33].

El diagnóstico asistido mediante técnicas de visualización, es cada vez más usado en la práctica médica especializada, a partir de datos provenientes de Tomografía Computarizada (TCEM)[34].

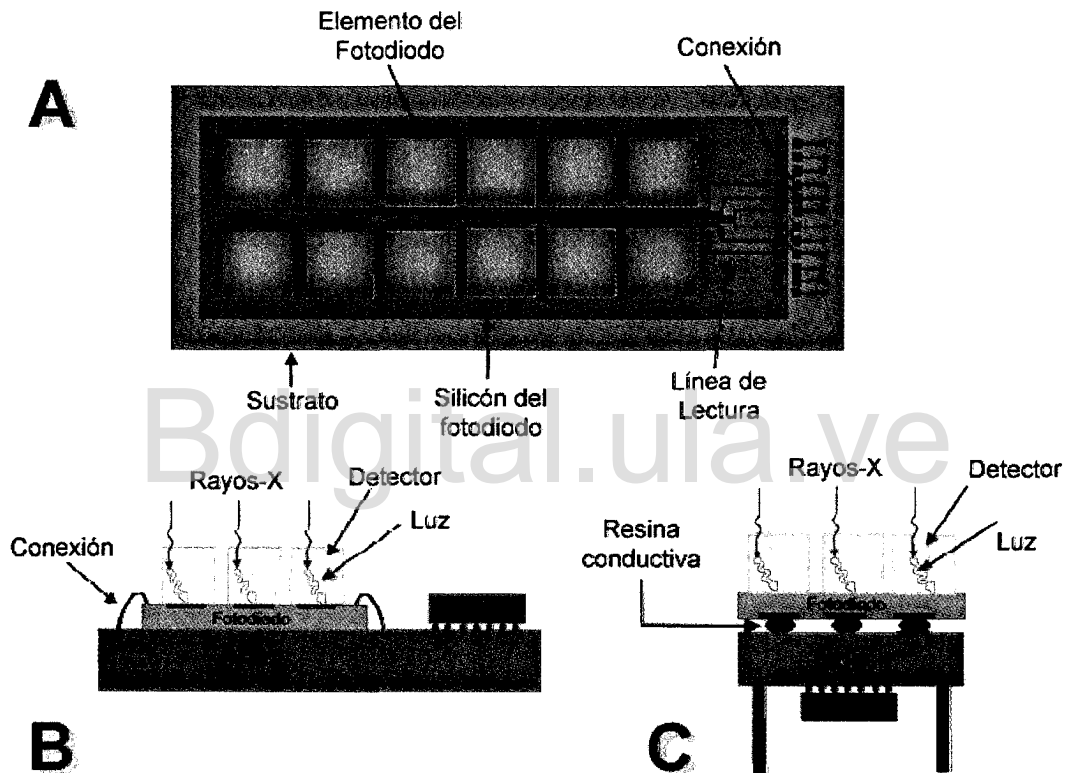


Figura 3.14: **A**, el número de filas de detectores en una TCEM tradicional está restringido por los fotodiodos de iluminación frontal. **B y C**, con fotodiodos de iluminación trasera, los cuales pueden ser alineados verticalmente al chip se supera esta limitación[33].

3.4 TCEM Cardíaca

Para realizar el procedimiento se usan equipos de muestreo simultáneo de 64 cortes con capacidad de realizar tres rotaciones en un segundo; en cada rotación 64 cortes son producidos generando aproximadamente 194 cortes por segundo, la velocidad es extremadamente

importante para conseguir congelar el corazón ya que ésta es una estructura de movimiento rápido y la única manera de generar imágenes de este es si se puede muestrear tan rápido o lo suficientemente rápido con respecto al latido del corazón. El escaneo es sincronizado en base a la **señal electrocardiográfica (ECG)**, permitiendo posicionar los datos adquiridos exactamente en una fase específica. Usando esta modalidad se pueden desarrollar los siguientes procedimientos: estudios de calcificación, imágenes de las arterias coronarias, y estudios funcionales [5].

La velocidad de la contracción cardíaca puede afectar el estudio, ya que en las zonas donde el TCEM no puede escanear lo suficientemente rápido, se afecta la calidad de los resultados, generando cambios bruscos de tejido y discontinuidades aparentes de los contornos en ciertos cortes, como se muestra en la Figura 3.15.



Figura 3.15: TCEM Cardíaca. 1 y 2, cortes axiales en donde se evidencian variaciones en los valores de intensidad de la imagen entre un corte y otro. 3, corte sagital. 4, corte coronal. En 3 y 4, se evidencian artefactos que aparentan discontinuidad de los contornos entre cortes.

3.4.1 Estudio de calcificación

Es una técnica donde se cuantifica y valora la extensión de la calcificación de las arterias coronarias. Aunque se realizaba con equipos de tomografía previos, las técnicas de multicorte han incrementado su efectividad; mientras más rápido el escáner más exacto es el estudio. Existe una correlación entre la calcificación en las arterias coronarias y el riesgo de eventos cardiovasculares futuros. Por ejemplo un valor de calcificación de calcio de más de 400 se considera severo, y requiere tratamiento preventivo contra la formación de más placa aterosclerótica en la adventicia de las arterias coronarias. Mientras más alto el valor de calcificación hay más probabilidad de estenosis de la pared [5].

Los equipos TCE de 64 cortes, permiten realizar en cardiología estudios funcionales tales como el cálculo del movimiento de las paredes cardíacas y el cálculo de la fracción de eyección.

3.4.2 Estudio del movimiento de las paredes cardíacas

Es posible reconstruir imágenes en múltiples fases del ritmo cardíaco y entonces generar imágenes en movimiento para visualizar la contractilidad de todos los segmentos del miocardio. El objetivo es determinar la presencia de contractilidad reducida o ausente en diferentes segmentos del ventrículo izquierdo, complementando el estudio de las arterias coronarias. Las zonas de hipocinecia cardíaca detectadas evidencian lesiones de tejido [5].

3.4.3 Cálculo de la fracción de eyección

Midiendo los tamaños de la cavidad al final de la diástole y al final de sístole, los volúmenes y consecuentemente la fracción de eyección puede ser determinada. Aunque de nuevo son técnicas en estudio, se ha determinado que la tomografía desestima entre 10 a 15% de la fracción de eyección comparado con la RMN, que es el estándar[5].

3.5 Conclusiones

Las imágenes con rayos-X han evolucionado desde sistemas de visualización bidimensional, hasta los actuales sistemas tridimensionales dinámicos, que permiten reconstruir el latido cardíaco tridimensionalmente, permitiendo realizar estudios no invasivos, que tienen como objetivo determinar patologías inherentes al movimiento de las paredes cardíacas, así como la determinación de la fracción de eyección cardíaca.

A pesar de evidenciarse una gran evolución los equipos de TCEM 4D, existen limitaciones que deben corregirse a futuro. La variabilidad normal del latido cardíaco[1], se pierde con los actuales sistemas de muestreo de TCEM 4D, ya que solo se puede reconstruir un latido cardíaco, a partir del muestreo de varios ciclos, donde en cada ciclo se muestrea un tiempo diferente del latido cardíaco. De esta manera, el estudio pierde la valiosa información de la variabilidad cardíaca, limitando el uso del estudio de TCEM 4D para el diagnóstico médico. A pesar de esta limitación, la TCEM 4D es un avance muy importante ya que las imágenes por RM Cardíaca, siendo mucho más costosas, también se obtienen de esta manera.

Capítulo 4

Procesamiento y Visualización de Imágenes 3D

4.1 Generalidades

El procesamiento de imágenes es la ciencia de manipular una imagen mediante técnicas de transformación de contraste, aislamiento de características específicas vía filtrado y funciones de realce y composición de una imagen a partir de dos imágenes separadas[2]. Los resultados del procesamiento de imágenes se representan mediante técnicas de visualización que exploran, transforman y visualizan los datos resultantes[3], usando los recursos de la computación gráfica. La visualización permite crear y manejar imágenes usando la computadora e incluye técnicas tanto 2D como técnicas de representación 3D.

Aunque existen diferentes métodos para representar datos bidimensionales, la visualización posee técnicas útiles para la representación de datos de tres o más dimensiones. Estas técnicas están altamente relacionadas con transformaciones de los datos; al modificar repetidamente la información se puede mejorar el significado de la misma.

La visualización es naturalmente interactiva, incluyendo los requerimientos del usuario para la creación, transformación y proyección de los datos[3].

La computación gráfica permite simular una escena a partir de bloques básicos llamados primitivas; éstas incluyen líneas, puntos y polígonos. Estas primitivas se combinan con

sus respectivas asignaciones de color y orientación para generar una escena. Las texturas pueden ser agregadas a un objeto a través de un proceso de mapeado de textura para agregar realismo. La adición de iluminación a la escena agrega aún más realismo.

La función definida como **representación** o *rendering*¹ consiste en el ensamblaje final en una imagen bidimensional de un conjunto de mallas, sus texturas, fuentes de iluminación y modelos de sombreado, así como de la disposición final de la escena, definida por la geometría de la cámara de visualización [35].

4.2 Representación de Superficies

Varias técnicas se usan para visualizar datos de volumen, la extracción de isosuperficies es la más común, produciendo una superficie n -dimensional a partir de vóxeles relacionados con datos de un volumen determinado.

Para generar la isosuperficie, se consideran los volúmenes de datos como una colección de poliedros o células, compartiendo puntos adyacentes dentro de una estructura tridimensional. La generación de la isosuperficie típicamente involucra tres procesos:

1. La identificación de las células que intersectan la isosuperficie deseada (por ejemplo células que contienen puntos donde existen isovalores).
2. Determinación y modelado (típicamente con triángulos) con la manera exacta en la cual la isosuperficie intersecta estas células.
3. Representación de la isosuperficie tridimensional como una imagen de dos dimensiones en un monitor.

La segunda etapa es típicamente implementada por algoritmos, los cuales usan una tabla de búsqueda para determinar los triángulos que forman la isosuperficie dentro de una célula individual. Esta técnica es exitosa en pequeños conjuntos de datos pero puede ser paralelizada para hacerla efectiva en conjuntos de datos grandes[35].

La última etapa para la extracción de la isosuperficie es usualmente desarrollada por algún acelerador gráfico de hardware.

¹**Rendering** Proceso de generar una imagen a partir de un modelo computacional.

Debido a los requerimientos médicos imagenológicos, la representación de superficies posee una utilidad limitada, al no incorporar información sobre el contenido del órgano delimitado por la superficie que se visualiza, y si se desea visualizar más allá de la superficie de los objetos no se encontrará nada[35].

Es posible obtener escenas de muy alta calidad en base a la representación de superficies, sin embargo, es difícil representar el contenido de diferentes órganos del interior del cuerpo humano. Para superar tales limitaciones, se utiliza la representación volumétrica, el cual se presenta a continuación.

4.3 Representación Volumétrica

La representación volumétrica (RV) es un método que permite visualizar datos volumétricos en imágenes bidimensionales. Los datos volumétricos pueden ser obtenidos del muestreo de objetos en tres dimensiones a partir de equipos de TCEM, donde cada corte obtenido es incorporado a una matriz volumétrica que ensambla la totalidad de cortes en un volumen, a partir del cual se desarrolla la representación volumétrica.

El principio de la RV consiste en generar una imagen bidimensional a partir de datos tridimensionales. En el proceso de RV, los rayos imaginarios son pasados a través de un objeto 3D; a medida que los rayos viajan a través de los datos, ellos toman en cuenta la intensidad de cada punto y cada rayo guarda un valor acumulado. Cuando el rayo sale de los datos, ya contiene una cantidad de información acumulada. Éstos valores representan los datos volumétricos que son asignados a un espacio bidimensional. A través de un proceso denominado clasificación, ciertos puntos de datos del objeto tridimensional pueden hacerse transparentes. Esto permite que los puntos de interés sean visualizados más fácilmente.

La RV opera a nivel de puntos de datos tridimensionales o **vóxeles**, definidos estos como los valores encontrados en un punto específico de la base de datos volumétrica ensamblada a partir de numerosos cortes bidimensionales ubicados a diferentes niveles de profundidad según su ubicación real en el paciente.

Los vóxeles son procesados bajo un esquema que genera finalmente la representación

de la imagen bidimensional. En el proceso de representación, la RV usa funciones de iluminación y sombreado para el estudio de las imágenes[35].

Al trabajar con RV **no se deben modificar los datos originales**. La única modificación a los datos originales aceptada es la corrección del orden de cortes para adherirse a un protocolo definido. De esta manera, se pueden desarrollar artificios de cámara en 3D para que los datos luzcan correctamente, así como usar tablas de búsqueda para ajustar el contraste, pero nunca modificar las intensidades originales[3, 35].

La RV genera una imagen a partir de la información de volumen, permitiendo aplicaciones de visualización del cuerpo humano, cortes de segmentación o realizar recorridos virtuales por tejidos, un ejemplo de este tipo de aplicación es el recorrido virtual a través de la Aorta abdominal hasta la arteria Ilíaca interna y sus anastomosis en el pie.

En la última década, la RV se ha convertido en una técnica invaluable y popular de visualización para una gran variedad de aplicaciones. La RV puede ser generada a partir de conjuntos de datos tridimensionales, obtenidos de sistemas de TCEM, Ultrasonido, Resonancia Magnética Nuclear. Los médicos no solo necesitan rotar, ampliar y visualizar estos datos tridimensionales, también necesitan aplicar color a ciertos puntos para distinguir un tejido de otro. La RV realiza también este trabajo, haciendo los tejidos transparentes, focalizando la imagen en la zona de interés médico sin ser ésta bloqueada por tejidos irrelevantes.

Una aplicación de la RV es la planificación quirúrgica; es posible simular toda la intervención con herramientas de cirugía virtual, de esta manera se puede lograr prevenir complicaciones que surjan durante la intervención quirúrgica real[35].

Otra aplicación es la cirugía por telepresencia con retroalimentación, permitiendo al médico realizar una cirugía remotamente. Los movimientos del médico son realizados por un robot con herramientas quirúrgicas reales en el sitio de la cirugía[35].

La RV se debería visualizar en tiempo real, mostrando las imágenes a una frecuencia de al menos 30 cuadros por segundo, logrando así la sensación de continuidad o fluidez en la visualización a nivel cerebral[2]. Sin embargo, alcanzar este rendimiento requiere un elevado nivel de cómputo que en muchos casos no es posible, de manera que los resultados se muestran generalmente en tiempo diferido.

Estos requerimientos de cómputo especiales son necesarios, en algunos casos que requieren visualizaciones en tiempo real para niveles muy detallados de resolución. Estos resultados se pueden lograr con sistemas de procesamiento adicionales y avances algorítmicos. La llave para este proceso es la visualización a través de procesos de computación paralela. La RV es usualmente desarrollada en conjuntos de computadores que mezclan grupos de supercomputadoras en paralelo con interconexiones de ancho de banda alto, grupos de estaciones de trabajo o grupos de computadores personales con el objetivo de procesar los cálculos rápidamente y obtener los resultados el menor tiempo posible[35].

4.3.1 Estructura de Trabajo de la Representación Volumétrica

Para visualizar un grupo de vóxeles correspondiente a una estructura o tejido, debe lograrse visualizar sus relaciones usando la representación volumétrica. Ésta es coordinada por una secuencia de etapas dentro de una estructura de trabajo (*Pipeline*), las cuales son: segmentación, cálculo del gradiente, remuestreo, clasificación, sombreado y composición. De esta manera, cuando una etapa es completada, los datos son pasados a la próxima hasta completar la estructura de trabajo de la representación volumétrica.

Etapa de Segmentación

La segmentación es un subproceso de la RV que tiene como objetivo la **extracción de características** de una base de datos volumétrica. Permite separar conjuntos de datos en unidades estructurales, etiquetando vóxeles en conjuntos. En el presente trabajo, **la segmentación corresponde al etiquetado de todos los vóxeles correspondientes a la zona luminal del ventrículo izquierdo cardíaco**. Luego de realizar este etiquetado, el resultado es almacenado junto con los vóxeles originales en un archivo[35].

Etapa de Cálculo de los Gradientes

El cálculo de los gradientes consigue bordes y conexiones entre diferentes materiales. El gradiente es una medida de cuán rápido cambian los datos. Esta información es usada en los estadios de clasificación y sombreado, luego rayos imaginarios son pasados a través

del bloque de vóxeles, y es usada la interpolación de vóxeles para rayos que pasan entre dos vóxeles, generando así el valor de un vóxel obtenido a partir de los valores de vóxeles vecinos; de esta manera, se toma una muestra de este vóxel, y se acumula el valor necesario a lo largo de la trayectoria del mismo.

Etapa de Clasificación y Sombreado

El etiquetado proveniente de la segmentación puede ser usado en la etapa de clasificación para **asignar valores de opacidad y colores a los vóxeles**. De esta manera un etiquetado correspondiente a hueso puede ser coloreado en blanco, otro etiquetado como tejido en rojo y con niveles de opacidad bajos. La combinación de segmentación y clasificación es una herramienta poderosa en la estructura de trabajo de la RV. La clasificación es un proceso que puede ser totalmente automatizado dentro de la estructura de trabajo de la RV.

El sombreado es usado para resaltar partes de los datos usando modelos de iluminación, los cuales pueden variar en complejidad. El modelo de iluminación a usar dependerá de un número de parámetros, desde capacidad de procesamiento del CPU, número y origen de las luces y necesidades de color.

Etapa de Composición

Un pixel en la pantalla representara cientos de valores muestreados a lo largo de un rayo, producto de la acumulación de los valores de vóxeles (reales e interpolados) en su trayectoria; este proceso es realizado por la función de composición. Dependiendo de la dirección en que se proyecta el rayo a través de los datos volumétricos, se usará la composición posterior o anterior[35].

Los datos provenientes del equipo de TCEM son valores escalares resultantes de los niveles de absorción de los rayos X normalizados y cuantizados en 12 bits. Estos valores para ser interpretados deben visualizarse asignándoles color y valores de iluminación y opacidad. Estos procesos son realizados en las **etapas de segmentación y clasificación**[35].

4.4 Segmentación

La segmentación ha sido ampliamente desarrollada en procesamiento de imágenes. El primer abordaje del problema fue a través de los métodos de crecimiento de regiones; por medio de la extracción de bordes prominentes y discontinuidades entre regiones no homogéneas de una imagen, así como usando métodos estadísticos para separar regiones de acuerdo a sus características visuales[36].

Posteriormente surge el modelo de contornos activos tipo serpiente[36]; este representa una curva parametrizada que permite segmentar objetos, permitiendo deformaciones que tienden hacia las zonas de bajo potencial y aislando contornos en la imagen; las optimizaciones de este algoritmo se iniciaron con la configuración de la suavidad con la que la curva tiende hacia los contornos.

Este modelo posee limitaciones, ya que depende de las condiciones iniciales, de la parametrización de la curva, la habilidad para manejar estructuras con múltiples componentes y la estimación de las propiedades geométricas de la curva. De esta manera surgen propuestas que tienen el objetivo resolver estas limitaciones[36].

Los modelos de globo fueron un primer intento para independizar el modelo de contornos activos tipo serpiente respecto a sus condiciones iniciales, mientras que el uso de valores regionales para forzar la homogeneidad fue un paso adelante en esta dirección[36]. El conocimiento previo también fue introducido más adelante, este consiste en permitir la evolución de la curva a través de un aprendizaje de sus coeficientes. Alternativas geométricas al modelo de contornos activos tipo serpiente como los contornos activos geodésicos surgen con el objetivo de eliminar los inconvenientes de parametrización[36].

La propagación de la curva es una técnica establecida para desarrollar la extracción y segmentación de imágenes. **Los conjuntos de niveles representan una alternativa geométrica para optimizar la propagación de la curva** y han probado ser una técnica eficiente de optimización para manejar múltiples problemas en segmentación[36].

Las curvas son representadas de una manera implícita a lo largo del método de conjunto de niveles; tal aproximación puede manejar cambios de topología y proveer suficiente soporte para la estimación de las propiedades geométricas de la interfaz. Más adelante el

uso de espacios de optimización y la integración de ayudas visuales de diferente naturaleza ha hecho atractivo esta aproximación a numerosos dominios[36].

Diferentes algoritmos generan segmentaciones que requieren variados grados de interacción denominándose semiautomatizados, ya que requieren algún nivel de interacción por parte del usuario. **La segmentación de imágenes médicas es una tarea desafiante**, de esta manera numerosos métodos han sido propuestos e implementados en años recientes[11]-[22],[36]. A pesar de este gran esfuerzo, no existe una aproximación simple que pueda resolver el problema de la segmentación para una larga modalidad de imágenes. El algoritmo de segmentación más efectivo generalmente se obtiene configurando cuidadosamente combinaciones de componentes. Los parámetros de estos componentes son configurados para la modalidad de las imágenes usadas y las características de la estructura anatómica a segmentar[10].

En el presente trabajo se usó la segmentación semiautomatizada, basada en el algoritmo de conjunto de niveles laplacianos. A continuación se describen los modelos matemáticos usados en dicho algoritmo.

4.4.1 Modelo de Contornos Activos tipo Serpiente

En este modelo, también llamado *snake/active contour model*, los objetos son representados usando curvas paramétricas y la segmentación es obtenida a lo largo de la deformación de la misma, la cual es dirigida hacia la función de más bajo potencial. Los términos de manejo de datos así como la suavidad interna son componentes de tal función.

Considerando una curva plana $\Gamma : [0, 1] \rightarrow R \times R$ definido en el plano Ω .

$$E(\Gamma) = \int_0^1 (\alpha E_{int}(\Gamma(p)) + (\beta E_{img}(I(\Gamma(p)))) + (\gamma E_{ext}(\Gamma(p))) dp \quad (4.1)$$

Donde I es la imagen de entrada, $E_{int} = W_1|\Gamma'| + W_2|\Gamma''|$ implica la fuerza de suavizamiento, que depende principalmente de la curvatura; $E_{img} = -|\nabla I|$ es el gradiente que atrae la curva a las características de la imagen, E_{ext} implica interacción del usuario o conocimiento previo y α, β, γ son coeficientes que balancean la importancia de estos términos; el valor de estos términos de balance dependerá de la estructura que se desea segmentar.

A lo largo de la curva, cierto número de puntos de control son seleccionados y su

posición puede determinarse por la ecuación diferencial parcial proveniente de la derivación en un punto dado de Γ .

$$\Gamma(p; t) = \underbrace{(\alpha F_{gm}(\Gamma(p)) + \beta F_{img}(I) + \gamma F_{ext}(\Gamma(p)))}_F \vec{N} \quad (4.2)$$

Donde \vec{N} es la normal interna; F_{gm} es la fuerza de suavizamiento, la cual se determina a partir de los valores espaciales derivados de la curva; F_{img} es la fuerza que conecta la propagación con el dominio de la imagen y $F_{ext}(\Gamma(p))$ es el término correspondiente a la fuerza que controla la evolución de la curva considerando cualquier conocimiento previo acerca del objeto de interés. El componente tangencial de este flujo es omitido ya que afecta la posición del punto de control interno y no cambia la forma de la curva en si mismo[36].

El modelo posee ciertas limitaciones, como la dependencia de las condiciones iniciales, la parametrización de la curva, la habilidad para segmentar estructuras con múltiples componentes, y la estimación de las propiedades geométricas de la curva[36].

Métodos alternativos de la propagación de la curva han sido propuestos para disminuir las limitaciones de este modelo de segmentación; el modelo de globo fue un primer intento en la búsqueda de hacer el modelo de serpiente independiente de las condiciones iniciales, así como el uso de términos regionales para forzar homogeneidad fue un paso más adelante hacia esta dirección. Luego son introducidos los métodos de conocimiento previo como un estado de aprendizaje de los coeficientes de la serpiente. Alternativas al método de serpiente como el modelo de contornos activos fueron un intento para eliminar los inconvenientes de parametrización[36].

Las curvas son representadas de una manera implícita a lo largo del método de conjunto de niveles, que se describe a continuación[37].

