

# Tomografía computarizada por rayos X en cardiología

*X-ray computed tomography in cardiology*

49

Antonio J. Bravo, MgSc, PhD<sup>1\*</sup>, Felida Roa, MgSc<sup>2</sup>, Miguel Vera, MgSc, PhD<sup>3,4</sup>, Julio Contreras-Velásquez, MgSc<sup>4</sup>, Yoleidy Huérfano, MgSc<sup>3</sup>, José Chacón, MgSc, PhD<sup>4</sup>, Sandra Wilches-Durán, MgSc<sup>4</sup>, Modesto Graterol-Rivas, MgSc, PhD<sup>4</sup>, Daniela Riaño-Wilches, BSc<sup>5</sup>, Joselyn Rojas, MD, MSc<sup>6</sup>, Valmore Bermúdez, MD, MSc, MPH, PhD<sup>4,7</sup>

<sup>1</sup>Coordinación de Investigación Industrial, Decanato de Investigación, Universidad Nacional Experimental del Táchira, San Cristóbal, 5001, Táchira, Venezuela.

E-mail de correspondencia: [abravo@unet.edu.ve](mailto:abravo@unet.edu.ve)\*

<sup>2</sup>Grupo de Bioingeniería, Decanato de Investigación, Universidad Nacional Experimental del Táchira, San Cristóbal, 5001, Táchira, Venezuela

<sup>3</sup>Grupo de Investigación en Procesamiento Computacional de Datos (GIPCD-ULA) Universidad de Los Andes-Táchira, Venezuela

<sup>4</sup>Grupo de Investigación Altos Estudios de Frontera (ALEF), Universidad Simón Bolívar, Cúcuta, Colombia

<sup>5</sup>Facultad de Medicina, Universidad de los Andes, Bogotá, Colombia.

<sup>6</sup>Pulmonary and Critical Care Medicine Department. Brigham and Women's Hospital. Harvard Medical School. Boston, MA. USA 02115.

<sup>7</sup>Centro de Investigaciones Endocrino-Metabólicas "Dr. Félix Gómez" Facultad de Medicina. Universidad del Zulia, Venezuela.

## Resumen

La tomografía computarizada por rayos X es una modalidad utilizada rutinariamente en la práctica clínica. Esta modalidad genera un conjunto de imágenes en bidimensionales, cada una de las cuales representa una rodaja que incluye información sobre la anatomía interna del paciente. Las imágenes tridimensionales son obtenidas a partir de proyecciones radiológicas mediante técnicas de reconstrucción. Las proyecciones son obtenidas por la exposición del objeto a radiaciones de rayos X según distintos ángulos y por la medición del grado de absorción del haz que atraviesa al objeto. El presente artículo muestra la aplicación de esta tecnología de imágenes médicas y sus avances en cardiología.

**Palabras clave:** tomografía computarizada, rayos X, cardiología

## Abstract

# X

-ray computed tomography is a modality routinely used in clinical practice. This modality generates a set of two-dimensional images, each representing a slice that includes information about the patient's anatomy. Three-dimensional images are obtained from radiological projections using reconstruction techniques. The projections are obtained by exposing the object to X-ray radiation at different angles and by measuring the degree of absorption of the beam passing through the object. The present article shows the application of this technology of medical images and its advances in cardiology.

**Keywords:** Computerized tomography, X ray, cardiology

La tomografía computarizada por rayos X (CT) es la más vieja de todas las modalidades imagenológicas tridimensional (3D) y sobre la que probablemente se han realizado la mayor cantidad de desarrollos técnicos<sup>1</sup>. El desarrollo de la CT en la década de los 70, tuvo un impacto revolucionario en la imagenología diagnóstica con rayos X, debido a proporciona la capacidad de examinar estructuras internas del cuerpo de una forma no invasiva con una alta exactitud y especificidad. Adicionalmente, elimina o minimiza a gran escala los problemas de las técnicas radiológicas convencionales, principalmente asociados a la pérdida de detalles originadas por la superposición de la información de estructuras 3D en un detector bidimensional (2D). Además, un alto porcentaje de la radiación detectada es esparcida a lo largo del paciente, produciendo una disminución de la relación señal a ruido de la información registrada.

El principal objetivo de la CT es producir una representación en dos dimensiones del coeficiente de atenuación de los rayos X, a lo largo de una delgada sección transversal del cuerpo humano. Los tejidos de diferentes estructuras del cuerpo, presentan una composición elemental diferente, por lo tanto tienden a exhibir diferentes respuestas frente a los rayos X. En consecuencia, una imagen por CT describe varias estructuras del cuerpo, mostrando sus relativas relaciones anatómicas. Cuando un haz de monocromáticos rayos X pasa a través del cuerpo, el mismo es diferencialmente absorbido y esparcido por las estructuras localizadas en la trayectoria que sigue el haz. La cantidad de absorción depende tanto de la densidad física y de la composición anatómica de estas estructuras, como de la energía del haz. En el rango de energía diagnóstica, las interacciones constituyen principalmente en ionización molecular generada por el esparcimiento y la absorción fotoeléctrica<sup>2</sup>.

El esparcimiento es generalmente minimizado por medio de la colimación de los rayos, y la superposición es eliminada por la exploración a través del plano transaxial, es decir, la fuente de rayos X y el detector son colimados, para definir un haz que pasa solamente a través del plano transversal, y son rotados alrededor del cuerpo, tal que, los patrones de absorción de los rayos X, son registrados a partir de diferentes direcciones sobre el plano transversal. Un colimador es un dispositivo útil para obtener un haz de radiación, rayos X, de la sección transversal limitada. Los rayos X transmitidos a través del plano son captados por detectores, los cuales tienen la capacidad de registrar intensidades diferentes con el 0.1 % de exactitud, mientras que los coeficientes de atenuación de estructuras individuales ubicados en la trayectoria del haz, pueden ser determinados con 0.5 % de exactitud, de acuerdo con conjuntos analizados matemáticamente<sup>3</sup>.

La distribución de los coeficientes de atenuación es determinada por la Ley de la física de radiaciones (Ley de Lambert-Beer), la cual expresa que cuando un haz de rayos X monoenergético, pasa a través de un objeto de densidad variable, el haz es atenuado de acuerdo con una relación exponencial.

## Técnicas de adquisición CT

### 2.1. Tomografía Computarizada Convencional

La tomografía computarizada por rayos X convencional, produce una imagen bidimensional sencilla de una sección transversal del cuerpo humano a partir de rayos X transmitidos, que posteriormente son registrados desde algún ángulo de vista alrededor del cuerpo. Las imágenes tridimensionales son obtenidas por la repetición de este procedimiento sobre secciones adyacentes, generando así un conjunto continuo de imágenes 2D. Este procedimiento presenta algunas limitaciones, tales como, reposicionamiento del paciente en cada adquisición de las imágenes 2D, ancho de cada sección de corte y movimiento tanto voluntario como involuntario, los cuales ocurren durante el tiempo total requerido para la exploración de todos los cortes<sup>1</sup>.

Las imágenes de corazón obtenidas por tomografía computarizada convencional, no son útiles en la evaluación de la forma y la función de las estructuras cardíacas, debido a que el tiempo de adquisición es de 1 a 3 segundos, y las contracciones normales del corazón ocurren en un tiempo poco superior a 1 segundo, de allí, que este proceso genera representaciones borrosas de las cavidades cardíacas. Diversas tecnologías han sido introducidas para mejorar la calidad visual y diagnóstica de las imágenes de tomografía computarizada por rayos X.