4.4.2 Método de Conjunto de Niveles (Level Sets)

La técnica de conjunto de niveles es un método numérico para controlar la evolución del modelo de contornos activos tipo serpiente, en la segmentación de contornos y superficies, y puede manejar cambios de topología, proveyendo suficiente soporte para la estimación

de las propiedades geométricas.

El contorno resultante es obtenido como el conjunto de nivel cero de una función de alto orden dimensional llamada función de conjunto de niveles, $\Psi(X, t)$. La función de conjunto de niveles entonces evoluciona bajo el control de una ecuación diferencial. En cualquier momento como se muestra en la Figura 4.1, el contorno en evolución puede ser obtenido extrayendo el conjunto de nivel cero $\Gamma(p, t) = \{X \in R^2 \mid \Psi(X, t) = 0\}$ de la salida. La ventaja de usar los conjuntos de niveles es su utilidad al realizar la segmentación en contornos complejos y cambios topológicos como convergencia o división de los contornos ya que éstos son manejados implícitamente.

Puede ser usado para la segmentación de imágenes usando características de la imagen como el promedio de intensidad, gradiente y bordes dentro de la ecuación diferencial aplicada. En una típica aproximación, un contorno es inicializado por el usuario y este entonces evoluciona hasta que encaja en la forma de la estructura anatómica de la imagen[9, 36].

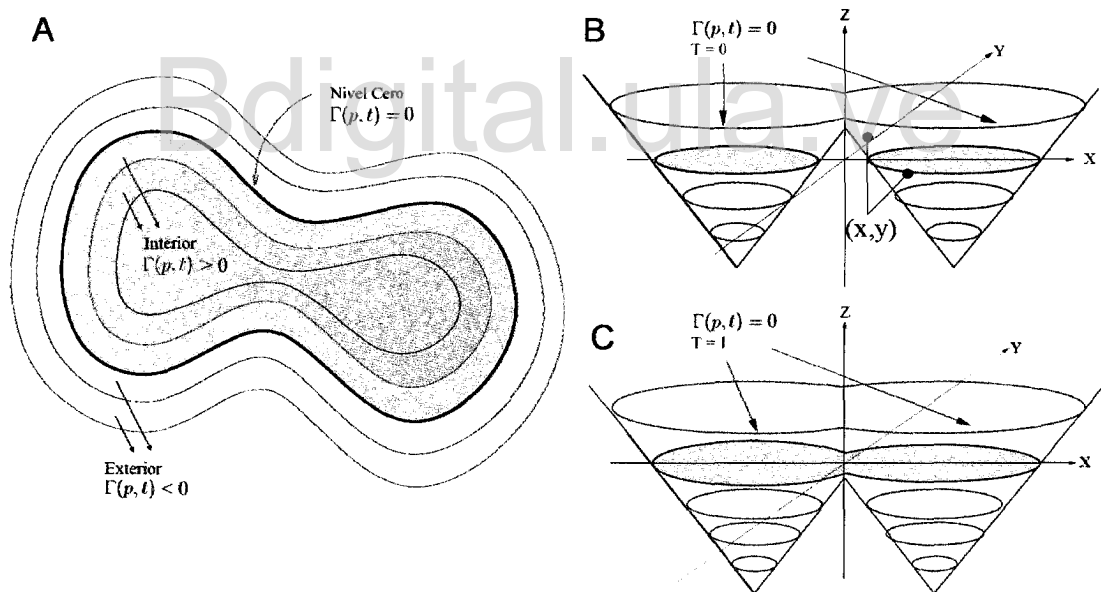


Figura 4.1: A, Evolución del conjunto de niveles hacia el nivel cero (*Zero Set*). B, se aprecia la hipersuperficie cortada en el nivel cero. C, En una evolución sucesiva se aprecian cambios topológicos de convergencia de dos superficies[9].

La idea detrás este método es representar la curva en evolución más cerrada de Γ con una función implícita Ψ que es desarrollada de la siguiente manera:

$$\Psi(X, t) = \begin{cases} 0, & X \in \Gamma \\ -c, & X \in \Gamma_{in} \\ +c, & X \in \Gamma_{out} \end{cases} \quad (4.3)$$

Donde c es una constante positiva, Γ_{in} el área dentro de la curva, Γ_{out} el área fuera de la curva como se muestra en la Figura 4.1. Dada la ecuación diferencial parcial que rige la deformación de Γ , se puede derivar una ecuación para $\Psi(X, t)$ usando las condiciones y generando la siguiente ecuación[36]:

$$\frac{\partial \Psi}{\partial t} + F|\nabla \Psi| = 0 \quad (4.4)$$

Donde F es un término de peso que incluye las fuerzas en la ecuación 4.4. La superficie Ψ es deformada iterativamente de acuerdo a F y la posición del contorno $\Gamma(p, t)$ es obtenida desde Ψ como el conjunto de nivel cero (zero level set). En la práctica esto conlleva a la siguiente relación de iteración:

$$\Psi(X, t_{n+1}) = \Psi(X, t_n) - \Delta t F |\nabla \Psi(X, t_n)|, \quad \forall X \in R^2 \quad (4.5)$$

El componente de fuerza puede ser desarrollado como se recomienda en[38] de acuerdo a la ecuación 4.2, y los pasos de iteración Δt pueden ser configurados manualmente.

Las propiedades geométricas de la curva como su normal y curvatura pueden también ser determinadas desde la función de conjuntos de niveles[39]. En la práctica, dado un flujo y una curva inicial, la función de conjuntos de niveles es construida y actualizada de acuerdo a la ecuación correspondiente de movimiento en todos los píxeles del dominio de la imagen. De manera de recuperar la posición actual de la curva, el algoritmo de fast marching puede ser usado buscando los valores de cruce cero (*zero-crossings*). Se puede poner atención a las implementaciones numéricas de tal método, en particular en la estimación de las derivadas de primer y segundo orden de Ψ [36, 37].

El algoritmo de Fast Marching

El algoritmo de fast marching disminuye la complejidad computacional requerida para el cálculo de la función de deformación de la técnica de conjuntos de niveles en el dominio

de la imagen.

La idea central es actualizar la función de conjunto de niveles, solo dentro de la vecindad donde la posición de la curva evoluciona. El algoritmo de fast marching[8, 40] es una alternativa que puede ser usada para evolucionar la curva en una dirección con una función de velocidad conocida[37].

Usando este algoritmo, se determinan los valores de un nuevo contorno, a partir de la evaluación de la función de velocidad, para cada punto del contorno original. Esta evaluación se hace en la vecindad de los vóxeles etiquetados como correspondientes al borde de la superficie 3D, con la condición de que estos vóxeles a evaluar, no correspondan a las áreas internas del contorno 3D. De esta manera, la evaluación se hace solo en los vóxeles vecinos, y que no son correspondientes al área segmentada, asumiendo una sola dirección de crecimiento para toda la superficie 3D. Los resultados obtenidos para cada vóxel etiquetado, generan un nuevo cruce cero, correspondiente a un nuevo contorno evolucionado. Las iteraciones del algoritmo de fast marching, se desarrollan hasta que se obtienen cruces cero correspondientes con los valores requeridos de la función de tiempo Δt [37].

De esta manera, se limita la evaluación de los vóxeles, para cada iteración de la técnica de conjunto de niveles, obteniendo resultados rápidos, correspondientes a la evolución de la superficie 3D, como se muestra en la Figura 6.8.

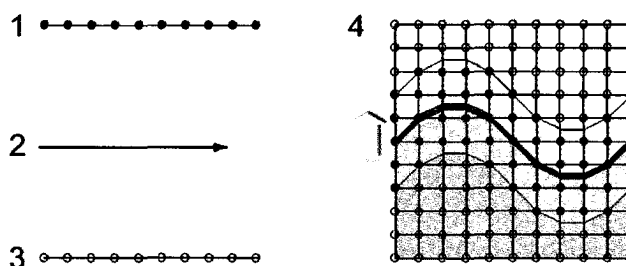


Figura 4.2: Evaluación del algoritmo fast marching. 1, puntos considerados para la evaluación; 2, zona de banda estrecha (amarillo y verde) donde se evalúan los puntos; 3, puntos considerados como lejanos. 4, área interna del contorno segmentado, cuyos puntos no son evaluados correspondientes a las zonas azul y verde (zona de banda estrecha). El algoritmo de fast marching considera una sola dirección de crecimiento (zona amarilla). Modificado de[37].

También han sido propuestas formulaciones semi implícitas de flujo llamada operador aditivo de separación[37, 41]. Tal aproximación se refiere a una evolución rápida y estable que es un paso adelante bajo condiciones conocidas[36].

Se ha usado el conocimiento previo dentro de la estructura de trabajo de los conjuntos de niveles para optimizar los resultados de la segmentación, obteniéndose una extracción eficiente de objetos y métodos de rastreo. La propagación de la curva es una técnica establecida para realizar extracción de objetos en la segmentación de imágenes.

4.5 Conclusiones

La visualización es una herramienta esencial para la segmentación por conjunto de niveles, que ha demostrado ser una técnica efectiva para aislar contornos biológicos de diferente tipo, adaptándose a las irregularidades anatómicas de manera aceptable. A pesar del gran trabajo realizado en la búsqueda de una técnica de segmentación ideal, esta aún no existe. La técnica de conjunto de niveles requiere[9, 36] de una serie de procesos previos que permiten atenuar el ruido y aumentar los contrastes de los datos a ser procesados.

La técnica de conjunto de niveles se implementa con el algoritmo el algoritmo de fast marching que simplifica su cálculo. Aunque existen dos posibles direcciones de crecimiento, una que contrae el contorno segmentado y la otra que lo expande, el algoritmo de fast marching debe asumir una sola dirección de crecimiento, generalmente la de expansión, limitando un poco el poder de segmentación de la técnica de conjunto de niveles.

Capítulo 5

Propuesta de Arquitectura de Programación

Usando la técnica de segmentación por conjunto de niveles o *Level Sets* descrita en el Capítulo 4, se programará una solución de RV que realizará la segmentación semiatomizada de la cavidad ventricular. Implementando una estructura de programación de tres capas, se propone el desarrollo de una solución de software que permita el trabajo de segmentación usando bases de datos extensas de TCEM.

Consideraciones de Procesamiento de Bases de Datos Extensas de TCEM

Los datos obtenidos a partir del equipo TCEM 4D cardíaca, consisten en una serie de escaneos correspondientes a cada instante del ciclo cardíaco, cada uno de los cuales es una base de datos tridimensional que posee una cantidad de cortes correspondientes a la zona torácica; cada corte posee información específica de un vóxel almacenado en una variable que representa el rango de atenuación del Rayo-X en ese nivel.

El procesamiento de estructuras de bases de datos extensas como las obtenidas a partir de TCEM, requieren características especiales de programación, establecidas debido a las limitaciones inherentes al hardware de estaciones de trabajo x86 o x64; con niveles de memoria RAM de al menos 1024 Mebibytes (mega binario byte).

Los sistemas operativos de 32 bits permiten paginar hasta 4 GiB (giga binario byte) de memoria RAM, ya que están diseñadas para que los contenidos de un único registro

puedan almacenar la dirección de memoria de cualquier dato en la memoria virtual. Con un registro de 32 bits, el sistema está limitado a un tamaño de 4 GiB de RAM.

Existen además limitaciones en el uso de la paginación de memoria a menos de 2 Gib de RAM en 32 bits, debidas a que el sistema operativo reserva hasta 2 GiB teóricos para procesos internos, permitiendo el uso de 2 GiB como máximo para la reserva de memoria de una aplicación (Windows 32 bits). Si la aplicación requiere sobrepasar este límite, se generan errores debido a que el sistema operativo no permite reservar memoria más allá de 2 GiB para un programa.

La limitante de paginación de RAM en sistemas operativos de 64 bits es superior, y aunque no esta establecida actualmente a su tamaño teórico de 16 EiB (exbibyte), en Linux (kernel 2.6.16) es de **64 Gib** y para Windows x64 es de **128 GiB**[42].

La cantidad de memoria RAM existente también es un parámetro a considerar, ya que los sistemas operativos usan memoria virtual extra reservada en el disco duro. Debido a que el uso por parte de un proceso, de la memoria virtual retarda la ejecución significativamente, es recomendable mantenerse dentro de los límites físicos de la RAM principal. Este objetivo se logró al usar **procesamientos parciales**. De esta manera se logró liberar un amplio porcentaje de la memoria RAM.

5.1 Arquitectura de la Aplicación

La arquitectura de la aplicación estará basada en la programación orientada a objetos, que permite la abstracción y reusabilidad de funciones. La estructura de la aplicación estará subdividida en tres capas[43]:

1. Capa de servicios del usuario. Donde se realizaran todos los procesos de comunicación bidireccional entre el usuario y la solución a desarrollar.
2. Capa de procesos. En este nivel se implementaran todas las funciones algorítmicas del sistema: procesamientos, cálculos, filtrajes y validaciones.
3. Capa de acceso a datos. En este nivel se programaran todas las funciones relacionadas con el acceso a los datos de TCEM.

La solución será implementada en el lenguaje de programación C++ (ISO Standard)[42]-[44]-[46]. Se usaran librerías multiplataforma de C++ que implementan una serie de clases, que contienen funciones, métodos y eventos útiles para la programación de las funcionalidades del sistema a desarrollar. Estas librerías, que se describen en el Apéndice A son las siguientes:

1. Librería Qt 4.01[24].
2. *Toolkit* de Visualización 5.0.2 (VTK)[25].
3. *Toolkit Insight* 2.8 (ITK)[26].
4. Librería GDCM[47].

Usando las herramientas y librerías previamente descritas, como se representa en la Figura 5.1, se desarrollará la solución de software de segmentación semiautomatizada y representación volumétrica, basada en los modelos matemáticos descritos anteriormente y subdividida en cinco (5) módulos de trabajo, estos son:

1. Módulo de servicios del usuario¹.
2. Módulo de trabajo DICOM multiserie².
3. Módulo de segmentación manual³.
4. Módulo de preprocesamiento³.
5. Módulo de segmentación automatizada³.

5.1.1 Módulo de Servicios del Usuario

Usando principalmente clases desarrolladas en la librería QT y VTK, se programará una interfaz gráfica que realizará la comunicación bidireccional con el usuario. De esta

¹Capa de servicios del usuario

²Capa de acceso a datos

³Capa de procesos

manera, el usuario podrá configurar y adaptar los valores de procesamiento, en toda la estructura de trabajo del sistema, así como obtener información acerca de los procesos de la implementación a desarrollar, de manera intuitiva y eficiente. El sistema presentará, tanto para la visualización como para la edición, los datos de TCEM en las tres vistas ortogonales y una cuarta vista en perspectiva, donde se usará RS y RV.

5.1.2 Módulo de Acceso a los Datos

Usando principalmente clases desarrolladas en la librería GDCM y VTK, se realizarán las funciones de lectura, ordenamiento y selección de cada una de las series de TCEM. Cada una de estas series consta de un conjunto de archivos de imágenes en formato DICOM. Este módulo también tendrá la función de procesar otros formatos de archivo, necesarios para procesos intermedios de filtraje, así como para el almacenamiento de los resultados, estos son:

1. Archivo de trabajo de segmentación manual.
2. Archivo de interpolación de la segmentación manual.
3. Archivo de resultados en modo de malla poligonal.
4. Archivo de resultados en modo volumétrico.

5.1.3 Módulo de Segmentación Manual

Usando principalmente clases desarrolladas en la librería VTK, en este módulo se crearán funciones que permitan la segmentación manual y se implementarán funciones de edición, interpolación y transformación de contornos.

La segmentación manual se puede realizar bajo dos criterios:

- **Segmentación estricta:** determina una segmentación precisa de la cavidad ventricular izquierda, donde se toman en cuenta las irregularidades de la cavidad, así como las zonas trabeculares. Este criterio de segmentación manual es lento, ya que requiere exactitud en el trazado de la segmentación.

- **Segmentación aproximada:** establece una segmentación que aunque mantiene el área de selección dentro de la cavidad ventricular, mantiene un rango de distancia entre el borde de la segmentación realizada y el borde de la cavidad ventricular. El objetivo de este criterio de segmentación rápida, es permitir el crecimiento y la adaptación de la segmentación manual, a las irregularidades y contornos de la cavidad ventricular, mediante procesos que se describen más adelante.

Estos criterios de segmentación pueden desarrollarse bajo dos modalidades:

- **Segmentación completa o total:** para cada corte donde se visualiza la cavidad ventricular izquierda, se realiza una segmentación manual. Esta modalidad es lenta, ya que requiere la segmentación de numerosos cortes.
- **Segmentación parcial:** en este caso se realiza la segmentación manual solo para aquellos cortes que presentan cambios anatómicos significativos respecto a los vecinos.

Mediante una serie de procesos, este módulo convertirá la segmentación realizada por el usuario, bajo un criterio aproximado y de modalidad parcial, en una segmentación aproximada total de la cavidad ventricular, que será usada posteriormente como parte de la inicialización del módulo de segmentación automatizada.

5.1.4 Módulo de Preprocesamiento

Usando principalmente clases desarrolladas en la librería ITK, este módulo implementará una serie de filtrajes sucesivos de los datos originales, con el objetivo de mejorar el contraste y atenuar los errores. Se aplicaran tres filtros tridimensionales sucesivos a los datos, estos son:

1. El filtro de **suavizamiento gaussiano**.
2. El filtro de **magnitud de gradiente gaussiano**.
3. El filtro **sigmoideo**.

Filtro de Suavizamiento Gaussiano Recursivo

Este filtro permitirá atenuar el ruido presente en las imágenes. El método clásico de suavizamiento de una imagen usando la convolución con un kernel gaussiano tiene el inconveniente de ser lento cuando la desviación estándar sigma del gaussiano es grande. En este caso el kernel resultante tiene mayor tamaño, lo que se traduce en gran cantidad de cálculos por píxel. El filtro *RecursiveGaussian* del ITK implementa una aproximación de la convolución con el gaussiano y sus derivaciones usando un filtro de respuesta impulsiva infinita (IIR).

Filtro de Magnitud de Gradiente Gaussiano Recursivo

La magnitud del gradiente se usará para mejorar la determinación de contornos y la separación de regiones homogéneas. El proceso equivale a suavizar la imagen, convolucionandola con la derivada de un operador gaussiano. La implementación utilizando esta técnica, resulta más rápida, sin embargo produce resultados menos precisos que la convolución con un filtro FIR[9, 10].

Filtro Sigmoideo

Es comúnmente usado para transformaciones de intensidad. Mapea un rango específico de valores de intensidades en un nuevo rango generando transiciones continuas y suavizadas en los bordes del rango. Es ampliamente usado como un mecanismo para focalizar la atención de un conjunto particular de valores y progresivamente atenuar los valores fuera del rango deseado[9, 10].

5.1.5 Módulo de Segmentación Automatizada

Usando principalmente clases desarrolladas en la librería ITK y VTK, se programará el sistema de segmentación automatizada, a partir de la función de segmentación por conjunto de niveles laplacianos. Los resultados se obtendrán mediante iteraciones sucesivas que reintroducirán los resultados preliminares al *pipeline* de procesamiento de este módulo hasta obtener el resultado final. Esta técnica de segmentación requiere dos tipos de datos

de entrada:

1. Los datos volumétricos provenientes del equipo de TCEM 4D
2. Una superficie 3D, denominada máscara o semilla.

Datos volumétricos provenientes del equipo de TCEM 4D

Estos datos requieren una serie de procesamientos previos a su introducción al algoritmo de conjunto de niveles. Estos procesamientos se desarrollan con el objetivo de mejorar los contrastes de los tejidos y atenuar los posibles errores de la imagen. Estos procesos son generados por el módulo de preprocesamiento.

Superficie 3D Semilla

El algoritmo de conjunto de niveles requiere una superficie 3D de inicialización, a partir de la cual se desarrolla un crecimiento, que variando su tamaño y forma, tiene como objetivo ajustarse a los contornos correspondientes a la cavidad ventricular. A partir de sucesivas iteraciones de comparación con los datos volumétricos previamente procesados, esta superficie 3D o máscara, generará un contorno 3D correspondiente a la cavidad ventricular segmentada. Esta máscara de inicialización es generada por el módulo de segmentación manual.

Este módulo además incluirá una serie de procesos orientados a implementar un sistema de validación de los datos resultantes de la segmentación.

5.2 Etapas de Desarrollo del Sistema

Cada módulo del sistema será desarrollado independientemente y se someterá a cinco etapas de diseño y optimización:

- **Etapas de desarrollo de funcionalidad.** Se desarrollará el trabajo de procesamiento para obtener módulos con resultados funcionales.
- **Optimización del uso de recursos de memoria.** Mediante depuración y co-

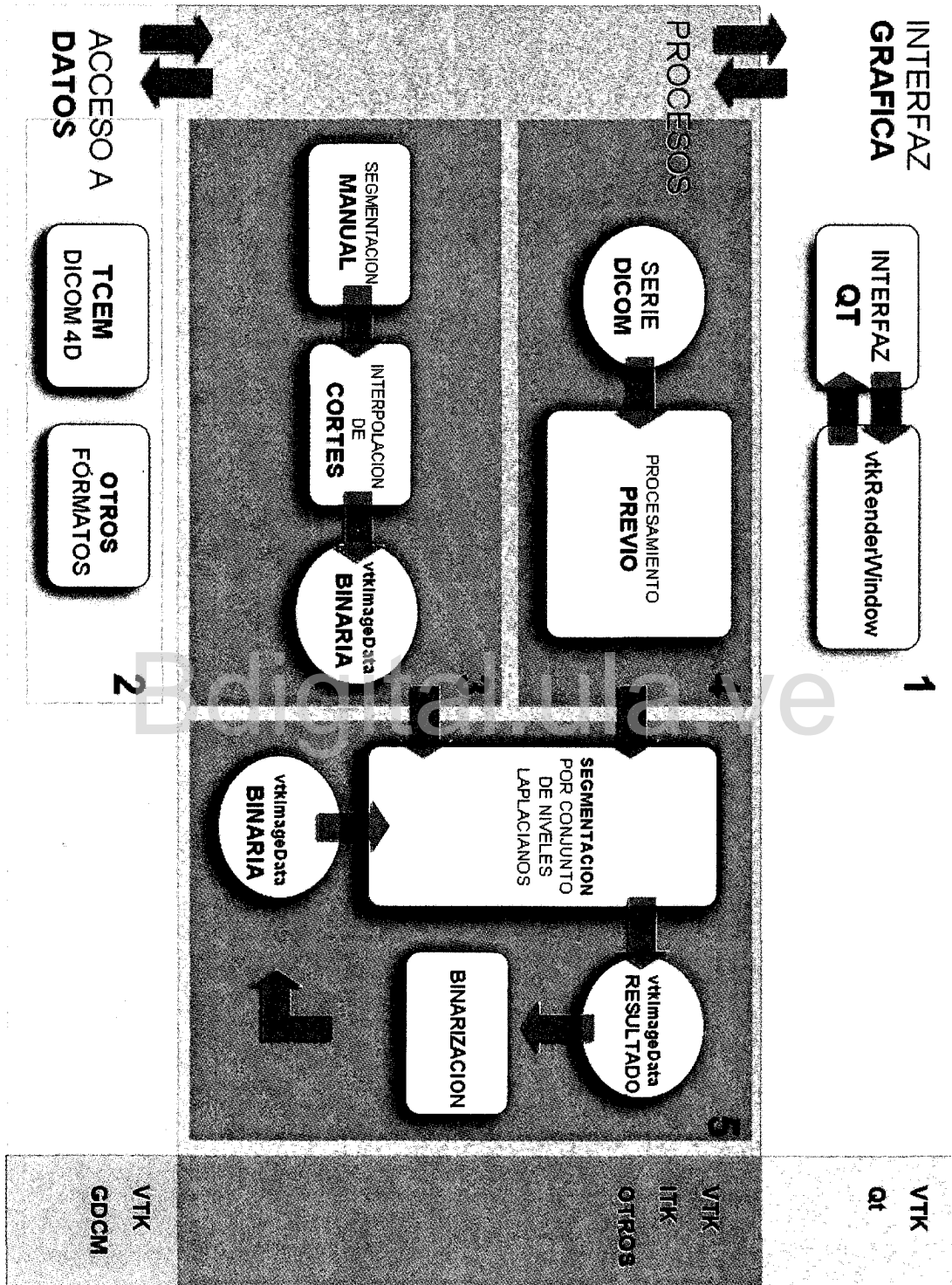


Figura 5.1: Arquitectura de la aplicación. Módulos del sistema: 1, servicios del usuario; 2, acceso a datos; 3, segmentación manual; 4, preprocesamiento; 5, segmentación automatizada. Capas del sistema: amarillo, servicios del usuario; azul, procesos; rojo, acceso a datos.

rección de los algoritmos y código en general, se robustecerá la aplicación, eliminando los problemas de memoria que consumen recursos innecesarios del sistema.

- **Optimizaciones de velocidad de proceso.** Se realizarán modificaciones del código que permitirán mejorar los tiempos de procesamiento de los diferentes módulos.
- **Optimización de código para multiplataforma GNU/Linux y Windows.** Se realizarán modificaciones al sistema para lograr la compilación, así como la correcta ejecución en sistemas operativos de 32 bits GNU/Linux y Windows.
- **Optimización de código para 64 bits.** Se realizarán modificaciones al sistema para lograr la compilación, así como la correcta ejecución bajo sistemas operativos compilados en 32 y 64 bits.

5.3 Conclusiones

Se propone una solución de segmentación de base de datos extensas usando una estructura de programación de tres capas, distribuidas en cinco módulos, interrelacionados de manera que permitan procesar la base de datos proveniente de la TCEM. Esta arquitectura de programación permitirá la abstracción de funciones para lograr un sistema de segmentación semiautomatizada intuitivo, eficiente y multiplataforma.

Capítulo 6

Implementación del Sistema: VtkQtMedical

Aplicando la arquitectura de programación propuesta en el Capítulo 5, se desarrolló el sistema denominado **VtkQtMedical**, el cual fue compilado a partir de proyectos generados en CMake (Apéndice A.2) para diferentes sistemas operativos: Windows XP x32[42], Red Hat Linux Enterprise 4 WS, Ubuntu 7.04 (i386 y Amd64). A continuación, se describen los detalles de la implementación de cada uno de los 5 módulos resultantes.

6.1 Módulo de Servicios del Usuario

Usando la librería Qt y las clases de visualización de la librería VTK, se implementó una interfaz gráfica, mostrada en la Figura 6.1, que permite interactuar con los diferentes módulos del *pipeline* desarrollado, logrando:

- Procesar los datos provenientes de la TCEM 4D Cardíaca.
- Configurar cada uno de los parámetros de procesamiento y filtraje que requiere el *pipeline* del sistema.
- Informar acerca del desarrollo de los procesos en ejecución.
- Visualizar los resultados de los diferentes módulos del sistema.

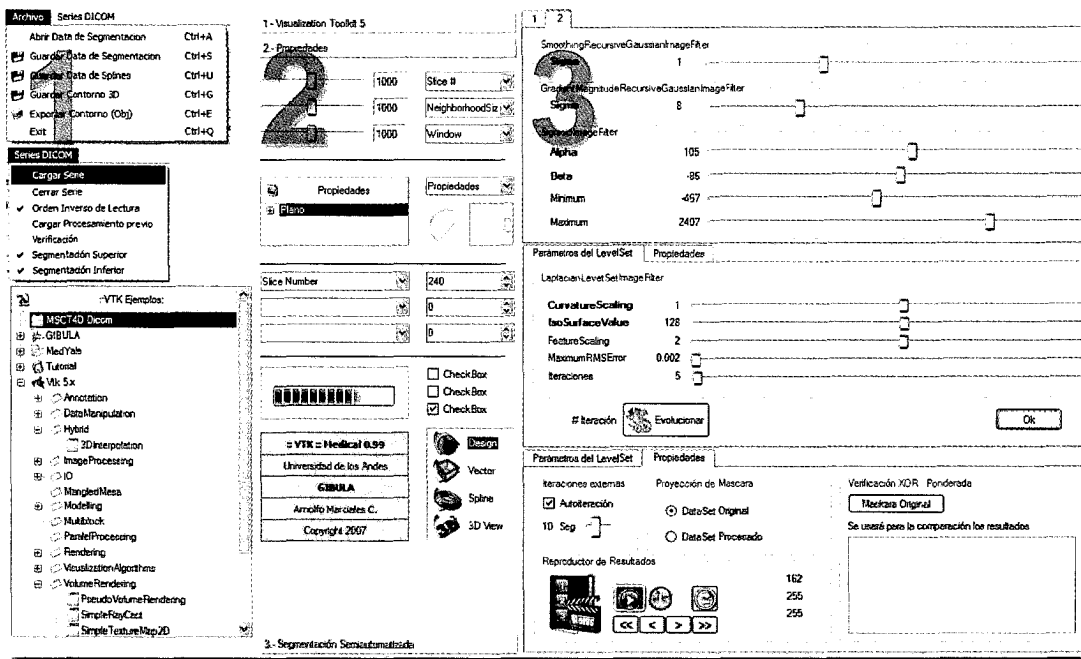


Figura 6.1: Interfaz Gráfica Implementada. 1, Sistema de menús que permiten el manejo de datos DICOM y cargar el sistema de segmentación. 2, Esquemas de botones que permiten configurar la visualización volumétrica. 3, Ventanas emergentes que configuran diferentes filtros del *pipeline* del sistema.

6.1.1 Visualización de los Cortes Tomográficos

Usando la librería VTK, se realiza la visualización de los Cortes tomográficos, implementando una *subpipeline* que toma en cuenta optimizaciones de ahorro de memoria RAM, ya que realizar todo este *subpipeline* de visualización con los datos volumétricos completos de la serie, consumiría mucha memoria, y es innecesario. De esta manera, se inicia este *subpipeline* usando la clase *vtkExtractVOI*, que permite extraer un solo corte de los datos volumétricos; luego se aplican una serie transformaciones que incluyen:

- Representación de los datos con una profundidad de píxel de 8 bits, proceso necesario para la asignación de tablas de color. Este cambio en la profundidad del píxel no afecta los datos originales de 16 bits, ya que toma una **copia** de un corte y la remuestrea a 8 Bits.
- Asignación de tablas de colores de tonos de gris.
- Visualización de los cortes en pantalla.

Dicho corte puede ser desplazado en profundidad por el usuario, y en este caso el sistema vuelve a extraer de los datos el corte solicitado y aplica de nuevo este *subpipeline* de visualización como se muestra en la Figura 6.2.

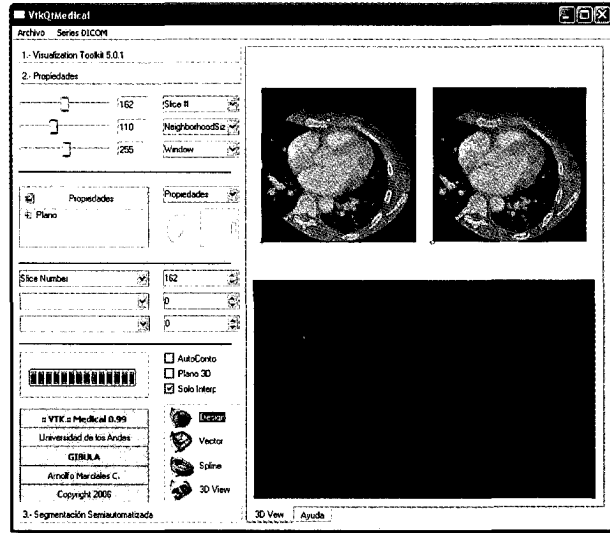


Figura 6.2: Visualización de Serie DICOM.

6.2 Módulo de Acceso a los Datos

Usando la librería GDCM y VTK se implemento este módulo, permitiendo el trabajo de lectura y escritura de las series DICOM, así como de diferentes formatos de archivo que permiten el trabajo del sistema.

6.2.1 Data DICOM Multiserie

Usando las funciones de la librería GDCM, se realiza la búsqueda de las diferentes series de estudios DICOM del paciente. Cada serie está compuesta por numerosos archivos DICOM, y está determinada por un número de identificación que es igual en cada archivo de la serie. Este número de identificación se encuentra almacenado dentro de cada archivo de serie DICOM, dentro del campo (*TagKey*) etiquetado con el número 69-4147. Realizando una búsqueda restrictiva dentro de este campo se obtiene una serie específica de

estudio de TCEM del paciente como se muestra en la Figura 6.3.

Una vez realizada la búsqueda recursiva en diferentes subdirectorios, se selecciona una serie como se muestra en la Figura 6.4. Esta serie es entonces transferida como los datos de entrada al VTK, abriendo el estudio DICOM en memoria como un objeto dentro de la clase denominada *VtkImageData*[47].

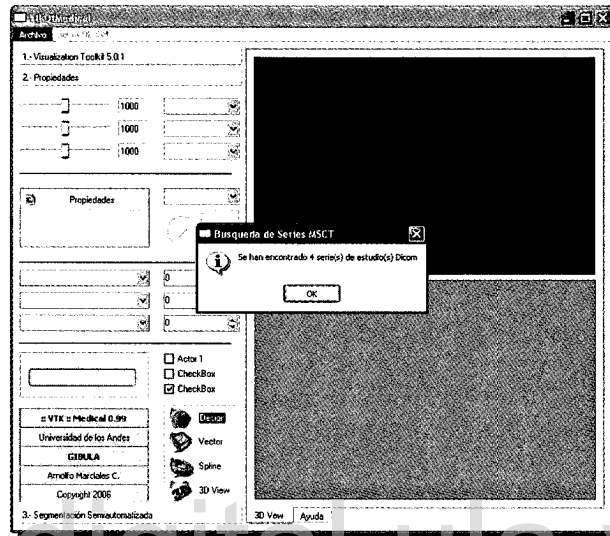


Figura 6.3: Detección de Data DICOM Multiserie (GDCM).

6.2.2 Otros Formatos de Archivo Usados

Además del formato original DICOM de las series de TCEM, fue necesario usar y crear otros formatos de archivo, para realizar los trabajos de lectura y escritura de procesos intermedios y resultados, estos son:

Archivo de Trabajo de Segmentación Manual

Formato de archivo creado con el objetivo de almacenar las segmentaciones manuales en modo B-Spline. Se definió la extensión *vtmed* para este tipo de archivo.

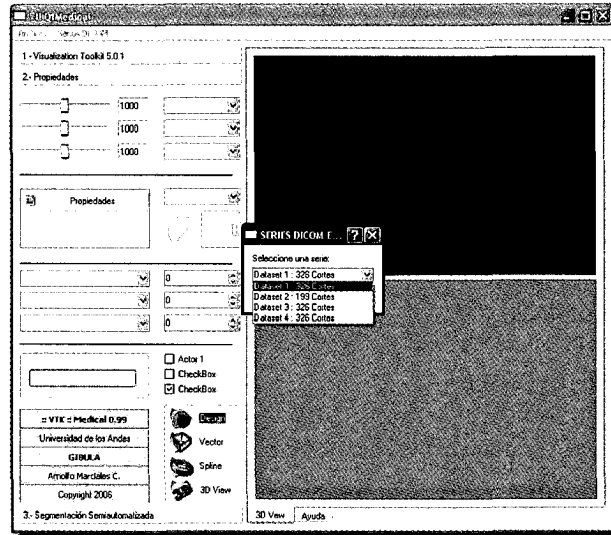


Figura 6.4: Selección de Serie DICOM del paciente(GDCM).

Archivo de Interpolación de la Segmentación Manual

Formato de archivo creado con el objetivo de almacenar los puntos provenientes de las interpolaciones de las segmentaciones. Se definió la extensión *vtsp* para este tipo de archivo.

Archivo de Resultados en modo de Malla Poligonal

Formato de archivo usado con el objetivo de almacenar, en modo de malla de superficie, los resultados de la segmentación por conjunto de niveles para su posterior visualización 4D. Se usó la extensión *vtk* para este tipo de archivo. También para la opción de exportación de los resultados, se usó el formato de archivo *obj* (*Wavefront Object*) que permite la lectura de los resultados en programas de CAD.

Archivo de Resultados en Modo Volumétrico

Formato de archivo usado con el objetivo de almacenar, en modo volumétrico, los preprocesamientos, procesamientos parciales, máscaras binarias y resultados de la evolución por conjunto de niveles. Se usó la extensión *vti* para este tipo de archivo que permite el almacenamiento en modo xml binario, así como la compresión de los datos dentro del

archivo.

6.3 Módulo de Segmentación Manual

Este módulo permite al usuario crear una serie de puntos que determinarán un trazado poligonal cerrado, que corresponderá a la segmentación de un corte de la cavidad del ventrículo izquierdo como se muestra en la Figura 6.5.

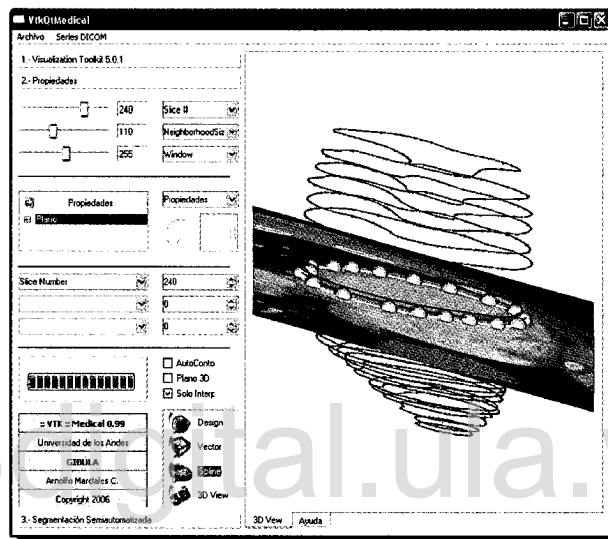


Figura 6.5: Segmentación manual.

El *pipeline* de segmentación requiere de segmentaciones aproximadas, tanto parciales como totales. La segmentación estricta total, no requiere procesos posteriores y se usa para realizar validaciones del *pipeline* de segmentación. Para el trazado de los contornos de segmentación se debe tener en cuenta:

- La direccionalidad de los puntos del dibujo manual, que **debe corresponder al sentido de las agujas del reloj**.
- Como se muestra en la Figura 6.6, se deben **evitar las autointersecciones** y en caso que ocurran se deben corregir. El proceso de corrección se detalla en la sección 6.3.1.



Figura 6.6: Segmentación manual donde se aprecia una autointersección (flecha).

6.3.1 Edición de la Segmentación Manual

Las funciones de creación y edición son desarrolladas a partir de los siguientes eventos:

1. **Trazado de segmentación.** Se inicia presionando el botón central del ratón, en la ventana de visualización izquierda (VI), continuando con el mismo evento para agregar más puntos al objeto y configurar un trazado poligonal. El último punto del trazado, así como el cierre del contorno, se indica presionando la tecla **Ctrl** simultáneamente con el **botón central del ratón**.
2. **Desplazamiento de los segmentos trazados.** Sobre un punto del trazado en VI, se inicia la acción de **mantener presionado el botón derecho de ratón**, movilizándolo dicho punto. Al liberar el botón derecho del ratón se actualiza tanto el trazado poligonal en VI, como el trazado spline en la ventana derecha (VD).
3. **Eliminación de un punto en el trazado.** Presionando simultáneamente la tecla **Ctrl** y el **botón derecho del ratón** sobre el punto que se desea eliminar en VD, se ejecuta la acción que elimina el punto del trazado.
4. **Insertar un punto en el trazado.** Presionando simultáneamente la tecla **Shift** y el **botón derecho del ratón** sobre zona del trazado donde se desea agregar un

punto, se ejecuta esta acción.

Es posible guardar el trabajo parcial de la segmentación, y proseguir posteriormente el trabajo de segmentación, bajo cualquier criterio y modalidad.

También se pueden realizar ediciones de cualquier corte ya segmentado, ya sea modificando, agregando o eliminando puntos al contorno; usando funciones que permiten la visualización parcial de los datos segmentados, que toman como criterio el corte que se visualiza, se facilitan las funciones de edición antes mencionadas como se muestra en la Figura 6.7.



Figura 6.7: Visualización parcial de la segmentación previa.

Una vez finalizada la segmentación manual parcial del usuario, el presente módulo realiza una serie de procesos que tienen como objetivo transformar esta segmentación manual en una total. Se describe la implementación de este proceso a continuación.

6.3.2 Sistema de Construcción de Segmentación Completa

El *pipeline* de segmentación requiere una segmentación de criterio aproximado y modalidad completa, de la estructura anatómica de interés, para desarrollar una evolución de este contorno (usando el Algoritmo de Conjunto de Niveles) que se adapte a la cavidad del ventrículo izquierdo.

De esta manera, se **creó** una clase que contiene una serie de funciones, algoritmos, métodos y eventos, que no se encuentran presentes en la librerías del VTK e ITK. Usando algunas clases que procesan datos bidimensionales B-Spline del VTK, así como clases externas a la misma, se programó esta clase que procesa y genera datos tridimensionales.

La finalidad principal de esta clase es generar segmentaciones a nivel de todos los cortes

de la base de datos, para convertir una segmentación parcial en una segmentación completa. Una vez finalizado el proceso de segmentación manual parcial, se procede a realizar la interpolación de los cortes no segmentados. A partir de los contornos correspondientes a la segmentación manual parcial, se procede a interpolar los contornos restantes (en las capas donde el contorno no fue trazado). Para generar esta clase que construye una segmentación completa, se crearón las siguientes funciones:

1. Función de **Reorganización de Curvas B-Spline**.
2. Función de **Interpolación de puntos desde curvas B-Spline**.
3. Función de **Reorganización Espacial de Puntos**.
4. Función de **Interpolación Espacial de Cortes**.

6.3.3 Función de Reorganización de Curvas B-Spline

La segmentación parcial pueda mejorarse agregando algunos cortes extras representativos de cambios anatómicos. Esta edición posterior crea un desorganización en el almacenamiento de los cortes segmentados. VtkQtMedical requiere para algunas funciones de visualización, así como para optimizaciones de velocidad de procesos, un orden de cortes estricto. Esta función reorganiza la clase del VTK que almacena la información de los puntos correspondientes a cada curva B-Spline segmentada, logrando un orden secuencial de los cortes segmentados.

6.3.4 Función de Interpolación de puntos desde curvas B-Spline

Evaluando la curva B-Spline a intervalos de distancia regulares, se realiza la discretización de cada contorno. El número de intervalos determina la distancia entre dos puntos consecutivos de la línea B-Spline. Este parámetro puede ser configurado para un rango de valores que varía entre 10 y 1000 subdivisiones.

El conjunto de puntos interpolados resultantes, para cada corte segmentado, es usado en el algoritmo que se describe a continuación.

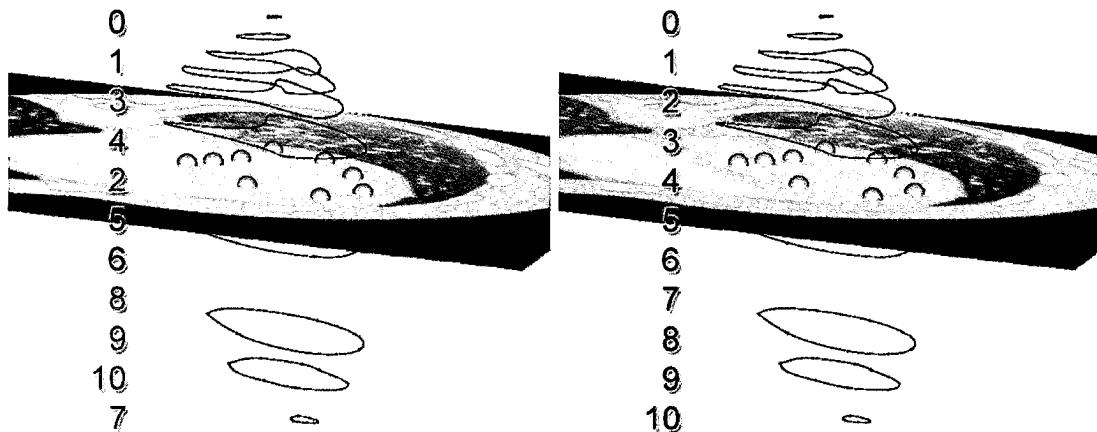


Figura 6.8: Función de reorganización de curvas B-Spline. Derecha, cortes segmentados de manera desorganizada. Izquierda, cortes reorganizados secuencialmente.

6.3.5 Función de Reorganización Espacial de Puntos

Este algoritmo reorganiza cada uno de los contornos segmentados manualmente en un nuevo arreglo de puntos, con el objetivo de crear una relación espacial de correspondencia para cada uno de ellos. Como se aprecia en la Figura 6.9, una vez aplicado este algoritmo, el punto $(x_1y_1z_1)$ del primer contorno, tendrá una relación espacial con el punto $(x_1y_1z_2)$ del siguiente contorno trazado manualmente, y así sucesivamente.

Criterios de Implementación del Algoritmo

- Para cada corte segmentado, crea un sistema independiente de coordenadas cartesianas, determinado por el centroide de la línea B-Spline correspondiente a dicho corte.
- A continuación, se realiza una búsqueda, a través de todos los puntos provenientes de la interpolación mediante curvas B-Spline de los contornos previamente segmentados, donde el objetivo es conseguir el punto ubicado en el primer cuadrante, que posea la menor distancia con respecto al eje de las abscisas.
- Usando este valor para cada corte interpolado, se procede a ordenar el conjunto

de puntos interpolados. El primer valor del nuevo conjunto corresponderá al punto resultante de la búsqueda previa, hasta llegar al final de los puntos interpolados originales.

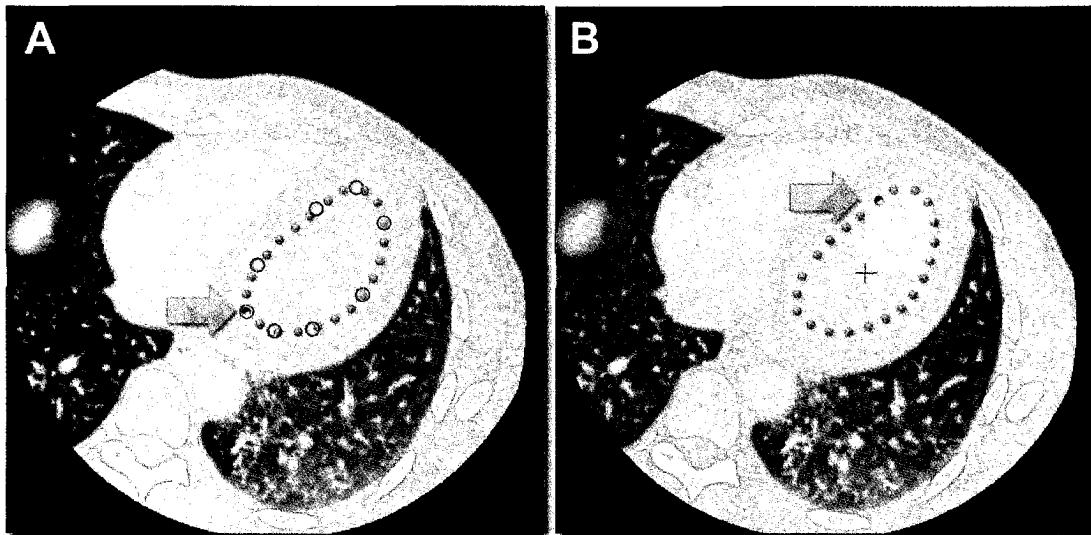


Figura 6.9: Algoritmo de reorganización espacial de puntos. En A, el inicio de los puntos que interpolan la línea B-Spline está desorganizado (flecha). En B, resultado del Algoritmo: el punto de inicio se reorganiza en cada segmento, creando una relación espacial entre cortes.

6.3.6 Función de Interpolación Espacial de Cortes

La finalidad del módulo de segmentación manual, es generar un contorno tridimensional que servirá como inicialización del módulo de segmentación automatizada. Este contorno tridimensional de inicialización, será evolucionado y adaptado a la zona luminal del ventrículo izquierdo en procesos desarrollados en el módulo de segmentación automatizada. De esta manera, solo se requiere un contorno tridimensional que se aproxime a dicha zona luminal de manera general. Tomando en cuenta estos requerimientos, para generar este contorno tridimensional, se escogió un algoritmo de interpolación de tipo lineal entre cortes no segmentados.