El uso de técnicas de sincronización con el electrocardiograma (ECG) ha permitido estudiar el movimiento periódico del corazón, considerando tanto la contracción como la expansión de las paredes de las cavidades. El ECG es simultáneamente obtenido y usado para ordenar los datos de la proyección CT en una ventana de tiempo correspondiente a varias fases del ciclo cardíaco. Este método tiene la ventaja de que puede ser implantado sobre exploradores convencionales realizando modificaciones relativamente sencillas. Adicionalmente, el método ha sido usado en aplicaciones dinámicas en el corazón, tales como contracción miocárdica regional, determinación del espesor de la pared y cuantificación de la fracción de eyección<sup>4</sup>.

### 2.2. Tomografía Computarizada de Alta Resolución Temporal

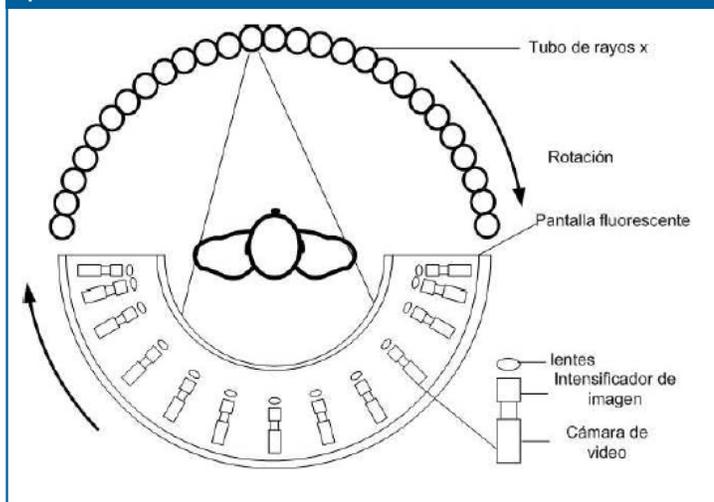
Sistemas de CT de alta resolución temporal (Ultrafast Computed Tomography), permiten medir los cambios regionales en forma y dimensión del corazón y de la distribución espacial del flujo de sangre miocárdico<sup>5</sup>. El volumen es explorado de acuerdo con un conjunto de múltiples, paralelas y finas secciones transversales, en un período de tiempo suficientemente breve, tal que el movimiento

de las estructuras de interés sea aproximadamente menor que un elemento de resolución. Este tipo de sistemas están diseñados para tener una resolución espacial máxima de 1 mm en el corazón. La velocidad de observación está basada en la velocidad de movimiento de la superficie endocárdica en el plano transversal durante la fase de máxima eyección sistólica. Este método de CT dinámica del corazón facilita la valoración exacta de la localización, magnitud y naturaleza de las anomalías y patologías cardiovasculares, tales como, daño arterial coronario e isquemia miocárdica<sup>3</sup>.

**2.3. Tomografía Computarizada por Haz de Electrones**

Una alternativa para el diseño de CT de alta velocidad, es el uso de la deflexión magnética de un haz de electrones para reemplazar el movimiento mecánico de los tubos de rayos X (ver Figura 1), obteniendo sistemas de tomografía computarizada por haz de electrones (Electron Beam Computed Tomography–ECBT)<sup>4</sup>. La fuente de rayos X consiste de cuatro pares paralelos de anillos semicirculares de tungsteno que alcanzan 210 alrededor del paciente. Haces de electrones de alta intensidad son electromagnéticamente barridos a lo largo de cada una de los anillos en instantes de tiempo diferentes, generando de este modo un haz rotativo de rayos X en forma de abanico. Opuesto a cada fuente de rayos X, múltiples detectores se encargan de registrar la intensidad del haz incidente.

Figura 1. Sistemas de tomografía computarizada por haz de electrones



EBCT opera en tres modos, en los cuales varía el tiempo de adquisición y la resolución espacial. En modo de cine, adquiere cada exploración en 50 ms, a una frecuencia de 17 exploraciones por segundo para cada nivel anatómico. En el modo flujo, cada exploración es adquirida en 50 ms en una fase específica del ciclo cardíaco, en secuenciales o alternativos latidos del corazón. En el modo volumen, ocho cortes transaxiales son explorados, barriendo el haz secuencialmente sobre los anillos y almacenando la intensidad de la radiación X, por medio de dos detectores en anillo fijos, luego de que el haz pasa a través del cuerpo. Velocidades de 50 ms por corte son obtenidas, de allí que se requieren

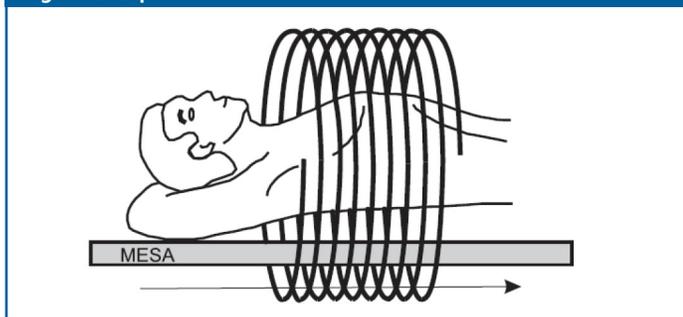
aproximadamente 224 ms para completar los ocho cortes paralelos, considerando 8 ms necesarios para intervalos de reset entre cada corte. La alta velocidad y la capacidad de captar múltiples cortes ofrecen ventajas significativas sobre métodos de CT convencional, permitiendo obtener imágenes desde el ápex hasta la base del corazón. La principal limitación es que la resolución espacial en la dirección transaxial es mucho menor que en la dirección del plano, la cual frecuentemente corresponde con la dirección transversal. Sin embargo, la EBCT ha sido ampliamente utilizada para la valoración del daño arterial coronario<sup>6,7</sup>.

**2.4. Tomografía Computarizada Helicoidal**

La tomografía computarizada helicoidal, es otra alternativa para la detección y cuantificación del daño arterial coronario. Esta modalidad es considerada una modalidad de adquisición volumétrica, en la cual simultáneamente ocurre la traslación del paciente a una velocidad constante a través del equipo, durante la rotación continua del sistema que agrupa a la fuente con el detector como se muestra en la Figura 2. El término CT helicoidal se deriva del hecho de que durante el proceso de exploración, el foco de rayos X describe una trayectoria helicoidal o de forma de espiral alrededor del paciente<sup>8</sup>. Luego de la adquisición, el conjunto de las proyecciones crudas, son utilizadas para generar imágenes de los planos transaxiales por medio de técnicas convencionales de proyección filtrada hacia atrás, luego de interpolar los datos entre giros adyacentes sobre la trayectoria helicoidal. La reconstrucción de la secuencia de las secciones transaxiales a partir del conjunto de datos resulta en un volumen, que puede ser visualizado con imágenes de planos transaxiales convencionales y métodos tridimensionales<sup>9</sup>. Aunque en algunos trabajos se desestime la capacidad de la CT helicoidal para la cuantificación de la función cardiovascular, por considerar la técnica como carente de características importantes como sensibilidad, exactitud y reproducibilidad<sup>10</sup>, recientemente se han propuesto trabajos en los cuales la calcificación de las arterias coronarias, ha podido ser cuantificada con el uso de CT helicoidal activada por el ECG<sup>11</sup>, fundamentados en que estudios patológicos han demostrado una fuerte correlación entre la presencia de calcio y el daño arterial coronario<sup>12</sup>. Otros que muestran, que es posible obtener una clara morfología de la cavidad ventricular izquierda en 2D y 3D sobre los ejes cardíacos, en diferentes fases del ciclo, permitiendo la valoración exacta de parámetros ventriculares tales como, volúmenes (diastólico final, sistólico final, volumen latido) y fracción de eyección<sup>13</sup>.