Para cada corte de la base de datos que no posee segmentación manual, el algoritmo de interpolación espacial de puntos, genera una segmentación interpolada a partir de dos contornos provenientes de la segmentación manual parcial. Este algoritmo se ejecuta de

la siguiente manera:

- Si el contorno a interpolar se encuentra a una distancia z equidistante de los dos contornos existentes, el contorno interpolado se obtendrá al promediar los valores x,y de los dos contornos existentes.
- Si el contorno a interpolar se encuentra a una distancia z dos veces más cerca del punto A que del punto B, el contorno de interpolación resultante se obtendrá a partir de una función de peso, donde el contorno A aporta un 66 % de su posición (x,y) y el contorno B aporta un 34 %.
- La posición z del corte que se desea interpolar, será el valor que se le agregará al punto interpolado para definir su ubicación tridimensional (x,y,z) .

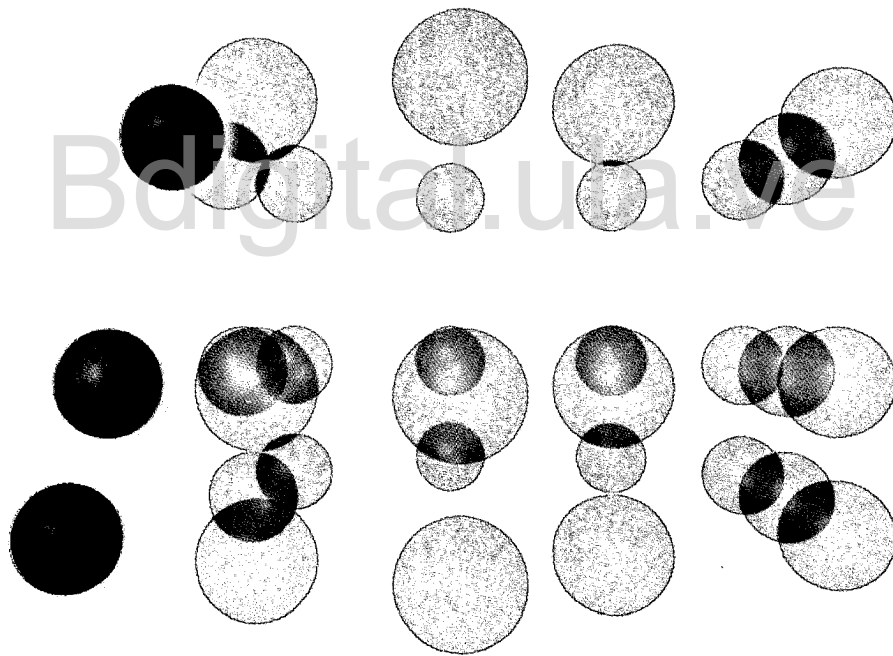


Figura 6.10: Evaluación del algoritmo de interpolación espacial de cortes. Azul, puntos correspondientes a cortes segmentados manualmente. Verde, puntos correspondientes a un corte interpolado. Se muestra la relación espacial (puntos sin transparencia) entre dos puntos segmentados y el resultado de la interpolación entre ellos; nótese que el punto verde está más cerca del punto azul inferior, de esta manera su influencia es mayor para la ubicación 3D del punto interpolado (verde).

En la Figura 6.11, se evidencia en la primera fila 1, una segmentación producto del algoritmo de interpolación espacial de puntos, que no posee su correspondiente línea B-

Spline (derecha), ya que estas solo se encuentran en segmentaciones de cortes realizados manualmente, como se muestra en la fila 2.

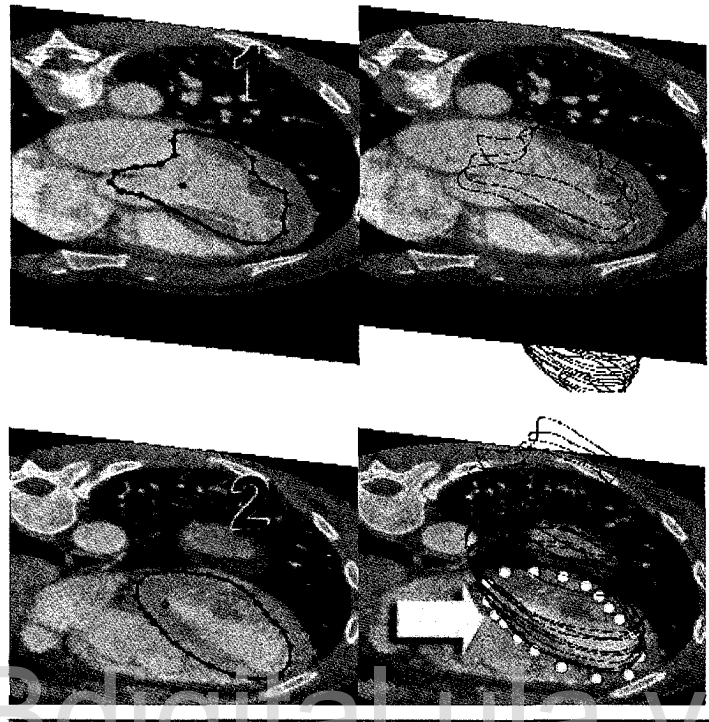


Figura 6.11: Resultado del algoritmo de interpolación espacial de cortes: 1, se aprecian los puntos interpolados de un corte que no posee contorno segmentado manualmente. 2, puntos muestreados de un corte a partir de un contorno B-Spline (flecha).

6.3.7 Representación 3D de la Segmentación Manual

Una vez obtenido un contorno correspondiente para cada plano de corte, tanto por segmentación directa por parte del usuario, así como por el uso de algoritmos de interpolación, se procede a generar una superficie tridimensional usando el algoritmo de Cubos Marchantes[3] desde VTK (*vtkMarchingCubes*), generando un resultado que corresponde a la superficie anatómica bajo estudio.

6.4 Módulo de Preprocesamiento

Los datos volumétricos originales, contienen regiones afectadas por artefactos. Tales artefactos incluyen ruido y discontinuidades de los contornos anatómicos. Previo al procesamiento de conjuntos de niveles, estas regiones que presentan artefactos deben ser filtradas apropiadamente.

Posterior al filtraje, se debe aumentar el contraste entre los tejidos, mejorando las zonas de transición entre los mismos y haciéndolas más evidentes, para facilitar la segmentación mediante el algoritmo de conjunto de niveles.

El preprocesamiento se realiza mediante la aplicación de una serie de filtros que usan la librería ITK. Estos filtros están conectados a la librería del VTK con variables de entrada y salida de 16 bits. Estos filtros se describen a continuación:

Filtro de Suavizamiento Gaussiano Recursivo

El filtro del ITK `RecursiveGaussianImageFilter` implementa una aproximación de la convolución con el gaussiano y sus derivaciones usando un filtro de respuesta impulsiva infinita (IIR). En la práctica este filtro requiere un número constante de operaciones para aproximar la convolución, independientemente del valor de σ_1 . Aunque este valor puede ser modificado por parte del usuario es predefinido por el sistema en 1 como se recomienda en la literatura[10, 9].

Filtro de Magnitud de Gradiente Gaussiano Recursivo

El filtro del ITK `GradientMagnitudeRecursiveGaussianImageFilter` recibe como datos de entrada el resultado del filtro anterior y requiere la configuración de un valor de σ_2 . Aunque este valor puede ser modificado por parte del usuario es predefinido por el sistema en 8 como se recomienda en la literatura[9].

Filtro Sigmoido

El filtro del ITK `SigmoidImageFilter` recibe como datos de entrada el resultado del filtro anterior y permite configurar cuatro parámetros, que permiten modificar los rangos

de intensidad de entrada y salida. Estos parámetros se relacionan mediante la siguiente ecuación:

$$I_b = (Max - Min) \frac{1}{1 + e^{-\left(\frac{I-a}{\alpha}\right)}} + Min \quad (6.1)$$

donde I es la intensidad del pixel de entrada, I_b la intensidad del pixel de salida, Min , Max son el valor mínimo y máximo de la imagen de salida, α define el ancho de banda de los rangos de intensidad de salida, definido por el intervalo $Min = -3/\alpha$ y $Max = 3/\alpha$; β define la intensidad alrededor de la cual el rango es centrado[9]. De esta manera se realiza una transformación de intensidad que genera transiciones continuas y suavizadas en los contornos de la imagen. La implementación del ITK permite usar múltiples procesadores cuando están disponibles.

En la Figura 6.13, se muestran los efectos de los filtros descritos bajo dos esquemas:

- **Filtro aislado:** la entrada del filtro se corresponde a la imagen original. En la Figura 6.13 se muestra este esquema de filtraje en las imágenes 2, 3 y 4.
- **Filtro asociado:** Es una modalidad de procesamiento, donde el resultado de un filtro previo se corresponde a la entrada de un nuevo filtro. En la Figura 6.13 se muestra este esquema de filtraje en las imágenes 2, 5 y 6.

El resultado final de este *pipeline* de preprocesamiento, como se muestra en las vistas Axial, Sagital y Coronal en la Figura 6.12 y en la imagen 6 de la Figura 6.13, es una base de datos volumétrica de la misma dimensionalidad que la original y que corresponde al segundo componente de entrada requerido por el algoritmo de segmentación por conjunto de niveles que se describe más adelante.

6.5 Módulo de Segmentación Automatizada

El procesamiento posterior dentro del *pipeline* del sistema tiene como objetivo el refinamiento y ajuste del objeto tridimensional aproximado del ventrículo izquierdo a los contornos reales de la base de datos de tomografía.

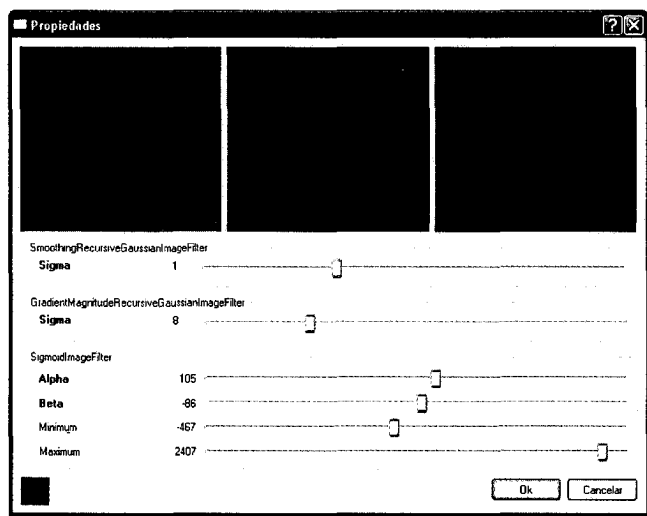


Figura 6.12: Interfaz de preprocesamiento de los datos volumétricos. En la parte superior se muestra el resultado del preprocesamiento utilizando los parámetros especificados.

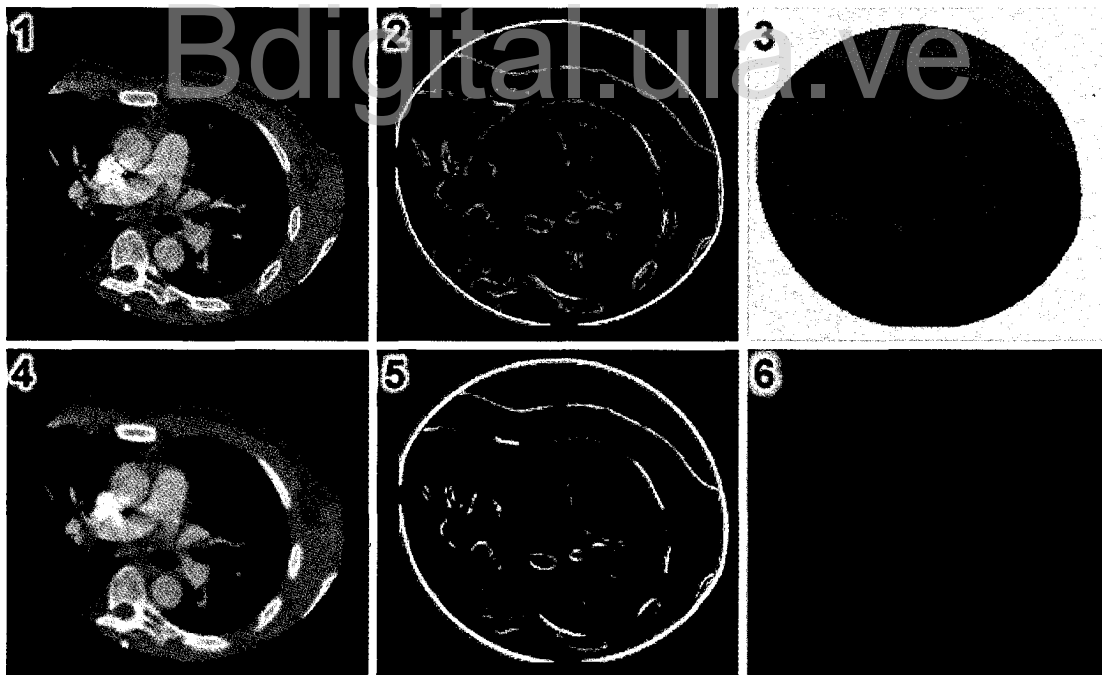


Figura 6.13: Resultados de los mismos filtros aislados y asociados en estructuras de trabajo. 1, Imagen Original. Efecto de los filtros aislados: 2, Recursivo Gaussiano; 3, Sigmoideo; 4, Gaussiano. Estructura de trabajo de preprocesamiento: primero se aplica un filtro gaussiano (4), luego un filtro recursivo gaussiano (5) y por último un filtro sigmoideo.

Para realizar este refinamiento y ajuste automatizado de la forma tridimensional aproximada del ventrículo izquierdo se requiere aplicar varias técnicas de procesamiento a la base de datos original, así como la transformación del objeto 3D aproximado que representa al ventrículo izquierdo.

El proceso de correspondencia del objeto aproximado con el contorno real, se realiza mediante un algoritmo de segmentación basado en conjuntos de niveles laplacianos[9, 10], que requiere dos datos de entrada para su inicialización, estos son:

1. La base de datos original preprocesada. Estos datos son obtenidos a partir del módulo de preprocesamiento
2. El objeto tridimensional de inicialización, representando la forma aproximada del ventrículo izquierdo.

Para generar el objeto tridimensional de inicialización, se **creó** una clase que contiene una serie de funciones, algoritmos, métodos y eventos, que no se encuentran presentes en la librerías del VTK e ITK. Usando algunas clases del VTK que procesan máscaras bidimensionales a partir de la RV, así como clases externas a la misma, se programó esta clase que procesa y genera máscaras binarias tridimensionales.

A partir de una segmentación completa, se genera la denominada máscara binaria volumétrica, que se corresponde con el volumen tridimensional de **inicialización** del algoritmo de Conjunto de Niveles Laplacianos. Para generar esta clase de procesamientos de máscaras binarias volumétricas, se crearon las siguientes funciones:

1. Función de **Generación de Máscara Binaria Volumétrica**.
2. Función de **Binarización de Resultados Volumétricos**.

6.5.1 Función de Generación de Máscara Binaria Volumétrica

La generación del objeto 3D binario (máscara binaria) representando la forma aproximada del ventrículo izquierdo, se realiza a partir del trazado poligonal, de los contornos obtenidos usando el algoritmo de interpolación espacial de puntos, usando para su desa-

rollo la clase del VTK denominada *vtkTracerWidget*. Esta clase usa funciones, métodos y eventos que permiten el trazado y la edición de contornos bidimensionales.

Usando posteriormente la clase *vtkMask*, que genera máscaras bidimensionales, se reconstruye capa por capa el volumen correspondiente a la máscara volumétrica. En donde el interior del objeto se codifica con un valor de 255, y el exterior con un valor de 0, como se muestra en la Figura 6.14.

El objeto resultante es extraído del VTK e incorporado en un arreglo de tipo CHAR. Cada arreglo correspondiente a un contorno o máscara bidimensional, es entonces importado en VTK en un único arreglo para definir una máscara volumétrica resultante (*vtkImageData*). Ubicando cada máscara binaria bidimensional en su profundidad correspondiente (localización Z), se va construyendo la máscara volumétrica. Esta máscara es denominada superficie de inicialización o semilla, la cual es requerida más adelante. Solo se generan máscaras binarias para la región del espacio comprendido entre el primer y el último contorno trazado manualmente.

Esta máscara volumétrica resultante es almacenada temporalmente, con el objetivo de liberar memoria del sistema, en un formato que, usando la clase *vtkXMLImageWriter*, aprovecha la naturaleza binaria de estos valores y permite altos niveles de compresión.

6.5.2 Función de Binarización de Resultados Volumétricos

Para retroalimentar el algoritmo de conjunto de niveles laplacianos, a partir de una máscara binaria resultante de una iteración externa previa, es necesario un procesamiento intermedio de binarización. El procesamiento intermedio de binarización es necesario porque el algoritmo de conjunto de niveles Laplacianos genera unos datos resultantes no binarios; de acuerdo al número de iteraciones internas configurado (*NumberOfIterations*); por ejemplo con 4 iteraciones, se obtiene un resultado correspondiente a una máscara de 8 bits que no es binaria, ya que cada iteración acumula un resultado que se corresponde a un valor diferente por iteración, donde los valores que se solapan en la nueva iteración son asignados a la iteración previa. El algoritmo asigna valores a cada iteración de acuerdo a una relación de peso entre el valor binario mayor de la máscara (256) y el parámetro de configuración *IsoSurface Value*, configurado por defecto en 128. Para cuatro iteraciones

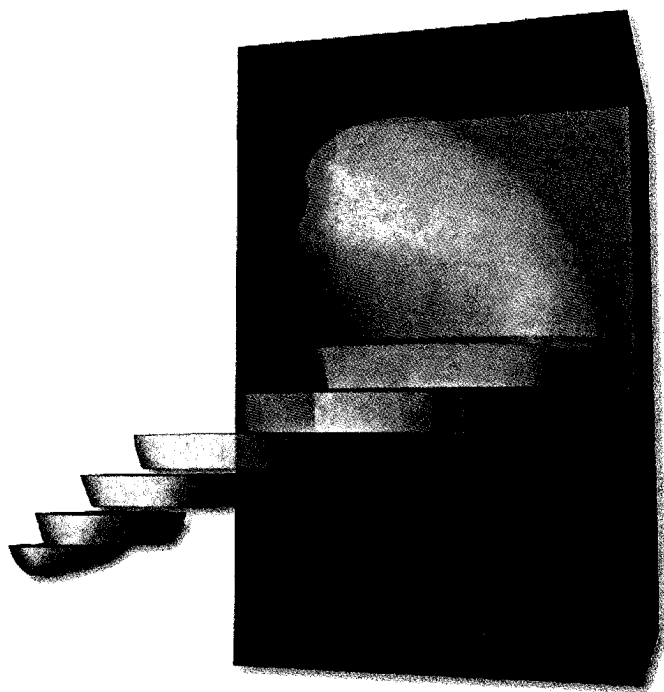


Figura 6.14: Función de generación de máscara binaria volumétrica. La máscara binaria de cada corte es incluida en su ubicación correspondiente en un volumen binario resultante.

resultantes, se obtienen unos datos que poseen los resultados de la primera iteración con valores de 255, la segunda en 223, la tercera en 191 y la cuarta en 159. La visualización de este resultado es equivalente a un desvanecimiento de los tonos de gris a medida que se evolucionan los datos. Para reintroducir estos resultados de nuevo al algoritmo de conjuntos de niveles Laplacianos, es necesario la binarización de estos datos; entonces se genera una nueva máscara binaria a partir de la evaluación de los resultados:

$$D_a(x, y, z) = \begin{cases} 255, & D_b(x, y, z) > 0 \\ 0, & D_b(x, y, z) = 0 \end{cases} \quad (6.2)$$

Donde D_a corresponde a la nueva máscara binaria y D_b a los datos resultantes del algoritmo de conjunto de niveles Laplacianos.

6.5.3 Segmentación por Conjuntos de Niveles

El proceso final corresponde al procesamiento de los datos mediante la clase de la librería del ITK que implemente el algoritmo de conjunto de niveles con modificaciones Laplacianas denominada (*LaplacianSegmentationLevelSet*).

Este filtro define un término de velocidad basado en la segunda derivada de las características de la imagen, calculado como el Laplaciano de los valores de la imagen. El objetivo es atraer la evolución de la superficie del conjunto de niveles a la zona de cruces cero en la imagen procesada con la Laplaciana.

El término de propagación (velocidad) para el filtro *LaplacianSegmentationLevelSet* es construido aplicando el filtro Laplaciano de Imágenes a las características de la misma.

El filtro laplaciano de imágenes estima el laplaciano del valor escalar de una imagen y es una medida isotrópica de la segunda derivada espacial de la imagen. El Laplaciano de una imagen resalta las regiones de cambios de intensidad rápidos y de esta manera es usado frecuentemente para la detección de bordes. Frecuentemente el Laplaciano es aplicado a una imagen luego de ser suavizada con un filtro Gaussiano, de manera de reducir la sensibilidad al ruido. El Laplaciano para cada vóxel es calculado a partir de la convolución con la función del ITK denominada *LaplacianOperator*.

Una propiedad conveniente derivada del uso del filtro Laplaciano, es que no hay parámetros libres o variables en el cálculo.

El filtro de conjuntos de niveles Laplacianos requiere dos datos volumétricos de entrada:

- Los datos procesados con filtros de eliminación de ruido y mejoramiento de contornos.
- Los datos de inicialización, que se corresponden con la segmentación aproximada e interpolada obtenida previamente e introducida al filtro Laplaciano bajo el formato de datos binarios o máscara binaria.

6.5.4 Parámetros Configurables del Algoritmo

IsoSurfaceValue

Corresponde al valor medio entre los dos valores de la máscara binaria. La máscara binaria definida previamente posee 0 y 255 como valores.

MaximumRMSChange

Es un parámetro que determina la convergencia de la solución. Un valor bajo resultará en una solución que se adapta a los contornos correctamente, pero requiere una mayor cantidad de operaciones. Valores muy bajos de este parámetro requerirán un número considerable de iteraciones. Los valores de este parámetro deben ser establecidos en el intervalo comprendido entre 0 y 1[9].

FeatureScaling

Controla en este caso la escala de propagación escalar (velocidad) correspondiente al coeficiente β de la ecuación 4.1.

El criterio de convergencia es definido como el cambio correspondiente a la media de la raíz cuadrada (RMS) en la función de conjuntos de niveles. La evolución entonces converge si el cambio en RMS está por debajo del rango de tolerancia definido por el usuario. En una aplicación real, es deseable coordinar la evolución de la curva hacia la zona de nivel cero con un módulo de visualización, permitiendo al usuario seguir la evolución del contorno hacia el conjunto de nivel cero.

Con esta retroalimentación el usuario decide cuando detener la evolución antes que la curva entre a zonas de bajo gradiente, en la imagen que se está segmentando[9].

CurvatureScaling

Representa la fuerza de suavizamiento de la curva a medida que evoluciona y se adapta a los contornos. Posee una relación de peso con el parámetro antes descrito. Un valor de 1 para ambos equivale a una relación de peso proporcional entre suavizamiento y velocidad de propagación, mientras que un valor de 1 para el primero y de 2 para el

segundo resultará en una fuerza de propagación de doble magnitud comparada con la fuerza de suavizamiento, resultando en este caso una segmentación menos suavizada pero más adaptada al contorno encontrado por el algoritmo.

Como se muestra en la ecuación 4.1 el coeficiente α corresponde al parámetro *CurvatureScaling* que controla los valores de la magnitud de la curvatura de los contornos en evolución. Valores elevados con respecto a los otros términos (propagación) resultan en una curva más suavizada.

NumberOfIterations

Corresponde a la cantidad de iteraciones internas que realiza el algoritmo. En el programa desarrollado existe una doble iteración, la llevada a cabo por el software, donde los resultados de cada una son almacenados, y la iteración interna propia del algoritmo de segmentación por conjunto de niveles, donde el resultado que presenta para ser almacenado por la iteración externa corresponde a un número definido como el máximo de iteraciones internas (cuando el parámetro RMS no alcanza un valor por debajo del definido por el usuario); por defecto este parámetro está configurado para cinco iteraciones[9].

Iteración Externa

El programa de segmentación basado en conjunto de niveles laplacianos, usando los parámetros configurados por el usuario, opera subdividiendo el objeto 3D a segmentar en un conjunto dado de porciones. Cada una de las porciones se procesa por separado, y posteriormente se ensamblan los resultados parciales; generando un resultado que mejora la segmentación manual. Una vez finalizado el proceso el resultado es almacenado automáticamente en formato de máscara binaria, con las mismas características de la máscara de entrada inicial y se reintroduce al algoritmo a manera de retroalimentación continuando indefinidamente la evolución de los datos resultantes hasta que el usuario detiene el proceso[9].

Los resultados de cada iteración externa son visualizados y almacenados como se muestra en la Figura 6.15, permitiendo al usuario una vez detenida la iteración, navegar visualmente a través de los resultados previos; seleccionando la iteración que mejor se adapte al

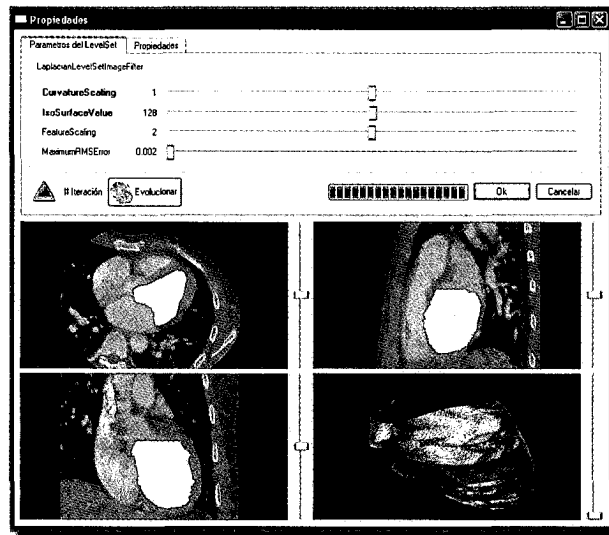


Figura 6.15: Segmentación iterada por conjuntos de niveles donde se visualizan los resultados en las vistas sagital, axial, coronal y en perspectiva (usando el algoritmo de los cubos marchantes para generar una malla tridimensional).

tiempo cardíaco correspondiente a la secuencia de la base de datos de la cavidad ventricular izquierda que se está segmentando.

Bdigital.ula.ve

6.6 Segmentación del Ciclo Cardíaco

El proceso debe repetirse para cada una de las 20 series de TCEM, que se corresponden a la base de datos del ciclo cardíaco. Usando la segmentación manual previa de un instante adyacente del ciclo cardíaco, así como las funciones de edición de segmentación descritas anteriormente, es posible realizar una nueva inicialización de una segmentación manual.

6.6.1 Segmentación Usando Conocimiento Previo

Luego de almacenar una segmentación manual, correspondiente a una serie de TCEM adyacente y realizar la carga de la nueva serie de TCEM siguiente, se procede a cargar esta segmentación manual previa. Usando este conocimiento previo de una segmentación adyacente se procede a editarla, para adaptarla a los nuevos datos de TCEM, con la funciones de modificación implementadas en el Modulo de Segmentación Manual.

La edición de la nueva segmentación manual comienza al ir navegando a través de

los cortes representativos segmentados previamente y verificar su correspondencia interna aproximada a la nueva base de datos volumétrica.

En caso de no coincidir la segmentación manual, con los contornos de la cavidad ventricular en la nueva base de datos, se editan o eliminan los contornos segmentados en dicho corte; se agregan segmentaciones adicionales en otros cortes de ser necesario y una vez finalizada la segmentación manual de los cortes representativos de cambios morfológicos, se continua de la manera descrita anteriormente para generar una nueva máscara binaria de inicialización. Este proceso permite realizar la segmentación parcial 4D de manera rápida y eficiente. Posteriormente se realizan los procesos de filtraje previo, y evolución por conjunto de niveles como se describe previamente, para cada una de las series de TCEM.

6.6.2 Interpolación 4D

El resultado de la segmentación de cada serie de TCEM es almacenado en formato volumétrico (vti) y poligonal (vtk). Este último formato poligonal es usado para la función de interpolación 4D en el espacio temporal de las series volumétricas, permitiendo la animación tridimensional de una base de datos de TCEM 4D. Usando el formato volumétrico también se pueden generar animaciones 2D en diferentes formatos de video. Usando clases del VTK se pueden guardar secuencias animadas de la RV en formato MPEG o secuencias de imágenes, que posteriormente pueden ser ensambladas en cualquier formato de video.

6.7 Algoritmo de Procesamientos Parciales

Los procesos que requiere la base de datos de TCEM hacen recomendable el subdivirla en piezas más manejables por el sistema operativo y el hardware del usuario. El procesamiento parcial toma subconjuntos de los datos de TCEM, lo procesa y elimina las zonas de **redundancia externa**, definida esta como una zona de transición que requiere información de otros subconjuntos de datos para su procesamiento.

El objetivo de este afrontamiento programático es darle al sistema la capacidad de procesar datos volumétricos con gran cantidad de cortes.

La introducción de los datos originales dentro del filtraje es un proceso que puede consumir gran cantidad de memoria RAM, por lo tanto se deben tomar en cuenta características del sistema como:

- Limitaciones del hardware del sistema.
- Limitaciones para reservar varios gibibytes de RAM dentro de un proceso exclusivo.

Para superar estas limitaciones, se realizaron los procesos de filtraje a través de procesamientos volumétricos parciales con áreas de tolerancia, por ejemplo, al obtener el resultado del procesamiento de los datos volumétricos con subconjuntos de 64 cortes, se seleccionan áreas de tolerancia de 7 cortes, tanto al principio como al final del subconjunto de cortes. Como se aprecia en la Figura 6.16,

los resultados de las áreas de tolerancia para tales cortes se eliminan, ya que tales resultados se corresponden con las áreas donde los resultados dependen de dos conjuntos de datos parciales adyacentes, de esta manera, aunque el proceso final aísla un resultado para 50 cortes, el procesamiento se realiza con 64 cortes, 7 para cada extremo de la región (a lo largo el eje Z); luego de obtener el resultado se extrae desde el corte 8 hasta el 57 del subconjunto de datos, se almacenan parcialmente en el disco duro y se libera la memoria RAM, continuando el proceso hasta llegar al final de los datos volumétricos.

Una vez finalizado el procesamiento parcial, se realiza el ensamblaje de los resultados parciales en una sola base de datos y se almacena de nuevo en el disco duro. En la Figura 6.17 se observa la ejecución de un filtraje usando procesamientos parciales y haciendo uso de ambos procesadores en un computador *Dual Core*.

6.8 Conclusiones

Usando la arquitectura de programación propuesta en el Capítulo 5, se desarrolló el sistema **VtkQtMedical**, que se compone de una serie de módulos que implementan un sistema de segmentación de conjunto de niveles, con el objetivo de aislar la cavidad del ventrículo izquierdo cardíaco, de manera eficiente y rápida. Usando programación multiplataforma orientada a objetos y con optimizaciones para el uso de bases de datos

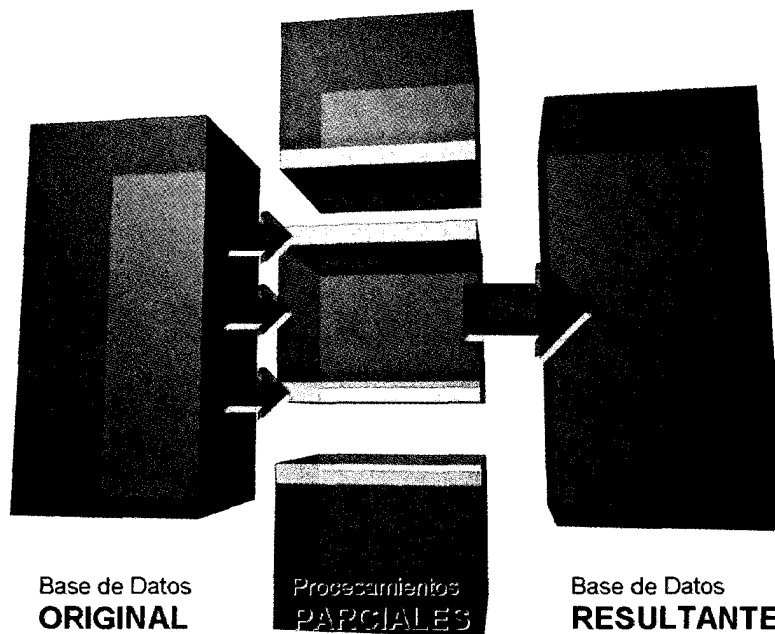


Figura 6.16: Evaluación del algoritmo de procesamientos parciales. De izquierda a derecha: la base de datos se subdivide con áreas de tolerancia (volumen amarillo) para el procesamiento. La reconstrucción final excluye las áreas de tolerancia.

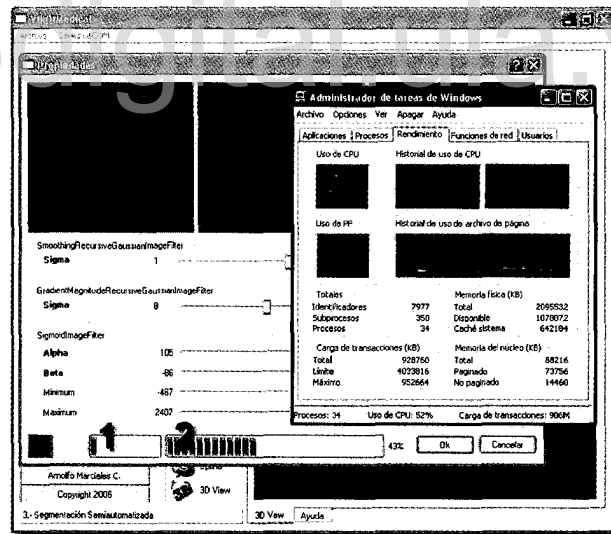


Figura 6.17: Procesamientos parciales. (1) Porcentaje del procesamiento total desarrollado. (2) Estado de avance del procesamiento parcial.

extensas, la interfaz gráfica del sistema desarrollado permite el trabajo intuitivo, entre los diferentes módulos que procesan la base de datos de imágenes provenientes de TCEM 4D, bajo sistemas operativos GNU/Linux y Windows.

Capítulo 7

Resultados y Validación

7.1 Descripción de la base de datos utilizada

El sistema desarrollado fue probado utilizando imágenes provenientes de un paciente voluntario sano (36 años, sin patologías), usando un equipo de Tomografía de 16 cortes (LightSpeed-16 General Electric Medical Systems), de 400 mA, con un voltaje de tubo de 120 kVp, y una profundidad entre cortes de 0.625 mm. Cada imagen fue muestreada con una profundidad de 12 bits por pixel y un tamaño de 512x512 píxeles.

El estudio corresponde a una base de datos de TCEM 4D Cardíaca, que incluye 20 reconstrucciones 3D, representando un número similar de instantes del ciclo cardíaco. La base de datos fue facilitada por el Laboratoire Traitement du Signal et de L'Image (LTSI) de la Universidad de Rennes 1 en Francia.

Cada reconstrucción está conformada por 326 cortes. Aunque el muestreo por pixel se desarrolla a 12 bits, este se encuentra almacenado en variables de 16 bits. De esta manera, se posee unos datos 4D MSCT de 3.2 Gibibytes, que contienen 6520 cortes, almacenando 1.709 millardos de valores de pixeles.

7.2 Configuración del pipeline de procesamiento

En la tabla 7.1 se muestran los valores usados para el procesamiento de la base de datos. Las variaciones de estos parámetros evidenciaron que los valores recomendados[9]

son los que mejor atenúan el ruido, aumentan el contraste y generan una base de datos con mayores aproximaciones para el tipo de datos a segmentar.

- Se usaron para la configuración de: el **filtro de suavizamiento gaussiano recursivo**, el **filtro de magnitud de gradiente gaussiano recursivo** y el **filtro de conjunto de niveles laplacianos** los valores recomendados en[9].
- El parámetro **número de iteraciones del filtro de conjunto de niveles laplacianos**, es modificado para cada iteración externa, y su valor dependió del criterio bajo el cual la superficie 3D obtenida coincidió con la cavidad ventricular, como se muestra en la tabla 7.1..
- Para el valor de α del filtro sigmoideo, se usó el recomendado en[9], aplicando la ecuación 6.1 a la base de datos. Los parámetros *Min*, *Max* y β del filtro sigmoideo se configuraron de acuerdo a los valores que generaron mejor contraste, para el posterior proceso de segmentación, como se muestra en la tabla 7.1.
- Con el objetivo de disminuir el tiempo de cómputo, el valor seleccionado del parámetro de **interpolación de subdivisiones B-Spline**, fue el valor mínimo que generó una máscara binaria coincidente con los vóxeles seleccionados en la segmentación manual, como se muestra en la tabla 7.1. De esta manera, un valor del parámetro de interpolación de subdivisiones B-Spline alto, generará un exceso de puntos interpolados, que aunque incluyen todos los vóxeles segmentados, también generará un exceso de puntos de interpolación, aumentando el tiempo de cómputo para la generación del volumen binario.
- Los parámetros de **procesamientos parciales** (sección 6.7), se configuraron para el uso de un unico procesador (single core), con una de paginación máxima de memoria RAM de 2 GiB, como se muestra en la tabla 7.1.
- Con el objetivo de **protocolizar la segmentación 4D**, se usó la misma configuración de iteraciones, tanto externas como internas, para todas las bases de datos correspondientes a los diferentes tiempos cardíacos. Se realizaron **dos iteraciones**

externas: la primera con un valor de iteración interna de 50 y la segunda con un valor de 100, como se muestra en la tabla 7.1.

Tabla 7.1: Parámetros configurados en el *pipeline* de segmentación desarrollado

FUNCION	VARIABLE	VALOR
Selección de series DICOM	<i>Tagkey 69-4147</i>	variable
Interpolación de subdivisiones B-Spline	Puntos	25
Filtro de Suavizamiento Gaussiano Recursivo	σ_1	1
Filtro de Magnitud de Gradiente Gaussiano Recursivo	σ_2	8
Filtro Sigmoideo	Min	105
	Max	-86
	α	-467
	β	2407
Filtro de Conjunto de Niveles Laplacianos	<i>CurvatureScaling</i>	1
	<i>IsoSurfaceValue</i>	128
	<i>FeatureScaling</i>	2
	<i>MaximumRMSError</i>	0.002
	<i>NumberOfIterations</i>	100
Procesamientos Parciales	Global	64
	Área Efectiva	50
	Tolerancia	7
Iteraciones Externas		2

7.3 Segmentación Manual Aproximada

Esta modalidad de segmentación se corresponde con el trabajo que debe realizar la solución de software desarrollada para segmentar una base de datos y crear el volumen de inicialización binario.

Se realizó una segmentación manual aproximada, que consta de 10 contornos representativos de los cambios anatómicos de la cavidad ventricular.

Los resultados obtenidos en formato de máscara binaria, provenientes de la segmentación manual aproximada, fueron evaluados contra los resultados usando el criterio 1 y 2 de segmentación manual estricta, con el objetivo de realizar una evaluación comparativa y determinar el grado de precisión de la arquitectura desarrollada.

En la Figura 7.1 se muestra la segmentación manual aproximada. Aunque se evidencia la inclusión dentro de la cavidad ventricular, la segmentación de los contornos no alcanza a los bordes de la cavidad. Este esquema de segmentación, se implementa porque el algoritmo de conjunto de niveles realiza un crecimiento de las contornos, para adaptar durante dicho crecimiento, estos contornos a los bordes de la cavidad ventricular.

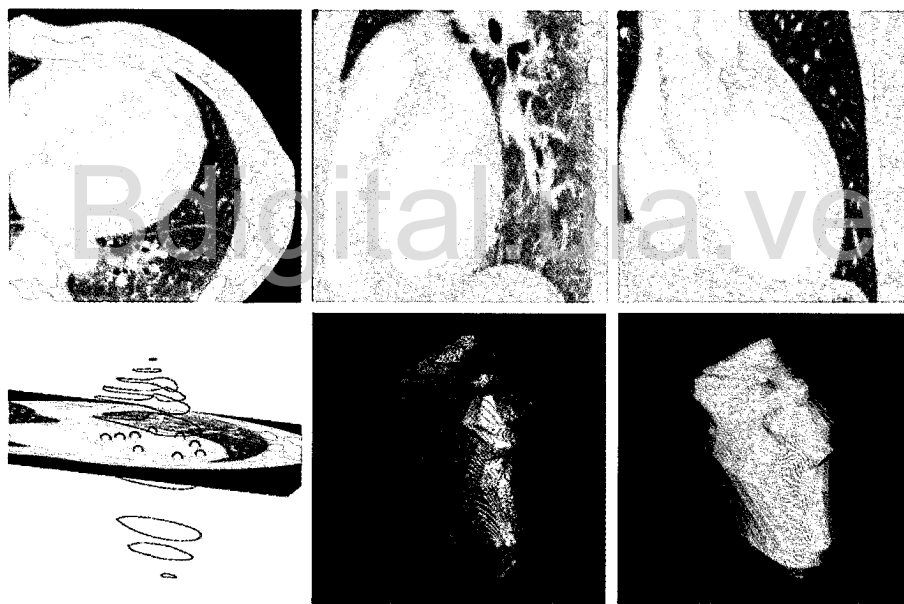


Figura 7.1: Visualización en diferentes modalidades, de la segmentación manual aproximada de la cavidad ventricular (10 contornos), correspondiente a la base de datos de TCEM para el instante 18 del ciclo cardíaco escaneado. De arriba hacia abajo y de izquierda a derecha: 1, se muestra la segmentación de un corte de la base de datos en proyecciones ortogonales (axial, sagital y coronal). 2, se muestran las líneas B-Splines de cada corte segmentado. 3, representación de superficies. 4, representación volumétrica.

Las Figuras 7.2 y 7.3 muestran el resultado de evolucionar la segmentación manual aproximada con el filtro de conjunto de niveles laplacianos, donde se visualizan cortes de proyecciones ortogonales así como representaciones volumétricas. En estas Figuras se

aprecia el efecto de la evolución de la segmentación aproximada, se observa un crecimiento de los contornos, así como una adaptación de los mismos a las irregularidades de las cavidad ventricular, determinadas por las zonas trabeculares cardíacas.

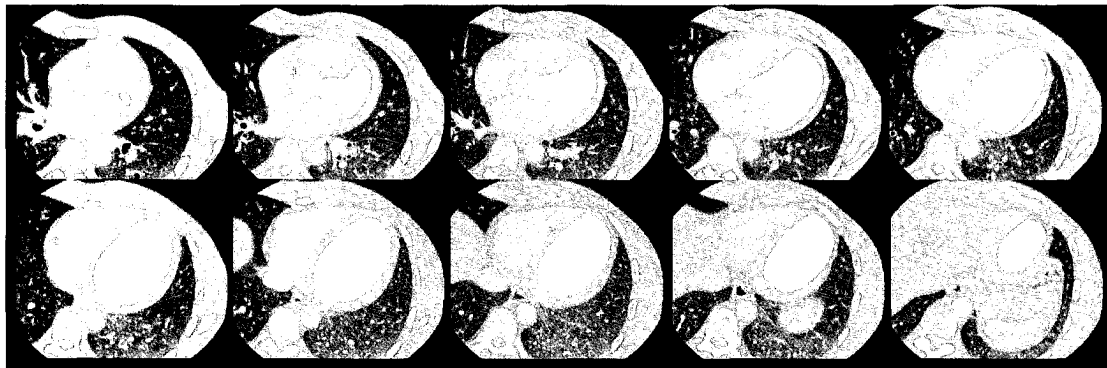


Figura 7.2: Resultado de la evolución del algoritmo de conjunto de niveles. De arriba hacia abajo y de izquierda a derecha se muestran cortes de la base de datos proveniente de TCEM Cardíaca. Se muestran diferentes cortes, comenzando por el corte 115, y con intervalos de desplazamiento de 20 cortes, se finaliza en el corte 295.

7.4 Segmentación para un Ciclo Cardíaco

Partiendo de la segmentación manual aproximada en el instante correspondiente al 90% del ciclo cardíaco, se desarrollarán las segmentaciones de las 19 bases de datos restantes, como se muestra en la Figura 7.4. Modificando segmentaciones previas se obtiene la segmentación manual aproximada para cada instante del ciclo cardíaco como se muestra en la Figura 7.5. Este esquema de reutilización del conocimiento previo, permite un **ahorro considerable de tiempo de segmentación**. El ciclo cardíaco en la base de datos comienza al final de la diástole ventricular, se continua con la sístole ventricular y luego se visualiza el principio de la diástole ventricular.

A medida que se desarrollan las etapas del ciclo cardíaco se observa:

- Un ligero movimiento de torsión a medida que se produce la sístole ventricular.
- Mayor acortamiento de la base. A nivel del apex no se aprecian diferencias.
- Aumento de las irregularidades a medida que el contorno 3D segmentado se aproxima al apex cardíaco.

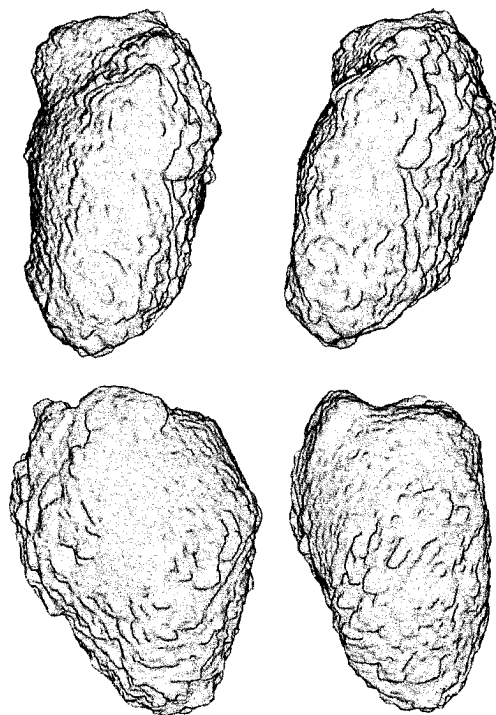


Figura 7.3: Representación volumétrica de la evolución por conjuntos de niveles de la segmentación manual aproximada.

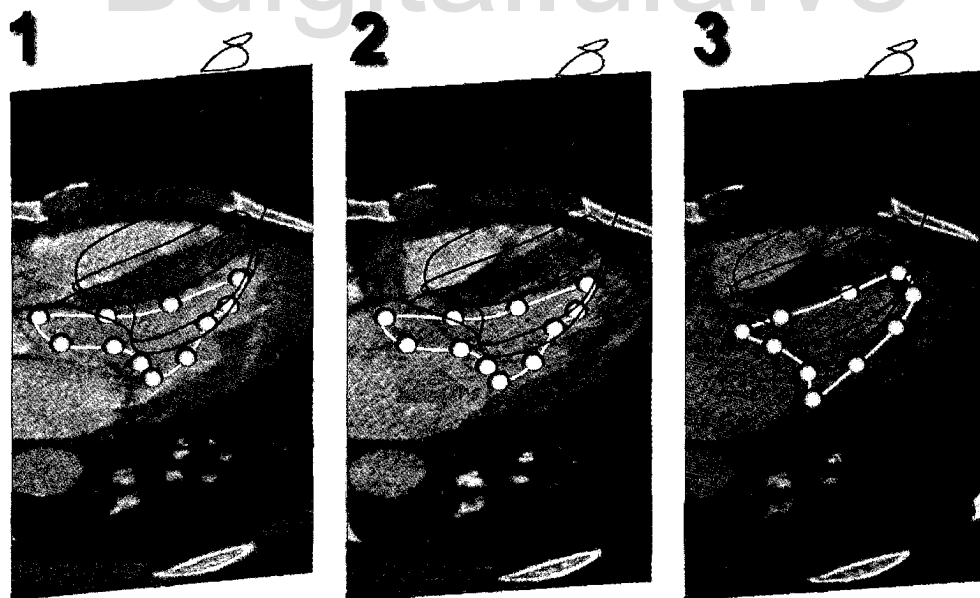


Figura 7.4: 1, segmentación manual en serie 7 de TCEM. 2, en la serie 8 de la TCEM se carga la segmentación manual previa, donde se evidencia la falta de correspondencia con el corte de la luz ventricular. 3, segmentación manual luego de ser editada para adaptarla a la serie de TCEM.