Como se ha podido observar, existe una amplia variedad de técnicas de adquisición de imágenes por tomografía computarizada por rayos X reportadas, siendo hoy día la tomografía computarizada helicoidal, la más ampliamente utilizada en la valoración de la función cardiovascular, debido a que la calidad de estas imágenes puede abiertamente competir con la calidad mostrada en imágenes por resonancia magnética<sup>14</sup>.

Figura 2. Exploración con CT helicoidal de detector sencillo



### Reconstrucción de imágenes CT

Todos los algoritmos convencionales de reconstrucción requieren que durante la exploración, la fuente de rayos X y el detector queden en el mismo plano del corte a ser reconstruido. La tarea del algoritmo de reconstrucción es determinar geoméricamente la trayectoria del haz de rayos X que pasan a través del cuerpo. Una amplia variedad de aproximaciones matemáticas al problema de reconstrucción han sido desarrollados, las cuales pueden ser clasificadas en alguna de las siguientes cuatro categorías<sup>15</sup>: (1) métodos de suma, (2) métodos de expansión en series, (3) métodos basado en transformadas y (4) métodos analíticos directos.

El método más usado para la reconstrucción de imágenes CT, es llamado método de convolución o proyección filtrada hacia atrás. El mismo puede ser clasificado en las categorías 1, 3 y 4, pero es esencialmente considerado como un método de solución analítica directa de la ecuación integral derivada de la fórmula básica de proyección. El método está relacionado con un sencillo método de proyección hacia atrás, pero con una significativa diferencia, ya que la borrosidad producida cuando las proyecciones se han solapado, es corregida al filtrar las mismas, al aplicar un proceso de convolución con una función o filtro apropiado, antes de realizar la proyección hacia atrás o suma de las proyecciones<sup>16</sup>.

Diversas metodologías han sido propuestas para la reconstrucción Taguchi y Aradate<sup>17</sup>, desarrollan un nuevo algoritmo para la reconstrucción de imágenes de CT helicoidal multisección. El algoritmo permite conseguir imágenes de aceptable calidad y resolución espacial a una velocidad de exploración tres veces mayor que CT de sección sencilla. Para CT helicoidal un procedimiento llamado algoritmo de reconstrucción z-filtering ha sido reportado en Hu<sup>18</sup> y Hu et al.<sup>19</sup>. El mismo está basado en interpolación lineal, y de forma general puede ser descrito como la formación de cortes, por la combinación de distintos cortes previamente reconstruidos, con ayuda de una técnica de reconstrucción por interpolación lineal de dos puntos.

La técnica algebraica de la reconstrucción (ART)<sup>20</sup> es el algoritmo algebraico iterativo más extensamente usado, debido a su simplicidad y eficacia<sup>21</sup>.

Métodos estadísticos para la reconstrucción iterativa de vistas tomográficas por rayos X, basados en máxima probabilidad (ML) han sido propuestos<sup>22</sup>. Nuevos algoritmos han sido propuesto, con la idea de acelerar el algoritmo ML original<sup>23,24</sup>. Existen dos aspectos importantes en los procesos de reconstrucción de imágenes tomográficas por métodos iterativos, el primero de ellos es que el paso de obtener reconstrucciones aproximadas a reconstrucciones exactas puede ser logrado, y segundo, que es posible el incremento de la velocidad de reconstrucción, ya que es posible la utilización de técnicas de procesamiento paralelo para su implantación<sup>25</sup>.

### Visualización de imágenes CT

Una convención que ha existido desde los inicios de la CT es reemplazar el valor de atenuación calculado para cada voxel en la matriz de reconstrucción con un número entero denominado número CT, el cual es expresado en unidades Hounsfield (HU). La unidad Hounsfield es una escala relativa que permite que los valores de las intensidades sean linealmente relacionados con el coeficiente de atenuación del agua. En esta escala la máxima atenuación es representada con blanco y la mínima atenuación con negro. La Tabla 1 muestra los valores Hounsfield en diferentes medios.

Tabla 1. Número CT en diferentes medios	
MEDIO	NUMERO CT [HU]
Hueso	[+400,+1000]
Tejidos Blandos	[+10,+60]
Hígado	[+40,+60]
Materia blanca	+43
Materia gris	+40
Músculo	[+10,+40]
Riñones	+30
Agua	0
Tejido adiposo	[-50,-100]
Pulmones	[-600,-400]
Aire	-1000

La Tabla 2 muestra los diversos factores que afectan la calidad de las imágenes de tomografía computarizada. Los cinco primeros problemas han sido resueltos con los avances logrados en el diseño de equipos basados en nuevas tecnologías, como las señaladas en la sección anterior. Los dos últimos, están básicamente relacionados con el problema de la reconstrucción, que como se ha observado es un problema altamente estudiado.

Los factores señalados en la Tabla 2 introducen distorsión o error en la imagen. Tales distorsiones se denominan artefactos<sup>26</sup>. Wolbarst<sup>27</sup> describe a los artefactos como aberraciones que surgen en la interfaz de las estructuras que se exploran con propiedades radiológicas significativamente diferentes.

Tabla 2. Factores que afectan la calidad de la imagen CT	
FACTOR	AFECTACIÓN
Características del haz inicial.	En el caso de que la radiación sea pequeña, pocos fotones incidirán en los detectores y en consecuencia la varianza del número CT entre vóxeles vecinos será bastante grande.
Niveles de energía.	El aumento de los factores técnicos como el mA o kV disminuye el ruido de la imagen, pero se produce un aumento de la dosis de radiación aplicada al paciente.
Número de proyecciones utilizadas.	Incrementar el número total de proyecciones mejora la resolución de la imagen proyectada en el dominio de Radon pero aumenta la dosis de radiación, la cual debe mantenerse en el mínimo posible.
Espesor de la sección explorada	La reducción del grosor de corte supone un aumento de la resolución espacial, así, cuando el grosor de corte es más fino, la imagen posee más definición.
Esparcimiento del haz de rayos X.	Debido a que los fotones emitidos por el tubo de rayos X cubren un amplio rango en la dirección z, los colimadores restringen el flujo de radiación a una estrecha región. Aproximadamente el 99% de los fotones emitidos por el tubo son bloqueados por el colimador.
Tamaño del vóxel en la reconstrucción.	Reducir el tamaño de vóxel (para aumentar el detalle) aumenta el ruido debido a que un menor número de fotones son absorbidos en cada vóxel
Algoritmo de reconstrucción usado.	La reconstrucción de la imagen es la fase en la cual se procesa el conjunto de datos explorados para producir una imagen. La calidad de la imagen digital depende del algoritmo usado en el proceso de reconstrucción.