Estos resultados concuerdan con los reportados en[48].

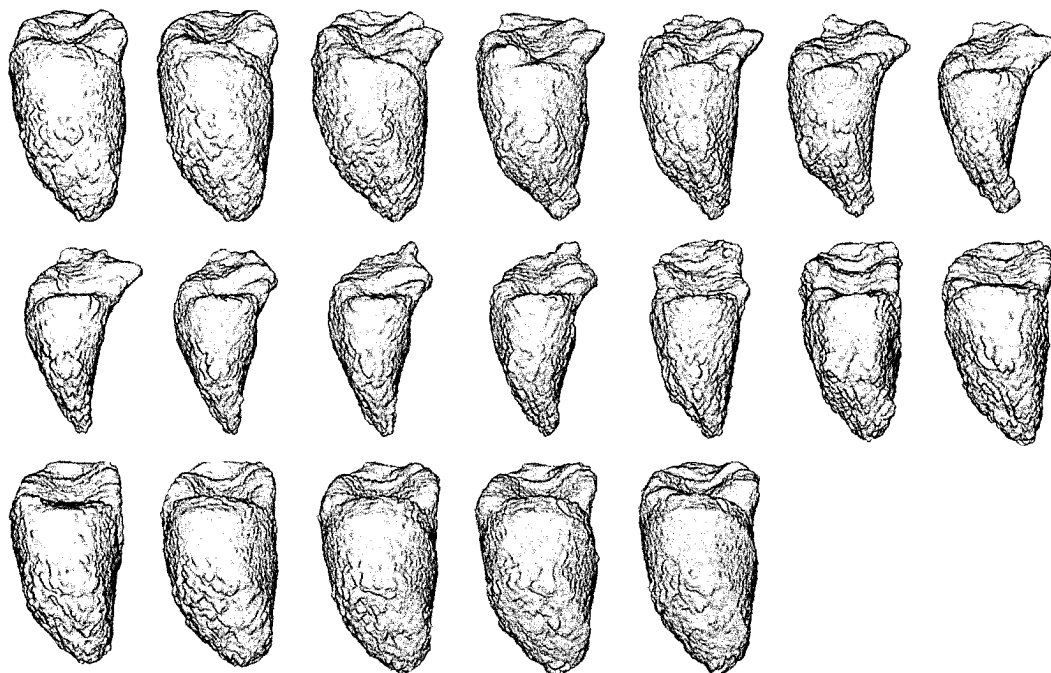


Figura 7.5: Segmentación del ciclo cardíaco.

7.5 Pruebas de Velocidad de Procesamiento

Se realizaron además evaluaciones del tiempo de procesamiento del filtro de conjunto de niveles laplacianos en diferentes sistemas operativos (32 y 64 bits), en un computador Intel Core 2 Duo E6600, con un Overclock de 3 GHz, 2 GiB de RAM DDRII PC8000 5-5-5-18 y una tarjeta gráfica GeForce 8800GTX de 768 MiB.

Como se aprecia en la Figura 7.6, para sistemas de 32 bits, tanto Windows como GNU/Linux, el tiempo de proceso fue similar, no existiendo diferencia entre el tiempo de procesamiento del filtro entre los sistemas operativos.

Sin embargo el procesamiento del filtro de conjunto de niveles se optimiza entre un 13% a un 28% en sistemas de 64 Bits. Obteniéndose, en algunos casos resultados con ahorros considerables de tiempo.



Figura 7.6: Segmentación del ciclo cardíaco.

7.6 Validación

7.6.1 Segmentación Manual Estricta

Usando la base de datos proveniente del equipo de TCEM 4D, en el instante correspondiente al 90% del ciclo cardíaco, se realizaron dos segmentaciones manuales estrictas, desarrolladas bajo los siguientes criterios:

- **Criterio 1.** Realizada por un especialista en cardiología. El criterio de segmentación se basó en la inclusión, dentro de la cavidad ventricular, de las zonas trabeculares y

de los músculos papilares como se muestra en la Figura 7.7.

- **Criterio 2.** Realizada por otro experto. El criterio de segmentación se basó en la exclusión, dentro de la cavidad ventricular, de las zonas trabeculares y de los músculos papilares.

Generar una segmentación manual estricta es un proceso difícil. Esta dificultad deriva de los problemas relacionados con el ruido en la base de datos (como se describe en la sección 3.4) que resultan en irregularidades de la superficie, las cuales se evidencian en la Figura 7.8 en los cortes sagitales y coronales, así como en las diferentes modalidades de representaciones, ya sea en la RS como se evidencia en la Figura 7.8, así como en la RV en la Figura 7.9.

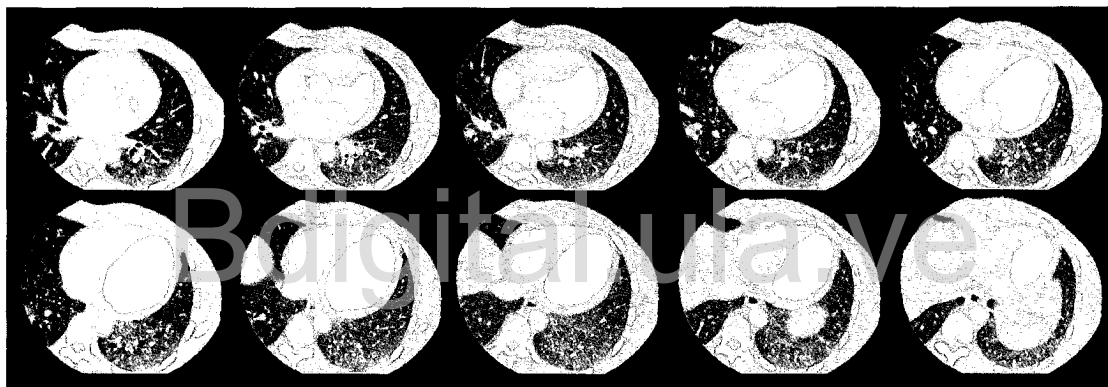


Figura 7.7: Segmentación manual total. De arriba hacia abajo y de izquierda a derecha, se muestran cortes de la base de datos proveniente de TCEM Cardíaca, comenzando por el corte 115, y con desplazamientos de 20 cortes, finaliza en el corte 295.

7.6.2 Criterios de Validación

Los resultados fueron evaluados modificando para espacios tridimensionales, las ecuaciones descritas en[49]:

$$a_P(x, y, z) = \begin{cases} 1, & (x, y, z) \in R_p \\ 0, & (x, y, z) \notin R_p \end{cases} \quad (7.1)$$

donde R_p es el volumen resultante de la etapa de segmentación automatizada, producto de la evolución con el algoritmo de conjunto de niveles, y

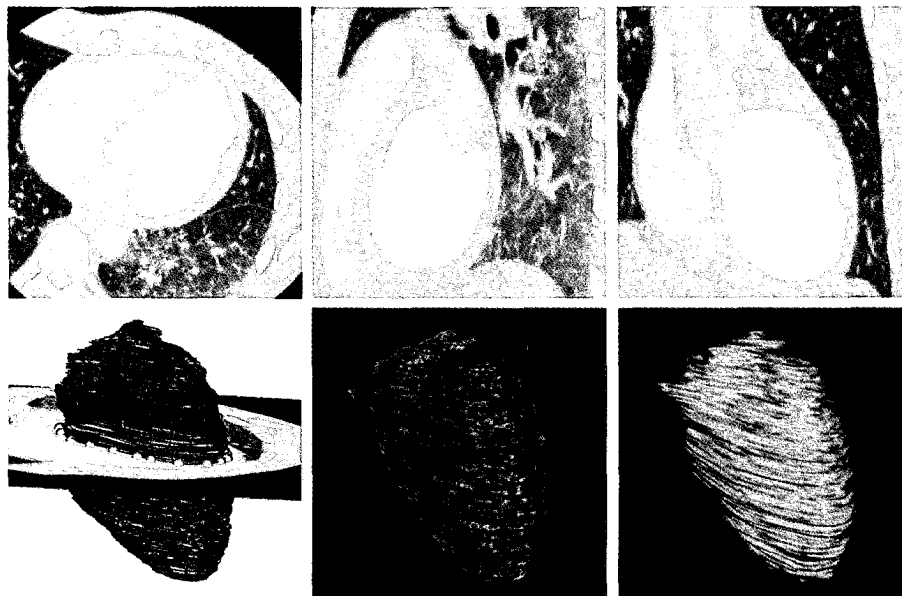


Figura 7.8: Visualización en diferentes modalidades, de la segmentación manual estricta de la cavidad ventricular, correspondiente a la base de datos de TCEM para el instante 18 del ciclo cardíaco escaneado. De arriba hacia abajo y de izquierda a derecha: 1, se muestra la segmentación de un corte de la base de datos en proyecciones ortogonales (axial, sagital y coronal). 2, se muestran las líneas B-Splines de cada corte segmentado. 3, representación de superficies. 4, representación volumétrica.

$$a_D(x, y, z) = \begin{cases} 1, & (x, y, z) \in R_d \\ 0, & (x, y, z) \notin R_d \end{cases} \quad (7.2)$$

R_d es la región del mismo contorno trazada por un cardiólogo. De manera de evaluar cuantitativamente las diferencias entre el contorno extraído por el método propuesto y el trazado por el cardiólogo, se define el error XOR (E_c) como[49]:

$$E_c = \frac{\sum_{x,y,z \in R_E} \{a_P(x, y, z) \oplus a_D(x, y, z)\}}{\sum_{x,y,z \in R_E} a_D(x, y, z)} \quad (7.3)$$

donde \oplus denota el operador exclusivo XOR, y R_E es la región a evaluar. Debido a que en aplicaciones clínicas, los cardiólogos usan el área dentro del ventrículo izquierdo para el cálculo de la función cardíaca como volumen del ventrículo izquierdo y fracción de eyección, la evaluación del método dentro del área es también importante desde un punto de vista clínico. De esta manera, se define el área de error ponderativa (E_a) como[49]:

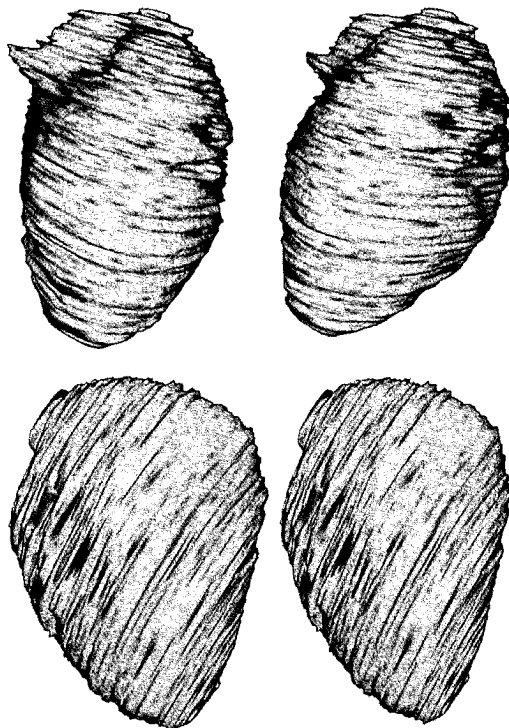


Figura 7.9: Representación volumétrica de la segmentación estricta total.

$$E_a = \frac{|\sum_{x,y,z \in R_E} a_D(x,y,z) - \sum_{x,y,z \in R_E} a_P(x,y,z)|}{\sum_{x,y,z \in R_E} a_D(x,y,z)} \quad (7.4)$$

Para la evaluación del sistema, se usaron los dos tipos de criterios de segmentación manual usados por los especialistas en cardiología:

- El **criterio 1** que incluye las trabéculas y músculos papilares (A_1).
- El **criterio 2** que excluye las trabéculas y músculos papilares (A_2), como se muestra en la Figura 7.10.

7.6.3 Resultados de la Validación

En la Tabla 7.2, las variables E_{c1} y E_{a1} se corresponden con los valores **previos** a la evolución con el filtro de conjunto de niveles, y las variables E_{c2} y E_{a2} se corresponden con los valores **posteriores** a la evolución con el filtro de conjunto de niveles.

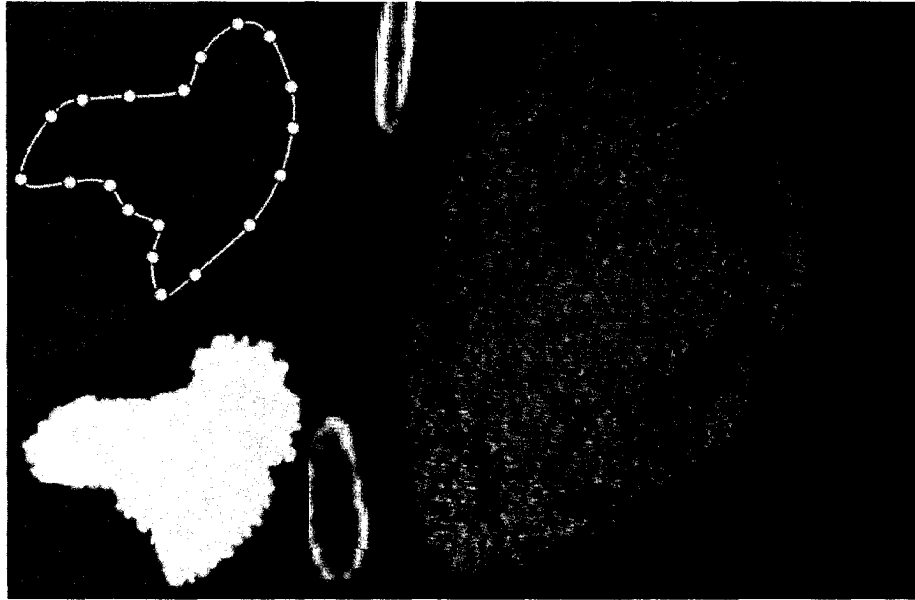


Figura 7.10: Izquierda superior, corte segmentado manualmente usando criterios de englobamiento de trabéculas y músculos papilares; izquierda inferior, corte segmentado usando el *pipeline* de procesamiento semiautomático. Derecha, vista lateral de la segmentación estricta manual donde se aprecian las diferencias de continuidad en los cortes segmentados.

Tabla 7.2: Resultados de la segmentación. Valores de comparación XOR (E_c) tendientes a 0 indican correspondencia de volumen; mientras que valores de ponderación (E_a) con tendencia a 100 indican volúmenes similares. Las iteraciones, tanto externas como internas, se refieren al filtro de conjunto de niveles laplacianos.

Criterio	E_{c1}	E_{a1}	E_{c2}	E_{a2}	Iteraciones externas	Iteraciones internas
A_1	39.50	60.52	14.2	100.3	3	5
A_2	38.71	61.34	12.9	94.67	3	5

7.6.4 Análisis de la Validación

Usando el *pipeline* de segmentación propuesto (algoritmo de interpolación, filtros de pre procesamiento y evolución del contorno por conjunto de niveles), se evidencian mejores valores para A_2 (tabla 7.2). Al usar el criterio de segmentación 2, que excluye las zonas trabeculares, la segmentación estricta manual se ajusta mejor a la cavidad ventricular. De esta manera los resultados de la evolución se acercan mas a los valores ideales de $E_c(0)$ y $E_a(100)$.

Los valores resultantes están influenciados negativamente por zonas de alto ruido en

la base de datos, que alejan los resultados de los valores ideales. Ya que el especialista usa los datos originales (el preprocesamiento de los datos es un proceso posterior) para realizar el proceso de segmentación manual, áreas no correspondientes entre cortes adyacentes influyen negativamente el proceso de segmentación manual, como se observa en la Figura 7.10, donde también se aprecia la diferencia en las zonas trabeculares del corte, entre la segmentación manual estricta que usa el criterio 1 y el resultado de la segmentación por conjunto de niveles. Como se evidencia en la Figura 7.11, al comparar los resultados de la segmentación por evolución con conjuntos de niveles, con la segmentación estricta total (SET), se aprecian las siguientes diferencias:

- El contorno del resultado de la segmentación es menor y se aproxima a SET. La evolución del resultado de la segmentación se detiene a este nivel, ya que al continuarla se obtienen zonas que se encuentran fuera del volumen de SET. La diferencia de volumen que se evidencia, es cuantificada por ecuaciones que se describen en la sección 7.6.2.
- La textura del resultado de la segmentación tiende a ser irregular con zonas de crecimiento globular, mientras que la textura de SET tiende a ser laminar. La textura del resultado de la segmentación se aproxima mejor a la forma de los contornos presentes en la cavidad del ventrículo izquierdo.

7.7 Conclusiones

Los resultados de la segmentación evidencian niveles de convergencia aceptables[49] con respecto a la segmentación manual estricta. Usando el conocimiento previo de segmentación de otros tiempos de la cavidad ventricular, se desarrolló el trabajo de segmentación 4D de manera rápida y eficiente, donde se aprecia la dinámica de la contracción ventricular, caracterizada por un ligero movimiento de torsión con mayor acortamiento de la base a medida que se produce la sístole ventricular. Estos resultados concuerdan con los reportados en[48].

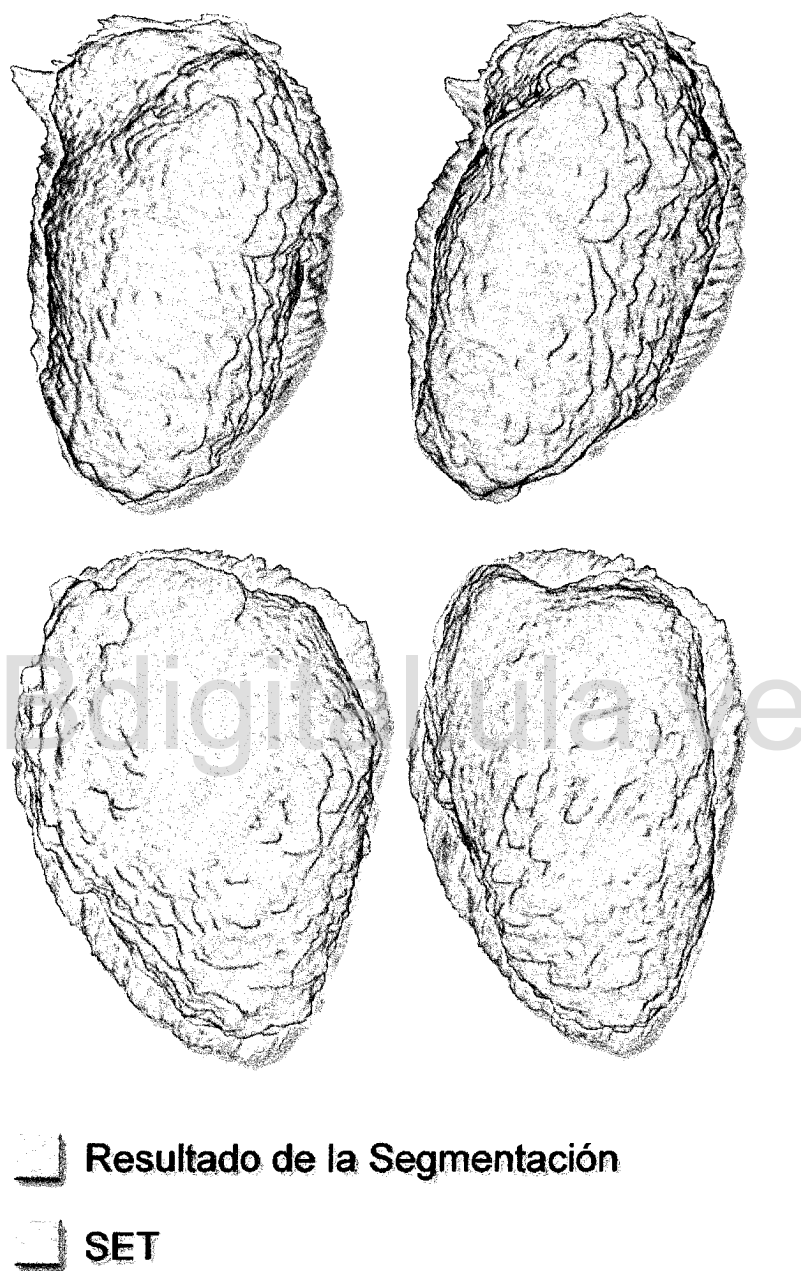


Figura 7.11: Superposición de las representaciones volumétricas de los resultados de la segmentación por evolución con conjuntos de niveles sobre la segmentación estricta total (SET).

Capítulo 8

Conclusiones y Trabajo Futuro

8.1 Conclusiones

- En este trabajo se ha implementado una aplicación que permite la segmentación dinámica apropiada de la cavidad ventricular izquierda, tomando en cuenta sus zonas trabeculares (áreas de difícil segmentación manual).
- La visualización de las superficies segmentadas, para cada instante del ciclo cardíaco, permite visualizar el comportamiento dinámico de la contracción ventricular.
- El sistema permite cuantificar los resultados, comparando las segmentaciones semiautomatizadas con segmentaciones manuales.
- La incorporación de un doble esquema iterativo (un lazo iterativo interno y otro externo), permite mejorar los resultados al ajustar la velocidad de convergencia del algoritmo. Esta ventaja se logra, al permitir la convergencia de la segmentación a través de evoluciones parciales que permiten al usuario, tomar la decisión de proseguir o detener una evolución a partir de la evaluación de los resultados de una iteración interna.
- Usando los resultados de la segmentación, se podrían realizar análisis posteriores de desplazamiento vectorial. Calculando los puntos de desplazamiento de la superficie, se pueden hallar las zonas entre contornos sucesivos segmentados, y muestrear las

áreas de desplazamiento en forma de vectores, que permitirían realizar análisis del movimiento ventricular.

- Aunque existen diferentes estudios de segmentación que usan algoritmos de conjuntos de niveles[11],[14]-[16], esta técnica se ha aplicado principalmente para imágenes provenientes de RMN. Usando otras técnicas de segmentación, se han realizado estudios de la cavidad cardíaca a partir de imágenes provenientes de TCEM y RMN[6][12][13][17]. El presente trabajo, implementa la técnica de segmentación por conjuntos de niveles, y genera la segmentación dinámica de la cavidad ventricular cardíaca en imágenes provenientes de TCEM 4D.
- El sistema desarrollado maneja requerimientos intensivos de cálculo y memoria, bajo plataformas GNU/Linux y Windows, resultantes del procesamiento de base de datos de imágenes de TCEM 4D. Esta capacidad se logró al diseñar un *pipeline* que realiza procesamientos parciales. Este *pipeline* es configurable, y permite la adaptación del sistema desarrollado, para la segmentación de la cavidad ventricular izquierda, así como también para la segmentación de otros órganos.
- La solución desarrollada en plataformas de 64 Bits posee ventajas significativas:
 - En computadores personales, el tiempo de procesamiento de los diferentes filtros se acorta hasta en 28% .
 - El sistema puede procesar estructuras de base de datos de mayor tamaño, ya que los sistemas operativos de 64 Bits permiten reservar mayores cantidades de memoria RAM; estableciendo el límite a partir de la cantidad física de memoria RAM del computador. De esta manera, el sistema desarrollado, en su versión de 64 Bits, podría procesar un escaneo de TCEM de todo el cuerpo humano.
- Los resultados de la segmentación permiten la posterior edición 3D para realizar animaciones con visualización de alta calidad. Exportando los resultados al formato Wavefront (obj), es posible modificar los resultados en aplicaciones de diseño tridimensional.