Las técnicas de visualización se encargan de llevar la información 3D, incluyendo proyecciones integradas al volumen, sobre una ventana bidimensional. Estas técnicas, además del despliegue de los datos CT, deben permitir la manipulación y medición efectiva de información intrínseca y relevante contenida en la imagen multidimensional.

En imagenología cardiaca por CT, las técnicas de visualización utilizadas abarcan, recomposición multiplanar<sup>28,29</sup>, rendering de superficies<sup>6</sup> y rendering volumétrico<sup>28</sup>.

Para la aplicación de técnicas de rendering de superficie, es necesario previamente obtener una descripción de la estructura. Tal descripción, es generalmente obtenida por la aplicación de técnicas de segmentación de imágenes. Otra forma de crear representaciones de superficies 3D en imagenología CT, es el uso de sombreado por gradiente<sup>30</sup>. En este método el contraste de la imagen depende, de la orientación de la superficie. Una vez localizada la superficie, la misma es desplegada usando superficies poligonales o superficies de puntos. En la siguiente sección se muestra los avances logrados en segmentación de estructuras cardíacas por CT.

### Segmentación de imágenes CT

La aplicación de técnicas de preprocesamiento tales como segmentación, es necesaria como paso previo a la visualización, análisis y cuantificación, ya que permite la extracción de una descripción de la superficie de las estructuras cardíacas a partir de la imagen tridimensional. Tal descripción es generalmente utilizada como entrada a un procedimiento de rendering de superficies. Adicionalmente, esta descripción es utilizada en la determinación de los parámetros necesarios para la cuantificación de la función cardiovascular. Diversas metodologías han sido propuestas para mejorar los algoritmos de segmentación de imágenes en cardiología CT.

Higgins et al.<sup>31</sup>, proponen un método basado en morfología matemática 3D, filtros de homogeneidad máxima y

umbralización adaptativa para la extracción de la cavidad ventricular izquierda.

McInerney y Terzopoulos<sup>32</sup>, aplican la teoría de modelos deformables para la segmentación del LV en imágenes CT. Un modelo deformable dinámico por elementos finitos, topológicamente isomorfo a una esfera, denominado balón (balloon model), es considerado como un spline de placa delgada (thin-plate spline). Las fuerzas internas del spline representan los esfuerzos en la superficie del balón y se encarga de imponer la restricción de suavidad en la superficie, mientras que las fuerzas externas del modelo, representadas por el gradiente de las intensidades, fuerza de inflación del balón, y restricciones impuestas interactivamente por el usuario (resortes y puntos fijos), se encargan de ajustar la superficie al LV en la imagen CT.

Staib y Duncan<sup>33</sup>, usan un modelo de parametrización de formas para representar las deformaciones de los objetos en imágenes médicas. La superficie endocárdica del LV es descompuesta por funciones sinusoidales, y su suavidad es controlada por la disminución del número de armónicos de la expansión en series de Fourier.

Modelos deformables definidos implícitamente, llamados modelos deformables geodésicos, también han sido aplicados para la segmentación de imágenes cardíacas por CT<sup>34</sup>. Este tipo de modelos controlan los cambios topológicos, ya que son una representación implícita de los modelos deformables clásicos, pero en imágenes con bordes de bajo contraste o con huecos en los mismos, generalmente se verifican cambios topológicos no deseados y no controlados.

### Avances en cardiología CT

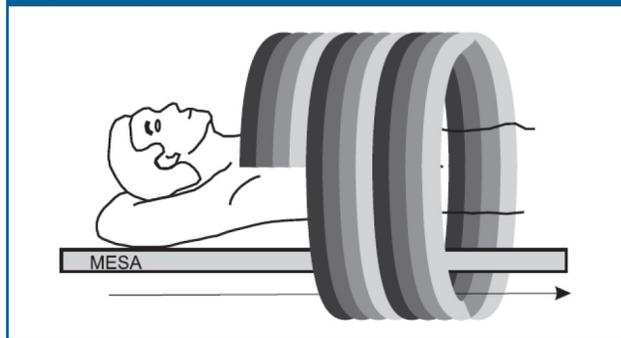
En los últimos años, los sistemas de tomografía computarizada helicoidal multisección han sido introducidos<sup>28</sup>, ampliamente estudiados y aplicados en imagenología cardiaca 3D.

## 6.1. Tomografía Computarizada

### Helicoidal Multisección

La tomografía computarizada multicapa (MultiSlice Computed Tomography–MSCT) es probablemente el término más comúnmente utilizado para describir los últimos desarrollos en CT helicoidal. Esta tecnología se basa en la adquisición simultánea de más de un solo plano tomográfico y está estrechamente relacionada con la introducción de sistemas de adquisición con múltiples detectores (Figura 3).

Figura 3. Exploración con MSCT helicoidal



Esta modalidad permite obtener una alta resolución espacial (sub–milimétrica), la cual con una reconstrucción por pos–sincronización sobre el ECG, proporciona una resolución temporal explotable (20 fases temporales por ciclo cardiaco) para la representación de imágenes cardiacas 4D (3D + tiempo). En la actualidad, esta modalidad de imagen scanner es usada en rutina clínica para la evaluación del árbol coronario arterial, y representa además un interés para la cuantificación de la función cardiaca y de la masa ventricular. Desarrollar el análisis de tales imágenes es una tarea difícil debida por una parte a los artefactos de reconstrucción (movimientos rápidos, variación de la frecuencia cardiaca), a la variación del nivel de gris en las imágenes durante el ciclo cardiaco (propagación del producto de contraste y la reconstrucción a partir de varios ciclos) y a la variabilidad entre pacientes. La ubicación y orientación del corazón en el tórax, la variación del campo de vista (FOV) así como la variación de la cobertura craneo–caudal pueden introducir dificultades en el análisis<sup>35</sup>. Tratar las imágenes de scanner implica igualmente como dificultad el hecho de poder tratar volúmenes importantes de datos dentro de los límites de tiempo compatibles con un uso en clínica.

Sistemas mecánicos multisección de CT helicoidal sincronizada con el ECG, con capacidad de adquisición simultánea de cuatro secciones, tiempo de rotación de medio segundo y 250 ms de resolución temporal máxima, han sido recientemente utilizados con el propósito de exploración cardiaca por CT<sup>28</sup>. Esta técnica permite, por su considerable velocidad, cubrir todo el volumen cardíaco, en comparación con un sistema de exploración de sección sencilla. El incremento de la velocidad de exploración permite la incorporación de secciones finamente colimadas, con lo cual se logra un incremento en la resolución a lo largo del

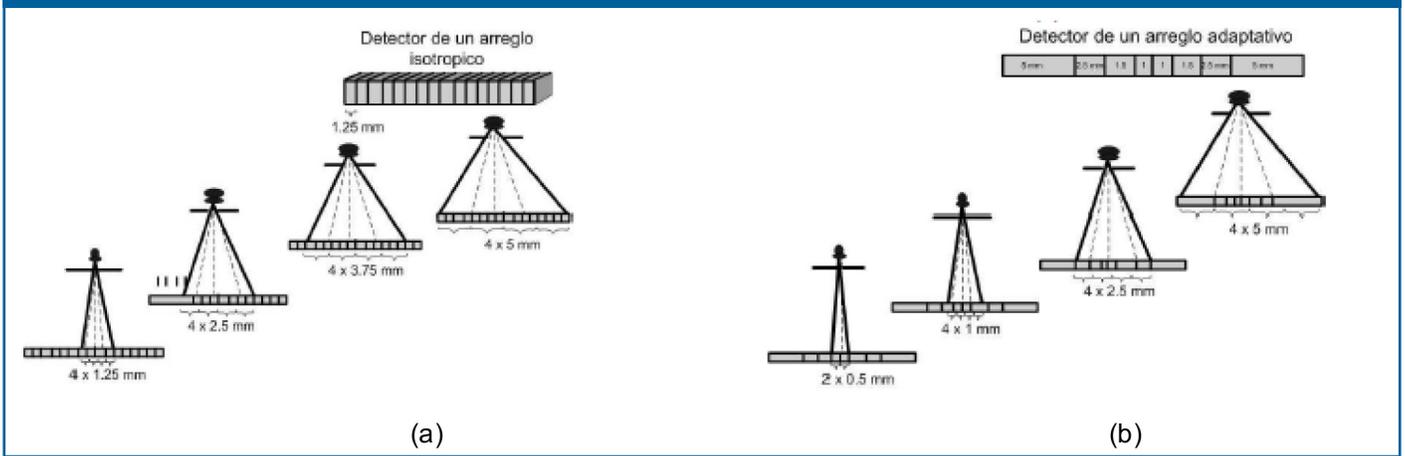
eje longitudinal, permitiendo explorar secciones muy finas en fases arbitrarias del ciclo cardíaco.

Para conseguir imágenes de alta calidad, es necesario reducir los efectos introducidos por el movimiento cardíaco, para ello el ritmo del corazón debe ser considerablemente bajo. Los artefactos debidos a movimiento aparecen considerablemente en pacientes con ritmos cardiacos de más de 70 beats/min que en pacientes con ritmos cardiacos más bajos<sup>36</sup>. Recientemente, se han realizado estudios que evidencian que la reducción de la frecuencia cardiaca por medio de la administración de  $\beta$ –bloqueadores mejora la calidad de la imagen de angiografía por CT<sup>37</sup>. Adicionalmente, se hace necesario que los retardos en la activación de la adquisición (intervalo R–R), determinados por el sistema de sincronización con el ECG, sean seleccionados apropiadamente dependiendo de la frecuencia cardiaca del paciente<sup>29</sup>.

Básicamente existen dos tipos de sistemas de detección, los cuales permiten el registro simultáneo de cortes tomográficos:

1. General Electric Medical Systems (GE) presenta una solución técnica la cual posee un arreglo de 16 detectores individuales cada uno de 1.25 mm de ancho<sup>38</sup>. Esto permite que el espesor de cada corte sea como mínimo 1.25 mm. Adicionalmente, los detectores pueden combinarse para que cada uno de los 4 cortes simultáneos tengan espesor de 2.5 mm, 3.75 mm o 5 mm, como se muestra en la Figura 4a. Este tipo de arreglos se denominan arreglos isotrópicos<sup>39</sup>.
2. Una solución alternativa la cual representa en principio un enfoque similar al de GE, pero que procura reducir al mínimo la cantidad de detectores fue desarrollado por Siemens en cooperación con Elscint. El diseño fue llamado arreglo adaptativo y se muestra en la Figura 4b, sólo los detectores más internos son definidos de un ancho de 1 mm. Es posible con este tipo de arreglos definir espesores de 2 cortes de 0.5 mm, cuatro cortes de 1 mm, 2.5 mm y 5 mm<sup>39</sup>.

Figura 4. Sistemas de detección de tomografía computarizada. (a) Arreglo Isotrópico. (b) Arreglo Adaptativo



El principio de reconstrucción de las imágenes de MSCT es idéntico al principio utilizado en tomografía helicoidal, sin embargo etapas adicionales de preprocesamiento son necesarias<sup>39</sup>. Tales etapas no serán discutidas en este trabajo ya que no es el objetivo del mismo. Amplias revisiones sobre el tema pueden ser encontrados en Seeram<sup>40,39,41</sup>.

El aumento en velocidad de exploración se puede utilizar exclusivamente para reducir el tiempo de la exploración, o la capacidad de exploración más rápida se puede inter-

cambiar para obtener colimación más fina, obteniéndose una resolución espacial más alta. Los cambios en estos dos parámetros no son mutuamente excluyentes. A menudo, una combinación en reducción del tiempo de exploración y de incremento de la resolución espacial es ventajosa. Las ventajas de un sistema de adquisición por MSCT frente a otro tipo de tecnología en tomografía computarizada de acuerdo con Rydberg et al.<sup>42</sup>, Hu et al.<sup>43</sup> y Kelly et al.<sup>44</sup>, pueden resumirse en la Tabla 3.

Tabla 3. Ventajas de los sistemas de adquisición de MSCT

VENTAJA	EFEECTO
Mejora en la resolución temporal.	Exploración más rápida resulta en una disminución de los artefactos debidos a los movimientos voluntarios e involuntarios. Los tiempos de respiración sostenida son reducidos
Mejora en la resolución espacial en el eje Z.	Secciones finas mejoran la resolución en el eje Z (a lo largo de la mesa) reduciendo los artefactos en el volumen y aumentando la exactitud diagnóstica.
Incremento en la concentración de material de contraste intravascular.	Debido a que la exploración se hace más rápidamente, el material de contraste puede administrarse de forma más rápida, mejorándose así la visualización de las arterias, venas, y las condiciones patológicas evidenciadas con el flujo de sangre. Se logra una importante mejora en la visualización de las fases arterial y venosa.
Disminución del ruido.	La región explorada del paciente es mayor en cada rotación, por lo tanto para estudios en los cuales la región de exploración es grande, la corriente del tubo de rayos X puede ser más alta que la registrada en los sistemas de una sola sección. Valores altos de corriente reducen el ruido en la imagen, mejorando su calidad, los cuales son parámetros críticos en los estudios para la exploración de regiones grandes mediante secciones muy delgadas, especialmente en pacientes grandes.
Uso eficiente del tubo de rayos X.	Tiempos de exploración cortos disminuyen el calentamiento del tubo de rayos X, con lo cual se elimina o en su defecto se disminuye los retardos de enfriamiento del tubo al período entre las exploraciones. Se producen más imágenes durante el período de vida útil del tubo, disminuyéndose así los costos operativos.
Mayor cobertura anatómica.	Una gran ventaja de los sistemas multisección frente a los sistemas de sección sencilla es que los primeros permiten realizar una cobertura anatómica más amplia. Esto se debe al registro simultáneo de varias secciones durante cada rotación y al incremento en la velocidad de rotación del gantry. La cobertura puede ser hasta ocho veces mayor que la obtenida en CT helicoidal de sección sencilla en el mismo tiempo de la exploración.