8.2 Trabajo Futuro

- Optimización del sistema de generación de máscara binaria. Este subproceso del sistema usa librerías dependientes del VTK, que requieren representaciones volumétricas y de superficies para obtener la máscara binaria correspondiente a cada corte, de las imágenes provenientes de la TCEM 4D. Estas representaciones volumétricas y de superficies, son innecesarios para la generación de la máscara binaria al implementar el algoritmo de relleno de polígonos[32]. Este algoritmo optimizaría el tiempo de generación de la máscara binaria grandemente y requeriría la extracción de los datos del *pipeline* del VTK, su procesamiento y posterior reinserción al *pipeline* del sistema desarrollado.
- Disminución del error de comparación resultante E_c y E_a (sección 7.6.4) entre las segmentaciones manual estricta y aproximada. Los resultados obtenidos, evidencian unos valores de error tendientes al 10%. Estos valores deben ser reducidos, optimizando la eficiencia de la arquitectura de segmentación, así como la segmentación manual estricta.
- Filtraje Multiprocesador. Los procesamientos parciales pueden ser desarrollados independientemente; al usar la paralelización, se incrementara la capacidad de cálculo y se obtendrán resultados en una fracción del tiempo correspondiente al uso de un solo núcleo. Los procesamientos parciales, utilizados para el preprocesamiento y la segmentación por conjunto de niveles laplacianos, usarían múltiples procesadores, donde cada procesamiento parcial sería ejecutado independientemente por un procesador. Para la implementación de esta función se tomaría en consideración la cantidad de RAM del sistema, para configurar automáticamente la cantidad de cortes incluidos en cada procesamiento parcial.
- Segmentación manual multiplano. La segmentación y edición se realiza en el plano axial. Sin embargo una vez finalizada la segmentación, es útil visualizarla a través de cortes coronales y sagitales. Esta función permitirá depurar los contornos segmentados axialmente en otros planos de visualización.

- Selección de la región de interés y esquema de procesamiento multiresolución. Seleccionando la zona cardíaca y remuestreando a resoluciones menores para el procesamiento, se reducirá el tiempo de cómputo y se obtendrán resultados más rápidos.
- Operadores booleanos de segmentación manual. Esta función estaría asociada a la función de segmentación de múltiples contornos. En áreas relacionadas entre contornos, se realizarían operaciones booleanas de intersección, adición y resta tridimensional de contornos, con el objetivo de generar, una segmentación manual aproximada más rápida y eficiente.
- Personalización del *pipeline* de preprocesamiento y segmentación. El usuario podría seleccionar los filtros de preprocesamiento, así como el algoritmo de segmentación automatizado; configurando los parámetros de cada uno de los filtros independientemente.

8.3 Limitaciones

- Una limitación del método propuesto de segmentación, es el entrenamiento requerido por el usuario al trazar la segmentación manual aproximada. El usuario debe conocer el comportamiento de la evolución del filtro de conjunto de niveles laplacianos, de manera que logre trazar una segmentación manual aproximada óptima, que luego de ser procesada por este filtro, resulte en una segmentación que englobe la superficie deseada, y se adapte a las zonas trabeculares.
- Es necesario realizar la validación de la arquitectura de segmentación implementada usando múltiples bases de datos, provenientes de diferentes pacientes, así como de diferentes equipos de TCEM 4D Cardíaca.
- El sistema desarrollado no puede segmentar simultáneamente varias cavidades cardíacas. De esta manera, la segmentación simultánea de la cavidad ventricular izquierda y derecha debe ser desarrollada independientemente.
- En sistemas de 32 bits, las limitaciones de reserva de memoria, impiden el manejo

de bases de datos (de características similares a las usadas en este trabajo) que contienen más de 500 cortes. Debido a la estructura del *pipeline* de trabajo, con esta cantidad de cortes el sistema consumiría algo más de 2 GiB de RAM, el cual es el límite de reserva de memoria de los sistemas operativos de 32 Bits.

Bdigital.ula.ve

Anexo A

Librerías de Programación Usadas en el Procesamiento y Visualización de Imágenes 3D

A.1 Qt

La herramienta de desarrollo Qt es una librería de C++, que contiene un conjunto de utilidades para el desarrollo de programas con interfaz gráfica multiplataforma con el objetivo de escribir una vez y compilar en diferentes sistemas operativos. Permite a los programadores el desarrollo de aplicaciones que pueden ser ejecutadas en Windows, Mac Os X, Linux, Solaris, HP-UX y muchas otras versiones de Unix con X11. Está disponible bajo varios esquemas de licencia. Para desarrollos de código abierto, es posible usar una versión libre comercial del mismo. Qt es la base de programación del ambiente gráfico KDE de GNU/Linux y muchas otras aplicaciones de código abierto. Actualmente se encuentra en la versión 4.1.3[23, 24].

A.2 CMake

Es una herramienta de código abierto, cuya finalidad es generar proyectos de trabajo para la compilación en diferentes sistemas operativos, de código programado en lenguaje

C++ estandarizado[50].

A.3 Visualization ToolKit (VTK)

La librería de clases de VTK es un conjunto de funciones OpenGL encapsuladas que permiten la manipulación de datos tridimensionales; VTK está disponible desde 1990 y actualmente se encuentra en su versión 5.0.3, la cual posee compatibilidad con Qt bajo un plugin desarrollado por los laboratorios Sandia. Permite su programación en Visual C++, con extensiones para tcl/tk, Phyton, Java y ActiveX. Contiene más de 600 clases de objetos, cada una con propiedades, métodos y eventos, y a excepción de unas pocas clases patentadas, se encuentra bajo el esquema de licencia libre (GPL).

El VTK fue especialmente diseñado para interactuar con el objeto 3D a través del sistema OpenGL multiplataforma (Win32, Linux, OsX y Unix en general); contiene funciones de ubicación espacial, procesamiento mediante diversos filtros gráficos, deformaciones, RV, variación de los niveles de transparencia de tejidos e incluye clases que permiten realizar recorridos virtuales. El VTK permite usar la RV con información de todo un espacio tridimensional del cuerpo humano y alpha blending (nivel de transparencia de un objeto) de tejidos u órganos, permitiendo aumentar drásticamente la eficiencia y velocidad del diagnóstico médico en diferentes patologías cardiológicas[3].

La clase principal para almacenamiento de imágenes en VTK es la *vtkImageData*, la cual esta definida por cuatro (4) elementos claves:

- **Dimensiones:** define el tamaño de la imagen.
- **Origen:** la posición en el espacio del punto [0 0 0].
- **Espacio:** las dimensiones del vóxel.
- **Tipo escalar:** el tipo de imagen, que puede ser de niveles de gris, color u otro.

Una imagen de 4x4x4 tiene 64 puntos y 27 células cúbicas (ambas están implícitamente definidas).

Al trabajar con la representación volumétrica en VTK pueden surgir inconvenientes como los siguientes: las imágenes mostradas en el espacio 3D de donde fueron adquiridas lucen mal, el contraste de algunas imágenes puede ser pobre, entre otros. Una solución podría ser reformatear la imagen, sin embargo, se pierde la pista de la imagen original[3].

El VTK soporta una amplia variedad de algoritmos de visualización, procesos de escalamiento, vectorización, tensores, texturización y métodos volumétricos, así como técnicas de modelado implícito, reducción de polígonos, suavizado de modelos, cortes, contorno y triangulaciones. Además, muchos algoritmos de procesamiento de imágenes han sido integrados en el sistema para permitir la mezcla de imágenes 2D y 3D[3].

A.4 Insight ToolKit (ITK)

El ITK es una librería de software de código abierto orientada a objetos para procesamiento de imágenes, segmentación y puesta en correspondencia. A pesar de ser extensa, está diseñada para ser simple de usar una vez que se aprenden los principios básicos y la metodología implementada[26].

En 1999 la librería Nacional de Medicina de Estados Unidos del Instituto Nacional de Salud inició un contrato de 6 años para el desarrollo de una utilidad de código abierto de puesta en correspondencia y segmentación, que eventualmente fue conocido como Insight Toolkit (ITK) y formó la base del Insight Software Consortium. Este consorcio incluía tres casas comerciales y tres universidades: Universidad de Carolina del Norte (UNC), Universidad de Tennessee (UT) y la Universidad de Pennsylvania (UPenn), además de algunos subcontratistas provenientes del Hospital de Mujeres de Brigham, la Universidad de Columbia y la Universidad de Pittsburgh. En el 2002 la primera versión pública del ITK fue liberada. El contrato con la Librería Nacional de Medicina de US se extendió por 13 años con el objetivo de ampliar las capacidades del ITK. Actualmente bajo desarrollo activo, ITK permite realizar segmentación y puesta en correspondencia en dos, tres y más dimensiones[9, 26].

A.5 Grass roots DiCoM (GDCM)

La librería de código abierto GDCM, es una herramienta que permite realizar funciones de lectura, edición y escritura del formato DICOM multiserie, que es el formato bajo el cual se almacenan las imágenes provenientes de la TCEM. El GDCM posee clases que permiten la conexión a la librería VTK, de esta manera, los resultados de una lectura de DICOM multiserie son almacenados como una clase *vtkImageData*, integrando la lectura del GDCM al *pipeline* del VTK[47].

Bdigital.ula.ve

Anexo B

**Congreso Latinoamericano de
Ingeniería Biomédica CLAIB 2007**

[Bdigital.ula.ve](http://bdigital.ula.ve)

A Level-set Segmentation Approach for 4-D Cardiac Images

Arnolfo Marciales¹, Rubén Medina² and Mireille Garreau³

¹Universidad de Los Andes, Postgrado de Ingeniería Biomédica, Mérida 5101, Venezuela

²Universidad de Los Andes, Grupo de Ingeniería Biomédica (GIBULA), Mérida 5101, Venezuela

³Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image (LTSI), Université de Rennes 1, Rennes 35042, France

Abstract— Cardiac diseases are one of the main causes of death in the World. This has motivated an important research effort aiming at the development of accurate tools for improving diagnosis and treatment. Recently, the Multi-Slice Computerized Tomography (MSCT) has emerged as a new source of 4D cardiac images that enables recording of cardiac shapes and their dynamical behavior during the cardiac cycle. This imaging technology requires the development of accurate techniques for analyzing and quantifying these images. This work presents the development of a software tool that enables a semi-automatic segmentation of cardiac cavities in MSCT images. The system core is a Level-Set algorithm. According to this algorithm, the contour is embedded as a zero level set of a higher dimensional level set function whose evolution described by a differential equation is performed considering features extracted from the images. The segmentation tool allows the user to define an initial rough segmentation by manual tracing of several contours in the 3D MSCT database. This approximate segmentation is improved using the level-set algorithm. The validation is performed by comparing the segmentation obtained using the level-set based algorithm with respect to the segmentation performed by medical experts. First results based on left ventricle extraction are promising.

Palabras claves— Level sets, Left Ventricle segmentation.

I. INTRODUCTION

Cardiac diseases are one of the main causes of death in the world [1]. Over 80% of cardiovascular disease deaths take place in low-and middle-income countries and occur almost equally in men and women. The mortality due to cardiovascular diseases affect people in an ample range of ages and very often the family income is severely limited and globally affect the economy of the country. This has motivated the development of a comprehensive and integrated action for preventing and controlling the cardiovascular diseases. Among these actions the developments of new devices and procedures using high technology plays an important role. Computerized Tomography (CT) is a medical imaging modality based on X-rays that enables visualization of slices of a patient after reconstruction from projections acquired while the gantry rotates around the patient. This imaging modality has been evolving during the years.

One of the improvements has been the incorporation of the table axial motion while the gantry rotates leading to the Helical Computerized Tomography, allowing the reduction of the acquisition time and improving the resolution of images. Computerized Tomography is mainly useful for imaging organs that has not substantial motion during the acquisition time. However, the new technological improvements of CT scanners are both the reduction of the rotation time and the incorporation of multi-row detector arrays that leads to the Multi-Slice Computerized Tomography (MSCT) [2]. Cardiac images are now possible using this technology with at least 16 detector slices, three rotations per second and using electrocardiographic (ECG) triggering. This procedure enables acquisition up to 22 3-D images representing the cardiac cycle.

Cardiac images acquired using the MSCT technology are not only useful for visualizing and inspecting the heart and vessels but their application can be extended for incorporating other useful features like quantification and parameters determination, advanced surgical planning and simulation. A key task for achieving these applications is the accurate detection and delineation of organs that corresponds to the segmentation procedure. The segmentation of medical images is a difficult task due to the complexity and variability of anatomic organs, sampling artifacts, noise and low contrast [3].

Segmentation of cardiac cavities in 3-D images has been mainly studied for cardiac Magnetic Resonance Images (MRI). A robust method for performing this task has been reported by Mitchel *et al.* [4]. Their segmentation method is based on a hybrid 3-D Active Shape (ASM) / Active Appearance Model (AAM) that improves the matching results. As cardiac MSCT images is a novel imaging modality there are only a few published reports about cardiac cavities segmentation. In van Assen *et al.* [5] 3-D Active Shape Models (3D-ASM) are used for performing the automatic three-dimensional segmentation of cardiac cavities in MSCT images. In Fleureau *et al.* [6] a segmentation method for MSCT images is reported. The method is semi-automatic and enables multi-object segmentation by combining supervised classification methodologies with a region growing algorithm coupled with a connectivity approach.

In this paper we reports on a semi-automatic segmentation method for detecting the Left Ventricle cavity in 3-D MSCT images using Level-Sets techniques [7]. The level set formalism has proved particularly appropriate for segmenting complex shapes: the detected surface can change topology, and the result is less dependent on initialization than with any other iterative method [7].

II. BACKGROUND ON LEVEL-SET SEGMENTATION

The general form for the energy of a deformable contour $\Gamma: [0, 1] \rightarrow \mathcal{R} \times \mathcal{R}$ defined in the plane Ω is given by:

$$E(\Gamma) = \int_0^1 (\alpha E_{\text{int}}(\Gamma) + \beta E_{\text{img}}(I(\Gamma)) + \gamma E_{\text{ext}}(\Gamma)) dp, \quad (1)$$

where I is the input image, E_{int} is the internal energy that imposes smoothness constraints, E_{img} is the image energy that makes the curve to be attracted to the target edges and E_{ext} represents the prior knowledge. The constants α , β and γ weight the relative importance of each term. The optimization of this cost function is performed using the calculus of variations. In the general case, the flow for the deformable contour is expressed as:

$$\Gamma(p; t) = (\alpha F_{gm}(\Gamma) + \beta F_{img}(I) + \gamma F_{ext}(\Gamma)) \mathbf{N}, \quad (2)$$

in this case, F_{gm} is the internal force that depends on the spatial derivatives and curvature of the contour. The term F_{img} is the force that attract to edges in the image and F_{ext} is the force imposed by the prior information. The inward normal to the contour is represented by \mathbf{N} . In the level set approach, the evolving contour is embedded as the zero level $\Gamma(p, t) = \{X \in \mathcal{R}^2 | \Psi(X, t) = 0\}$ of a time-varying higher dimensional function:

$$\Psi(X, t) = \begin{cases} 0, & X \in \Gamma \\ -c, & X \in \Gamma_{in} \\ +c, & X \in \Gamma_{out} \end{cases} \quad (3)$$

The evolution rule for Ψ can be expressed as:

$$\frac{\partial \Psi}{\partial t} + F |\nabla \Psi| = 0 \quad (4)$$

where F is a term including the weighted forces in equation (2). The surface Ψ is deformed iteratively according to F and the position of the contour $\Gamma(p, t)$ is obtained from

Ψ as the zero level set. In practice this leads to the following iterative relation:

$$\Psi(X, t_{n+1}) = \Psi(X, t_n) - \Delta t F |\nabla \Psi(X, t_n)|, \quad \forall X \in \mathcal{R}^2 \quad (5)$$

The design of the force component can be performed as recommended in [7] and the iteration step Δt can be manually set.

III. METHODS

A. Data source

The input images are a sequence of MSCT images acquired on a healthy volunteer (36 years, without pathology) with a 16-slice CT system (LightSpeed-16 General Electric Medical Systems) at 400 mA, tube voltage 120 kVp, with a section thickness of 0.625 mm. The data acquisition was R wave triggered. Each image is quantized with 12 bits per pixel and the size of each slice is 512×512 pixels.

B. Initial approximate segmentation

Our level-sets based segmentation method is semi-automatic. An approximate initial segmentation is necessary as initialization of the level-set algorithm. This approximate segmentation is obtained by manually tracing the Left Ventricle (LV) contour in a sub-set of slices of the MSCT database. A small sub-set of 10 out of 326 slices in the database is adequate for attaining the final segmentation. Fewer slices could be used; however, the number of iterations necessary for obtaining the optimal final segmentation increases. The approximate 3D shape of the LV is constructed from this set of contours using linear interpolation.

C. Segmentation Application design

The application was developed using ISO C++ standard [8] as platform independent software relying on open-source libraries. The software is composed of the following sub-systems:

Graphical user interface (GUI): The GUI was developed using the C++ Qt library [9]. This library includes a set of tools for developing multiplatform graphical user interfaces.

DICOM image reader: The DICOM MSCT database is read using the open source library GDCM. This library enables reading/writing and parsing DICOM medical files.

Visualization library: The visualization is performed using the open-source library entitled The Visualization Toolkit (VTK) [10]. The library enables volume and surface

rendering, basic image processing as well as reading and saving of images using several standard formats.

Image Processing Library: The preprocessing and level-set based segmentation is performed using the Insight Toolkit (ITK) [11]. This library is open source and includes object classes for image processing, segmentation and registration.

D. Level-sets based segmentation

The ITK pipeline requires as input the binary object representing the 3D approximated initial segmentation and the feature image that corresponds to a preprocessed version of the original 3D MSCT database. As the left ventricle has a subtle interface at the base, where the valves are located, a carefully designed preprocessing step is necessary. The preprocessing step corresponds to a contour enhancement using a gradient magnitude recursive Gaussian image filter [12]. This filter is able to suppress the noise in the image while the edges are enhanced. The filter is applied using $\sigma = 8$. The gradient magnitude is enhanced using a sigmoid filter for completing the preprocessing stage.

The ITK level sets segmentation defines the force term in equation (5) based on second derivative features in the image. The level-sets segmentation algorithm has as a goal to refine the initial segmentation to better match the enhanced edges in the feature image. In this case only the internal force F_{gm} and the image force F_{img} are considered. The weighting constants are set for providing the lower segmentation error w.r.t. the manual segmentation, as: $\alpha = 1.0$ and $\beta = 2.0$. The left ventricle segmentation was performed using 12 iterations.

E. Validation of the segmentation results

Results from the segmentation algorithm are compared with respect to the manual segmentation performed by an expert (cardiologists). The comparison was performed using quantitative measures published recently [13] representing the contour error and volume conformity respectively:

$$E_c = \frac{\sum_{x,y,z \in R_E} \{a_P(x,y,z) \otimes a_D(x,y,z)\}}{\sum_{x,y,z \in R_E} a_D(x,y,z)} \quad (6)$$

$$E_A = \frac{\left| \sum_{x,y,z \in R_E} a_D(x,y,z) - \sum_{x,y,z \in R_E} a_P(x,y,z) \right|}{\sum_{x,y,z \in R_E} a_D(x,y,z)} \quad (7)$$

with,

$$a_P(x,y,z) = \begin{cases} 1, & (x,y,z) \in R_P \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (8)$$

$$a_D(x,y,z) = \begin{cases} 1, & (x,y,z) \in R_D \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$

In this case, R_P is the region within segmented object and R_D is the region within the manually segmented object. R_E is the evaluation region and \otimes is the exclusive OR operator.

IV. RESULTS

A sample of the GUI used for tracing the manual contours necessary for constructing the approximate initial segmentation is shown in Fig. 1. The segmentation software is currently being validated using real data. Results for the segmentation are shown in Fig. 2 and Fig. 3. In Fig. 2, a slice of the 3D segmentation is shown overlaid on the preprocessed image using three standard slicing views. A 3D rendering of the segmented object is shown at the bottom right in the Figure. A detailed volume rendering of the final 3D segmentation is shown in Fig. 3. The percentage of the error is 11.71% (equation 6). The volume conformity is 95.45% (equation 7). In this case, the volume conformity is high (the optimal is 100%); however, the percentage of

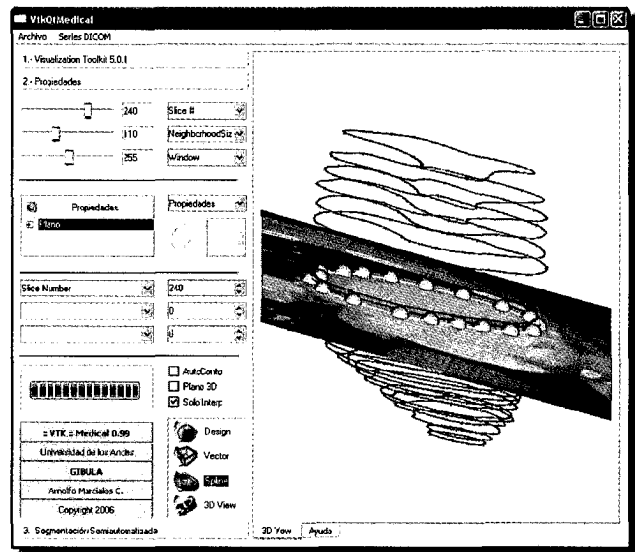


Fig. 1. Graphical User Interface (GUI) used for performing the manual segmentation

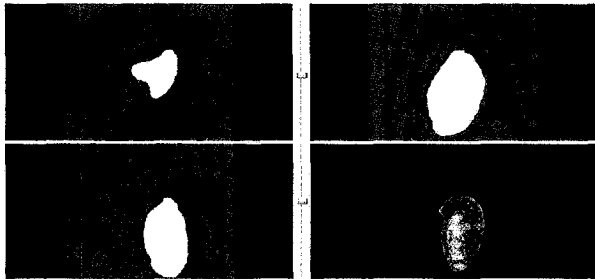


Fig. 2. Result for the Level-sets based segmentation of the Left Ventricle. The 3D object is shown in the bottom right. The rest of images show three slices of the binary object overlaid on the contour map for the MSCT database.



Fig. 3. 3D shape of the Left Ventricle estimated using the segmentation based on Level-Sets techniques. The Left ventricle is shown from several views.

contour error is moderate suggesting the need of a more complete validation considering a group of experts for tracing the reference segmentations.

V. CONCLUSIONS

A semiautomatic segmentation software tool has been presented. The system is based on platform independent open source libraries. The core of the segmentation tool is the level-set algorithm that provides more robust results than conventional deformable contour algorithms. First results are promising; however a further validation is necessary. In this case, results provided by the segmentation algorithm should be compared with segmentations traced by a set of experts aiming at assessing the intra-expert variability.

ACKNOWLEDGEMENTS

This work was supported by the CDCHT of the Universidad de Los Andes and FONACIT grant G-2005000342. Authors would also like to thank Hervé Le Breton and Dominique Boulmier from the Centre Cardio-Pneumologique in Rennes, France for providing the human MSCT database.