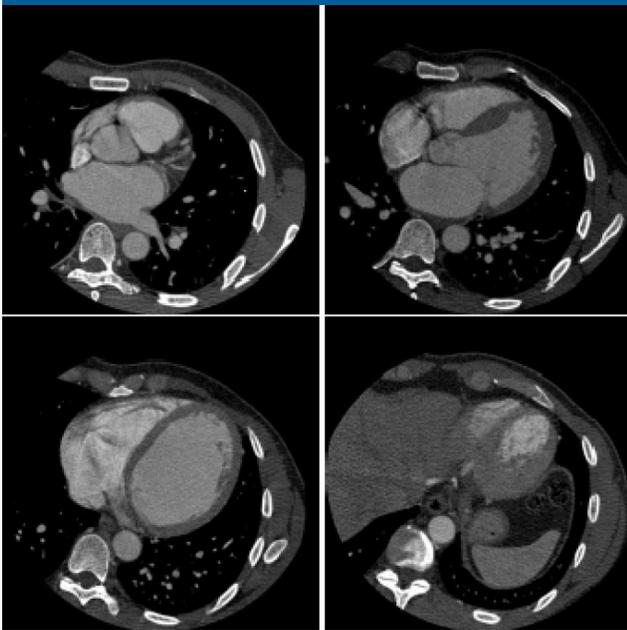
Los avances tecnológicos en tomografía computarizada multicapa han permitido tanto el desarrollo de nuevas aplicaciones clínicas como el mejoramiento de

un conjunto de aplicaciones ya existentes<sup>45,46,47,48</sup>. Tales aplicaciones clínicas en cardiología se resumen en la Tabla 4.

**Tabla 4. Aplicaciones en cardiología de la MSCT**

APLICACIÓN	DESCRIPCIÓN
Angiografía por CT.	MSCT aumenta la capacidad diagnóstica de la angiografía por tomografía computarizada ya que: a) permite la realización de estudios multifase del sistema cardiovascular, las fases arterial y venosa pueden ser analizadas debido a la rápidos tiempos de exploración y al uso óptimo del contraste; b) delinea con exactitud las arterias debido a la mejora en la resolución espacial en el Z; y c) la exploración prolongada y el volumen que puede ser cubierto en la exploración mejora la angiografía periférica.
Imagenología 3D.	MSCT ha introducido importantes avances en imagenología 3D debido a la combinación de factores como isotropía en las imágenes, lo que resulta en una disminución de la pérdida de resolución en el eje Z.
Evaluación de perfusión en el cerebro.	Capas múltiples de CT dinámica pueden ser usadas en la valoración y ubicación de las regiones de isquemia cerebral.
Imagenología cardiaca.	El incremento tanto en la resolución espacial como en la temporal, ha permitido el desarrollo de métodos para la valoración del movimiento y las deformaciones asociadas a las paredes de las cavidades del corazón, teniendo como objetivo la cuantificación de la función cardiaca. La Figura 5 muestra imágenes 2D de estructuras cardiacas.

**Figura 5. Cortes tomográficos del tórax**



En trabajos como el reportado por Hong et al.<sup>29</sup>, se evalúa la efectividad de la reconstrucción retrospectiva de imágenes electrocardiográficamente sincronizadas para angiografía coronaria por CT, en la reducción de los defectos causados por el movimiento cardiaco y en la evaluación de la influencia del ritmo cardiaco en la calidad de las imágenes. La esencia de la técnica es la reconstrucción en el punto del ciclo cardiaco en el cual se verifique el mínimo movimiento. La angiografía CT es realizada con un multidetector Somatom Volume Zoom (Siemens Medical Systems), y la reconstrucción con software comercial HeartView también de Siemens.

En este sentido, las arterias coronarias son realizadas con material de contraste no iónico, inyectado a 3 mL/s. La

exploración con tomografía helicoidal fue iniciada con adquisiciones simultáneas de cuatro secciones colimadas de 1mm, con una velocidad de la mesa del paciente de 3.6 mm/s y tiempo de rotación de 500 ms. Durante la exploración helicoidal, el ECG es digitalmente registrado y almacenado. Los datos de CT helicoidal y el ECG fueron usados para reconstruir retrospectivamente las imágenes transversales, con una resolución temporal constante de 250 ms por sección.

Así, distintas reconstrucciones son realizadas, dependiendo del porcentaje del intervalo R-R, luego de la previa onda R, que es utilizado para iniciar la reconstrucción, 30%, 40%, 50%, 60%, 70% y 80% del R-R son utilizados como retardos. La interpretación independiente de las angiografías transversales, es realizada por dos expertos cardiólogos. El árbol coronario fue analizado con base en el modelo sugerido por la American Heart Association (AHA), el cual incluye la arteria coronaria derecha (RCA), anterior izquierda descendente (LDA) y la circunfleja izquierda (LCx).

Sobre cada una de las imágenes retrospectivamente reconstruidas, de acuerdo con el instante de activación del ECG, determinado por el porcentaje del R-R seleccionado, son delicadamente delineadas las tres arterias mayores, tal resultado es comparado con el modelo de la AHA. Para la valoración de la calidad de la imagen, se utiliza una escala de cinco puntos, que va de alta calidad (5) a la no posible identificación de las estructura (1). Un valor superior a 4 es considerado aceptable en términos de calidad de la imagen.

Los valores medios para todos los pacientes son correlacionados con los retardos; por otra parte, la correlación entre el ritmo cardiaco y la calidad de la imagen es determinada por el coeficiente de correlación de Spearman. La

calidad máxima fue encontrada en retardos de 50% para RCA, y 60% LCx, para LDA 50% y 60% se obtienen los mismos valores.

Según el coeficiente de Spearman, se muestra una correlación negativa entre el ritmo cardiaco y la calidad de la imagen, de allí que la calidad de la imagen disminuye a medida que incrementa el ritmo cardiaco en la mayoría de las arterias coronarias.

Giesler et al.<sup>36</sup> realizan otro estudio sobre la influencia del ritmo cardiaco sobre la calidad de la imagen y detección de estenosis en CT multidetector. Ellos concluyen que CT multidetector puede revelar la estenosis coronaria, pero la utilidad de esta técnica como herramienta de apoyo en su evaluación, disminuye a medida que el ritmo cardiaco del paciente aumenta.

## 6.2. Segmentación de Estructuras Cardiacas

Un modelo híbrido para la detección del ventrículo izquierdo en tomografía computarizada (CT) ha sido propuesto por Chen et al.<sup>49</sup>. El modelo acopla un segmentador basado en modelos a priori de Gibbs y modelos deformables usando un modelo de cubos marchantes (marching cubes). Una fuerza externa basada en gradiente es considerada para alcanzar la convergencia. Ocho estudios de CT se utilizan para probar el enfoque. Los resultados obtenidos en datos 3D reales revelan el buen comportamiento del método.

Fleureau et al.<sup>50</sup> y Fleureau et al.<sup>51</sup> proponen una nueva técnica de propósito general, semi-automática y multi-objeto en imágenes n-dimensionales, aplicada para la extracción de las estructuras cardíacas en MSCT. El propósito del enfoque es usar un esquema multi-agente combinado con un clasificador supervisado a objeto de introducir información a priori y obtener rápidos tiempos de cómputo. El sistema multi-agente se organiza en torno a un agente de comunicación que gestiona una población de agentes (asocia los objetos de interés) encargada de segmentar la imagen a través de interacciones cooperativas y competitivas. La técnica propuesta ha sido probada en varios conjuntos de datos de pacientes, proporcionando los primeros resultados para extraer estructuras cardíacas tales como ventrículo izquierdo, aurícula izquierda, ventrículo derecho y la aurícula derecha.

Sermesant et al.<sup>52</sup> presentaron un modelo 3D de los ventrículos del corazón que acoplan funciones eléctricas y biomecánicas. Tres tipos de datos se utilizan para construir el modelo: la geometría de miocardio es obtenida a partir de un corazón canino, la orientación de las fibras musculares, y los parámetros de la actividad electrofisiológica son extraídos de las ecuaciones de Fitzhugh-Nagumo. El modelo permite simular la dinámica ventricular considerando la función electromecánica del corazón. Este modelo también se utiliza para la segmentación de secuencias de imágenes seguida por la extracción de los índices de

función cardiaca. La exactitud de los índices clínicos obtenidos es comparable con los resultados reportados en la literatura.