REFERENCIAS

1. American Heart Association, (2006), Heart Disease and Stroke Statistics-2006 Update. Dallas: American Heart Association.
2. T. O. J. Fuchs, M. Kachelrieß, and W. A. Kalender, (2000), System performance of multislice spiral computed tomography, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, no. 9, pp. 63–70.
3. S. Lakare, (2000), 3D segmentation techniques for medical volumes, Department of Computer Science, State University of New York, New York, U.S.A., Tech. Rep. Research proficiency Exam.
4. J. Jones, S. C. Mitchell, B. P. F. Lelieveldt, R. J. vander Geest, H. G. Bosch, J. H. C. Reiber, and M. Sonka, (2001), Multistage hybrid active appearance model matching: segmentation of left and right ventricles in cardiac MR images, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 20, no. 5, pp. 415–423.
5. H. C. van Assen, R. J. vander Geest, M. G. Danilouchkine, H. J. Lamb, J. H. C. Reiber, and B. P. F. Lelieveldt, (2003), 3D active shape model matching for left ventricle segmentation in cardiac CT, in *Proceedings of the SPIE 2003–Medical Imaging 2003: Image Processing*, vol. 5032, 2003, pp. 384–393.
6. J. Fleureau, M. Garreau, A. I. Hernandez, A. Simon, and D. Boulmier, (2006), Multi-object and n-d segmentation of cardiac MSCT data using SVM classifiers and a connectivity algorithm, *Proceedings of Computers in Cardiology*, vol. 33, pp. 817–820.
7. S. Osher and J. Sethian, (1988), Fronts propagating with curvature-dependent speed: Algorithms based on hamilton-jacobi formulations, *Journal of Computational Physics*, vol. 79, pp. 12–49.
8. B. Stroustrup, (2004), *The C++ Programming Language*, Special Edition, 4th ed. USA: Prentice-Hall.
9. M.S. Jasmin Blanchette, (2004), *C++ GUI Programming with Qt3*. USA: Prentice-Hall PTR.
10. W. J. Schroeder, K. M. Martin, and W. E. Lorensen. (2004), *The Visualization Toolkit An Object-Oriented Approach To 3D Graphics*. Prentice-Hall, third edition, USA.
11. Terry S. Yoo, (2004), *Insight into Images: principles and practice for medical image segmentation, registration and image analysis*, ed. A.K. Peters, USA.
12. R. Deriche. (1990), Fast algorithms for low level vision, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 12(1):78–87.
13. Elco Oost, Gerhard Koning, Milan Sonka, Pranobe V. Oemrawsingh, Johan H. C. Reiber, and Boudewijn P. F. Lelieveldt, (2006), Automated Contour Detection in X-ray Left Ventricular Angiograms Using Multiview Active Appearance Models and Dynamic Programming, *IEEE Transactions On Medical Imaging*, Vol. 25, No.9, pp.1158-1171.

Autor: Rubén Medina
 Instituto: Grupo de Ingeniería Biomédica (GIBULA)
 Calle: La Hechicera
 Ciudad: Mérida
 País: Venezuela
 E-mail: rmedina@ula.ve

Anexo C

Manual del Usuario

Como se aprecia en la Figura C.1, VtkQtMedical requiere la carga de una base de Datos DICOM Multiserie. Haciendo doble Click con el botón izquierdo del ratón sobre el menú base de datos TCEM se carga la ventana de búsqueda de series DICOM. La búsqueda de series se realiza a través de directorios donde se encuentran los datos DICOM. Seleccione la carpeta y oprima el botón OK. El sistema realiza la búsqueda de las series DICOM y retorna una ventana informando la cantidad de series encontradas.

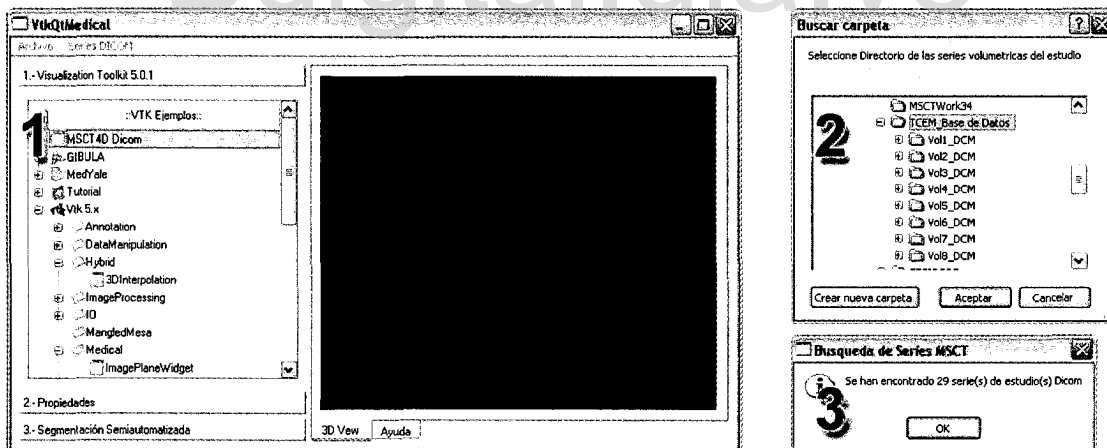


Figura C.1: 1, presionando dos veces el botón izquierdo del ratón se activa el sistema de carga de base de datos. 2, selección del directorio donde se encuentran las series del paciente. 3, número de series encontradas del paciente.

Como se aprecia en la Figura C.2, se activa entonces el menú de trabajo de Series DICOM. Proceda a seleccionar una de las series a visualizar, seleccionándola y oprimiendo el botón aceptar, realizando la carga de dicha serie.

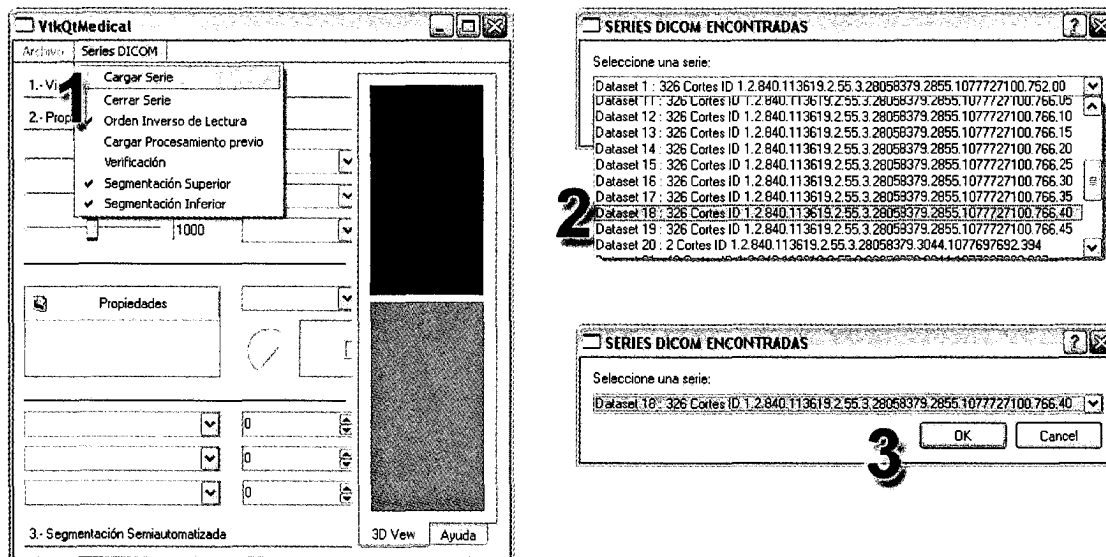


Figura C.2: 1, seleccionando la opción **Cargar Serie** del menú Series DICOM se activa la ventana de selección de serie (2). Seleccionando una serie y presionando el botón **OK** (3) se carga la serie en memoria.

La segmentación manual se realiza dibujando un contorno poligonal, donde se inicializa oprimiendo el botón central de ratón, y se continua la creación de puntos con el mismo botón. Para finalizar la selección de un contorno se oprime CTRL + botón central del ratón, como se evidencia en la Figura C.3. El resto de las funciones de edición de puntos se explican en la sección 6.3.1. Al finalizar la creación del contorno poligonal el sistema transforma la selección en un contorno B-Spline. Una vez finalizada la segmentación de los cortes representativos de cambios anatómicos, se puede guardar el resultado en el menú en formato de archivo de trabajo de segmentación manual **vtkmed**.

Luego se procede a interpolar todos los cortes y generar la máscara binaria, activando la casilla de verificación **AutoContorno** como se evidencia en la Figura C.3. Activando la solapa Segmentación Semiautomatizada se oprime a continuación el botón LevelSets para activar la ventana de preprocesamiento. Esta ventana permite seleccionar los parámetros de los filtros de preprocesamiento, modificando las barras de desplazamiento correspondientes y previsualizando los cambios en la imagen de los mismos, como se aprecia en la Figura C.4. Una vez configurados los parámetros de los filtros se procede a aplicar los cambios a la base de datos volumétrica. Al final de este proceso se carga la ventana de segmentación automatizada por **conjunto de niveles**.

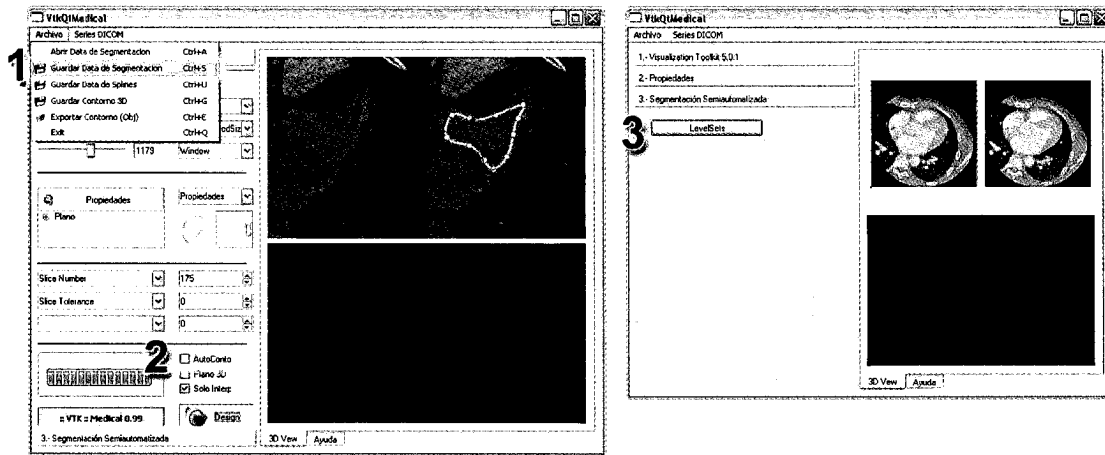


Figura C.3: 1, función que permite guardar el trabajo de segmentación manual. 2, activando la casilla Autocontorno, se activa el sistema de generación de máscara binaria volumétrica. 3, presionando el botón LevelSets se procede a cargar el sistema de preprocesamiento.

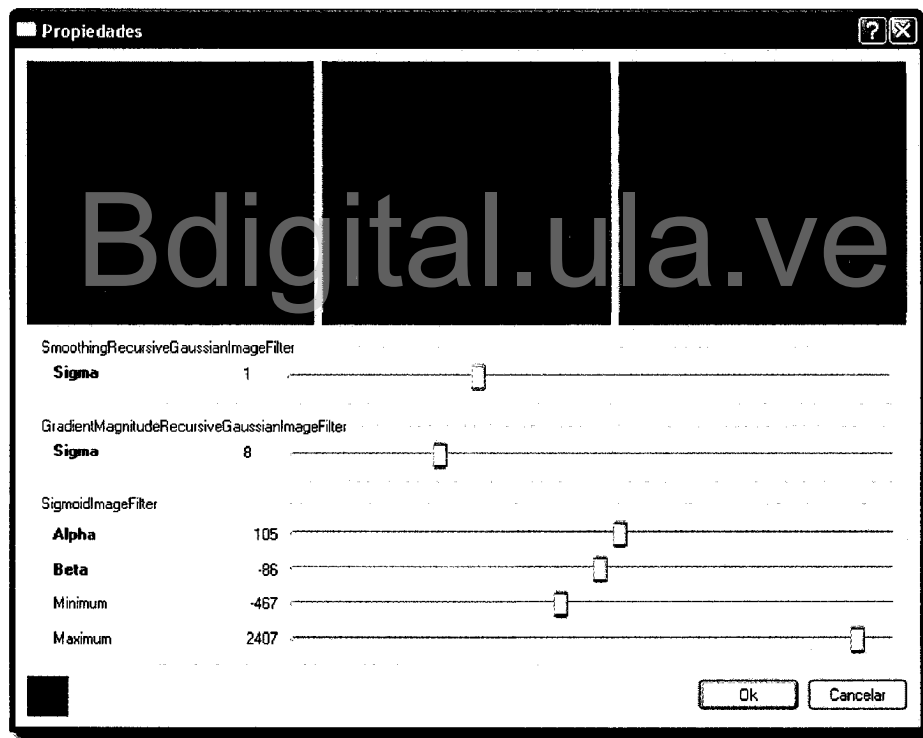


Figura C.4: Ventana de preprocesamiento, se previsualizan los resultados de los cambios en los diferentes parámetros de los tres filtros usados. Presionando el botón OK se aplican los cambios a todos los datos.

En la ventana de **conjunto de niveles** se muestran las vistas de la superficie volumétrica segmentada manualmente y su volumen tridimensional. Modificando los parámetros del filtro de conjunto de niveles, se procede a aplicar el filtraje a la máscara binaria volumétrica

oprimiendo el botón **evolucionar**, como se aprecia en la Figura C.5. Una vez finalizado, se muestran los resultados y se pueden volver a evolucionar para mejorar la adaptación del volumen resultante a la superficie anatómica. Los resultados de cada evolución son almacenados automáticamente en el formato de archivo de modo volumétrico **vti**.

VtkQtMedical permite comparar dos volúmenes con la función de validación. Esta función se encuentra en la solapa Propiedades de la ventana de conjunto de niveles, como se aprecia en la Figura C.5. Oprimiendo el botón Máscara Original se solicita el volumen de comparación en el formato de archivo de resultados de modo volumétrico **vti**, posteriormente oprimiendo el botón verificar, se realizan los cálculos de comparación con respecto a los resultados del filtro de conjunto de niveles.

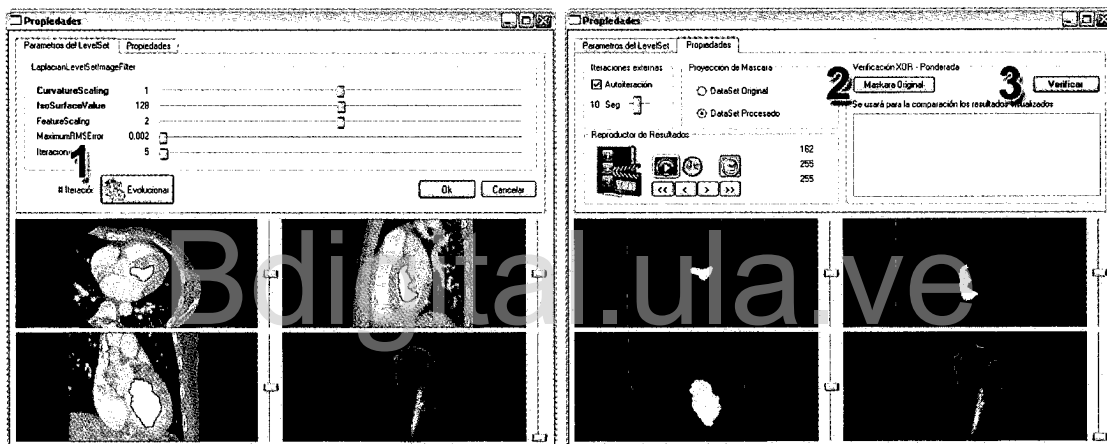


Figura C.5: Ventana de segmentación automatizada. 1, presionando el botón Evolucionar se aplica el filtro de conjunto de niveles al volumen binario. Sistema de validación: 2, presionando el botón Máscara Original se carga el volumen binario de comparación; 3, presionando el botón Verificar se realizan los cálculos de validación.

Bibliografía

- [1] E. Braunwald and D. P. Zipes, Eds., *Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine*, 7th ed. USA: W.B. Saunders, 2004.
- [2] G. William, Ed., *Review of Medical Physiology*, 21st ed. USA: Lange Medical Books/McGraw-Hill, 2003.
- [3] W. Schroeder, K. Martin, and W. Lorensen, Eds., *The Visualization Toolkit, An Object-Oriented Approach To 3D Graphics*, 3rd ed. New York: Kitware., 2003.
- [4] M. Rohrer, "Multislice ct technology," Berlin, Germany, Tech. Rep., 2003. [Online]. Disponible: http://www.multislice-ct.com/msct_technology_2003_03_05.pdf
- [5] R. L. Erik, "Cardiac computed tomography imaging: a history and some future possibilities," Mayo Medical School, Minnesota, USA, Tech. Rep., 2003.
- [6] M. Kaus, J. von Berg, J. Weese, W. Niessen, and V. Pekar, "Automated segmentation of the left ventricle in cardiac mri," *Medical Image Analysis*, vol. 8, no. 345, pp. 245–254, 2004.
- [7] J. Sethian, "Level set methods: An act of violence," Hamburg, Germany, Tech. Rep., 2004. [Online]. Disponible: http://www.multislice-ct.com/www/media/introduction/msct_technology_2004_06_01_v02.pdf
- [8] J. Sethian, "Review of the theory, algorithms, and applications of level set methods for propagating interfaces," in *Cambridge University Press*, Cambridge, UK, 1995, pp. 487–499.
- [9] (2007, May) The itk software guide updated for itk version 2.4. [Online]. Disponible: <http://www.itk.org/HTML/Download.php>
- [10] J. Russ C., Ed., *The Image Processing Handbook*, 3rd ed. Florida: Prentice Hall, 1999.
- [11] C. Baillard, P. Hellier, and C. Barillot, "Cooperation between level set techniques and dense 3d registration for the segmentation of brain structures," in *ICPR*, 2000, pp. 1991–1994.
- [12] S. C. Mitchell, B. P. F. Lelieveldt, R. J. van der Geest, H. G. Bosch, J. H. C. Reiber, and M. Sonka, "Multistage hybrid active appearance model matching: Segmentation of left and right ventricles in cardiac mr images." in *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 20, no. 5, 2001, pp. 415–423.

- [13] H. van Assen, R. van der Geest, M. Danilouchkine, H. Lamb, J. Reiber, and B. Lelieveldt, "3d-active shape model matching for left ventricle segmentation in cardiac ct." in *Proceedings of the SPIE*, vol. 5032, 2003, pp. 384–393.
- [14] E. Sifakis, C. Garcia, and G. Tziritas, "Bayesian level sets for image segmentation." in *Journal of Visual Communication and Image Representation*, vol. 13, 2002, pp. 44–64.
- [15] J. Yang and J. S. Duncan, "3d image segmentation of deformable objects with shape-intensity prior models using level sets," *Medical Image Analysis*, vol. 8, pp. 285–294, 2004.
- [16] M. Lynch., O. Ghita, and P. Whelan, "Automatic segmentation of the left ventricle cavity and myocardium in mri data." in *Computers in Biology and Medicine*, vol. 36, 2006, pp. 389–407.
- [17] S. Zambal, J. Hladůvka, and K. Bühler, "Improving segmentation of the left ventricle using a two-component statistical model." in *Vienna, Austria*, 2006, pp. 1991–1994.
- [18] D. Fritza, D. Rinckb, R. Dillmanna, and M. Scheueringb, "Segmentation of the left and right cardiac ventricle using a combined bi-temporal statistical model." in *Germany*, 2006.
- [19] M. Lynch, O. Ghita, and P. Whelan, "Left-ventricle myocardium segmentation using a coupled level-set with a priori knowledge." in *Computerized Medical Imaging and Graphics*, no. 30, 2006, pp. 255–262.
- [20] S. Yamamoto, S. Hamada, M. Miyamoto, J. Masumoto, M. Komizu, G. Iinuma, and N. Moriyama, "A new approach towards volumetric assessment of left ventricular function with msct." in *Biomedical Imaging and Intervention Journal*, vol. 3, 2006.
- [21] J. Fleureau, M. Garreau, A. Hernández, A. Simon, and D. Boulmier, "Multi-object and n-d segmentation of cardiac msct data using svm classifiers and a connectivity algorithm." in *Computers in Cardiology*, vol. 33, 2006.
- [22] A. Cristoforetti, L. Faes, F. Ravelli, M. Centonze, M. D. Greco, R. Antolini, and G. Nollo, "Isolation of the left atrial surface from cardiac multi-detector ct images based on marker controlled watershed segmentation." in *Medical Engineering and Physics*, 2007.
- [23] (2007, May) Trolltech qt website. [Online]. Disponible: <http://www.trolltech.com/>
- [24] J. Blanchette and M. Summerfield, Eds., *C++ GUI Programming with Qt 3*. USA: Prentice Hall PTR, 2004.
- [25] (2007, May) Vtk website. [Online]. Disponible: <http://www.vtk.org/>
- [26] (2007, May) Itk website. [Online]. Disponible: <http://www.itk.org/>
- [27] G. Gardner and O'Rahilly, Eds., *Anatomía*, 5th ed. Mexico: Latinoamericana, 1996.

- [28] B. A. Houssay, Ed., *Fisiología Humana*, 5th ed. Argentina: El Ateneo, 1980.
- [29] A. C. Guyton and J. E. Hall, Eds., *Textbook of Medical Physiology*, eleventh ed. USA: Elsevier Saunders, 2006.
- [30] A. C. Kak and M. Slaney, Eds., *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. Boston: IEEE Press., 1998.
- [31] D. N. C. Pereira, "Tomografía axial computada," Universidad de la República Oriental del Uruguay, Uruguay, Tech. Rep., 2004.
- [32] L. Ammeraal, Ed., *Programming Principles in Computer Graphics*, 2nd ed. England: Wiley Professional Computing, 1992.
- [33] D. N. Hans, "Multislice ct technology, clinical science ct," Hamburg, Germany, Tech. Rep., 2004. [Online]. Disponible: http://www.multislice-ct.com/www/media/introduction/mset_technology_2004.06.01_v02.pdf
- [34] (2007, May) The kitware website. [Online]. Disponible: <http://public.kitware.com/>
- [35] B. Lichtenbelt and R. Crane, Eds., *Introduction to Volume Rendering*. New Jersey: Prentice Hall., 1998.
- [36] N. Paragios, Y. Chen, and O. Faugeras, Eds., *Handbook of Mathematical Models in Computer Vision*. New York: Springer, 2006.
- [37] S. Osher and N. Paragios, Eds., *Geometric Level Set Methods in Imaging, Vision and Graphics*. New York: Springer, 2003.
- [38] S. Osher and J. Sethian, "Fronts propagating with curvature-dependent speed: Algorithms based on hamilton-jacobi formulations," in *Journal of Computational Physics*, vol. 79, no. 100, 1988, pp. 12–49.
- [39] S. Osher, A. Sole, and L. Vese., "Image decomposition and restoration using total variation minimization and the h-1 norm," in *Multiscale Model. Simul*, Cambridge, UK, 2003, pp. 349–370.
- [40] J. Tsitsiklis, "Efficient algorithms for globally optimal trajectories," in *33rd Conference on Decision and Control*, Nagoya, Japan, 1994, pp. 1368–1373.
- [41] R. Goldenberg, R. Kimmel, E. Rivlin, and M. Rudzsky, "Fast geodesic active contours," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 10, no. 100, pp. 1467–1475, 2001.
- [42] (2007, Mar.) Microsoft developer network website. [Online]. Disponible: <http://msdn.microsoft.com/>
- [43] D. R. Brandt, Ed., *Architectures Exam 70-100 Microsoft Certified Solution Developer*. Arizona: Coriolis, 1999.

-
- [44] Deitel and Deitel, Eds., *C++ How to Program*, 5th ed. USA: Prentice Hall, 2005.
- [45] T. Crawford and P. Prinz, Eds., *C: In a Nutshell*, 3rd ed. USA: O'Reilly, 2005.
- [46] B. Stroustrup, Ed., *The C++ Programming Language, Special Edition*, 4th ed. USA: Prentice Hall, 2004.
- [47] (2007, Sep.) Gdcm website. [Online]. Disponible: <http://www.creatis.insa-lyon.fr/Public/Gdcm/>
- [48] A. Bravo, "Simulación y reconstrucción en 4-d del ventrículo izquierdo en imagenología cardíaca," Ph.D. dissertation, Universidad Simón Bolívar, Venezuela, 2006.
- [49] R. Goldenberg, R. Kimmel, E. Rivlin, and M. Rudzsky, "Extraction of left ventricular contours from left ventriculograms by means of a neural edge detector," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 23, pp. 330–339, 2004.
- [50] (2007, Sep.) Cmake website. [Online]. Disponible: <http://www.cmake.org>

Bdigital.ula.ve