Van Assen et al.<sup>53</sup> desarrollan un método semi-automático para la segmentación basado en un modelo de forma activa tridimensional. El método tiene la ventaja de ser independiente de la modalidad imagenológica. La forma de LV fue obtenido para todo el ciclo cardiaco en secuencias tridimensionales de MRI y CT. La distancia punto a punto fue una de la métricas utilizadas para la validación, obteniendo errores en las secuencias de CT de 1.85 mm.

Un esquema basado en modelos para la detección de las estructuras del corazón es reportado por Ecabert et al.<sup>35</sup>. El corazón es representado mediante un modelo de rejillas triangulares, incluyendo las aurículas, los ventrículos, el miocardio y los grandes vasos. El modelo del corazón es localmente aproximado a la forma real del órgano usando transformada generalizada de Hough en tres dimensiones. Finalmente, para detectar la anatomía cardiaca son utilizadas adaptaciones paramétricas y deformables sobre el modelo. El error punto a superficie cuando el método basado en modelo es aplicado a 28 volúmenes de CT fue de  $0.82 \pm 1.00$  mm.

Bravo et al.<sup>54</sup> segmentan los ventrículos del corazón en secuencias de MSCT. El proceso de segmentación se realiza en el espacio tridimensional con el objetivo de garantizar la extracción las todas las características topológicas de las cavidades cardíacas. Los secuencias de MSCT son realzadas usando un esquema de filtrado basado en operadores morfológicos para, posteriormente, ser segmentadas con la aplicación de una técnica de crecimiento de regiones de enlace híbrido. Los resultados obtenidos sobre datos reales muestran la capacidad del método de extraer las mencionadas cavidades con una alta exactitud clínica.

Huérfino et al.<sup>55</sup> proponen una estrategia para la segmentación automática de la aurícula derecha (RA) usando los 20 instantes del ciclo cardiaco de un paciente en imágenes cardíacas 3D, de tomografía computarizada multi-corte. Tal estrategia está basada en la técnica de similaridad global y consta de las etapas de preprocesamiento, segmentación y entonación de parámetros. La etapa de preprocesamiento se divide en dos fases denominadas filtrado y definición de una región de interés. Durante la segmentación de la RA se consideran las imágenes preprocesadas y una técnica basada en crecimiento de regiones (RG) la cual es inicializada usando un vóxel detectado con máquinas de soporte vectorial de mínimos cuadrados. Durante la entonación de parámetros, se usó el Dc para comparar las segmentaciones de la RA y la segmentación generada, manualmente, por un cardiólogo. Se obtuvo un Dc promedio superior a 0.82 lo cual indica una buena correlación entre las segmentaciones generadas por un experto cardiólogo y las producidas por la estrategia desarrollada.

Vera et al.<sup>56</sup> presentan una técnica para la segmentación automática de la aurícula izquierda en 10 imágenes cardíacas 3D de tomografía computarizada multi-corte, pertenecientes a un mismo sujeto. La mencionada técnica consta de las etapas de preprocesamiento y segmentación. En la etapa de preprocesamiento se emplea una técnica denominada realce por similitud global. Por otra parte, para generar la morfología 3D de la aurícula izquierda, se aplicó una etapa de segmentación la cual considera las imágenes pre-procesadas y un algoritmo de agrupamiento basado en crecimiento de regiones. Para cuantificar el desempeño de la referida técnica se consideró el coeficiente de Dice obteniéndose una buena correlación entre las segmentaciones automáticas y las manuales generadas por un cardiólogo.

Vera et al.<sup>57</sup> desarrollaron una técnica para la segmentación automática de la arteria aorta torácica (TAA), denominada también aorta externa descendente, en 10 imágenes cardíacas 3D de tomografía computarizada multi-corte, pertenecientes a un mismo sujeto. La mencionada técnica consta de las etapas de filtrado y segmentación. La etapa de filtrado, denominada realce por similitud global. Este tipo de realce consiste en la aplicación de un banco de filtros, suavizadores y un detector de bordes. Por otra parte, para generar la morfología 3D de la TAA, se aplicó una etapa de segmentación en la cual se consideraron las imágenes filtradas y un algoritmo de agrupamiento basado en crecimiento de regiones. La estrategia propuesta generó las segmentaciones 3D de la TAA en todas las imágenes que conforman el ciclo cardíaco completo del sujeto considerado. Para cuantificar el desempeño de la referida técnica se consideró el coeficiente de Dice obteniéndose una buena correlación entre las segmentaciones automáticas y las manuales generadas por un cardiólogo.

Huérffano et al.<sup>58</sup> presentaron una estrategia para la segmentación tridimensional (3D) de la válvula pulmonar en 20 imágenes cardíacas de tomografía computarizada multicapa, correspondientes al ciclo cardíaco completo de un sujeto. La mencionada estrategia consta de las etapas de preprocesamiento, segmentación y entonación de parámetros. La etapa de preprocesamiento se aplica, preliminarmente, al instante de diástole final y se divide en dos fases denominadas: Filtrado y Definición de una región de interés (ROI). Durante la etapa de segmentación 3D, de la arteria pulmonar, se implementó un algoritmo de agrupamiento denominado crecimiento de regiones (RG) el cual se aplicó a las imágenes pre-procesadas. Durante la entonación de parámetros usaron una métrica, denominada Dc, la cual arrojó un valor promedio comparable con el reportado en la literatura especializada.

Huérffano et al.<sup>59</sup> proponen una estrategia para la segmentación tridimensional de la vena cava superior (SVC) en 20 imágenes cardíacas de tomografía computarizada multicapa, correspondientes al ciclo cardíaco completo de un

sujeto. Esta estrategia está basada en la técnica de realce por similitud global y consta de las etapas de preprocesamiento, segmentación y entonación de parámetros. El pre-procesamiento se aplica, preliminarmente, al instante de diástole final y se divide en dos fases denominadas: Filtrado y Definición de una región de interés. Para la segmentación, de la SVC, se implementó el algoritmo de crecimiento de regiones el cual es aplicado a las imágenes pre-procesadas y se inicializó con un vóxel detectado con máquinas de soporte vectorial de mínimos cuadrados. Durante la entonación de parámetros, se usó el Dc para comparar las segmentaciones automáticas y manuales obteniéndose un Dc promedio superior a 0.9 lo cual indica una excelente correlación entre las segmentaciones generadas por un experto cardiólogo y las producidas por la estrategia desarrollada.

### 6.3. Estimación del Movimiento de la Pared Ventricular

Fan y Chen<sup>60</sup> presentan un esquema basado en la integración de la mecánica de medios continuos y teoría de estimación para caracterizar el movimiento complejo no rígido del ventrículo izquierdo sobre secuencias de imágenes 3D obtenidas por CT de alta velocidad. El esquema propuesto es implantado en forma jerárquica tal que, el movimiento local, global y las deformaciones puedan ser analizadas. El movimiento global y las deformaciones son analizados y compensados por la aplicación de modelos basados en superficies de Chen. El modelo de estimación del movimiento local, asume que secciones finas de la superficie endocárdica pueden ser consideradas como un medio incompresible, el cual puede ser caracterizado por las restricciones de incompresibilidad de la mecánica de medios continuos. Estas restricciones son integradas con funciones de correlación derivadas de la teoría de estimación. Las funciones de correlación son calculadas a partir de las intensidades de las imágenes originales, y pueden ser usadas como medidas de la correspondencia de la estimación. La estimación óptima de las deformaciones locales es obtenida por la minimización de una función objetivo, construida como la suma ponderada de la incompresibilidad, la restricción de suavidad de movimiento con la correspondiente función de correlación. El esquema propuesto está entonces basado en un modelofísico, capaz de generar vectores de movimiento 3D consistentes para secuencias de imágenes cardíacas.

Shi et al.<sup>61</sup> proponen y validan la hipótesis de que el uso de las propiedades de formas diferenciales de la superficie del miocardio, permite el seguimiento de la trayectoria de los campos de desplazamiento 3D densos, de puntos sobre la superficie en todo el ciclo cardíaco. El criterio de seguimiento está basado en la localización y la correspondencia de las características de la superficie por geometría diferencial, así como en una estrategia de optimización por razonamiento matemático, que combina el criterio de correspondencia con un modelo de suavidad localmente coherente, que se encarga de estimar la curvatura de la

superficie endocárdica. Esta metodología basada en formas, permite la exacta y objetiva cuantificación de la función dinámica regional y global del ventrículo izquierdo del corazón a partir de imágenes CT 3D. Mediciones de las superficies endocárdica y epicárdica, que incluyen la longitud total de la trayectoria, así como los vectores de desplazamiento con respecto a un estado cardiaco conocido como por ejemplo diástole final, permite estimar la sinergia ventricular. Mediciones del espesor de la pared, son calculadas usando la magnitud de los vectores que cruzan las superficies endocárdica y epicárdica. Es posible adicionalmente estimar, el estrés o esfuerzo y la curvatura de la superficie ventricular. Para validar los resultados de la trayectoria del movimiento obtenidos por el algoritmo basado en formas, se utiliza como estándar a los marcadores de trayectorias, el cual es comparado con el algoritmo reportado sobre estudios agudos en perros.

Un enfoque para la estimación del campo de deformaciones asociados a la pared ventricular a partir de imágenes cardiacas en cuatro dimensiones (4-D: 3D+t) de tomografía computarizada multicapa es presentado en Bravo et al.<sup>62</sup> y Bravo et al.<sup>63</sup>. Un algoritmo de correspondencia es aplicado a las superficies que representan las paredes endocárdica y epicárdica extraídas a partir de una base de datos de imágenes en 4-D. Los mapas de correspondencia obtenidos, permiten establecer la relación temporal entre los puntos que definen las superficies ventriculares sobre todo el ciclo. De acuerdo con esa relación, el campo de desplazamientos es obtenido, y a partir de tal información una descripción funcional del movimiento y las deformaciones de la cavidad ventricular es de terminada en términos de parámetros globales y locales, como volumen ventricular, índices de contracción radial e índice de torsión. El enfoque desarrollado puede considerarse como un enfoque general de acuerdo con el tipo de modalidad de imagenología 4-D utilizada, debido a que la utilización de la información asociada a las intensidades en cada imagen, está solamente contemplada en el proceso de extracción de las superficies ventriculares. El error promedio obtenido al comparar los resultados del campo de deformaciones reconstruido respecto al campo de deformaciones verdadero es del orden de 2.69 mm sobre todos los modelos desarrollados.

#### 6.4. Estimación del Movimiento de la Red Coronaria

La determinación de la velocidad de movimiento de las arterias coronarias durante el ciclo cardiaco con EBCT, ha sido propuesta. Achenbach et al.<sup>64</sup> desarrollan un nuevo método para determinar el movimiento en el plano, con base en imágenes de EBCT adquiridas en modo cine del corazón. Los resultados demuestran la alta variabilidad de la velocidad de las arterias coronarias durante el ciclo cardiaco. Los patrones fueron diferentes para cada una de las arterias coronarias mayores, probablemente debido a su disposición anatómica. Adicionalmente, se demuestra que los períodos de movimiento relativamente suaves son

encontrados durante la relajación isovolumétrica y durante la segunda mitad de la fase diastólica.

## Conclusiones

La tomografía computarizada por rayos X, en las últimas dos décadas, ha constituido la modalidad imagenológica 3D, para el análisis y determinación de la función cardiovascular, que más desarrollos tecnológicos ha tenido. Considerables mejoras en la velocidad de exploración de los sistemas de adquisición se han presentado, lo que conduce al diseño e implantación de nuevas metodologías en los procesos de reconstrucción, permitiendo el desarrollo de nuevas herramientas computacionales para la cuantificación de parámetros asociados a la función dinámica de las estructuras cardiovasculares, con la única idea de mejorar la capacidad diagnóstica del daño que puede presentarse en tales estructuras. Sin embargo, existen áreas en el análisis y determinación de función cardiovascular que no han sido exploradas con esta técnica imagenológica, como por ejemplo la perfusión miocárdica, y otras en las que no se ha conseguido un estándar, como la baja calidad de la imagen debido a los defectos causados por el movimiento. En tal sentido, en cardiología 3D por tomografía computarizada por rayos X existen diversos problemas que pueden motivar amplios trabajos de investigación.

## Agradecimientos

El presente trabajo cuenta con el financiamiento del Decanato de Investigación de la Universidad Nacional Experimental del Táchira, San Cristóbal, Venezuela.

## Referencias

- Hajnal JV, Hill DLG, Hawkes DJ. Medical Image Registration. Philadelphia: CRC Press LLC; 2001.
- Boyd DP, Farmer DW. (1980). Cardiac computed tomography. En: Collins S, Skorton D. eds. Cardiac Imaging and Image Processing. New York: McGraw Hill Book Company; 1980:57-87.
- Robb RA, Morin ML. Principles and instrumentation for dynamic X-ray computed tomography. En: Marcus M, Schelbert H, Skorton D, Wolf G. editors: Cardiac Imaging. A Companion to Braunwald's Heart Disease. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 1991:634-668.
- Boyd DP, Haugland C. Recent progress in electron beam tomography. Medical Imaging Technology. 1993; 11(4):578-585.
- Budoff MJ, Georgiou D, Brody A, Agatston AS, Kennedy J, Wolfkiel C, Rich S. Ultrafast computed tomography as a diagnostic modality in the detection of coronary artery disease. Circulation. 1996; 93(5): 898-904.
- Moshage WEL, Achenbach S, Seese B, Bachmann K. y Kirchgorg M. Coronary artery stenoses: Three-dimensional imaging with electrocardiographically triggered, contrast agent-enhanced, electron-beam CT. Radiology. 1995; 196(3):707-714.
- Arad Y, Spadaro LA, Goodman K, Lledo-Perez A, Sherman S, Lerner G, Guerci AD. Predictive value of electron beam computed tomography of the coronary arteries. Circulation. 1996; 93(11):1951-1953.

8. Kalender WA, Sissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology*. 1990; 176(1):181–183.
9. Heiken JP, Brink JA, Vannier MW. Spiral (helical) CT. *Radiology*. 1993; 189(3):647–656.
10. Baskin KM, Stanford W, Thompson BH, Tajik J, Heery SD, Hoffman EA. Helical versus electron-beam CT in assessment of coronary artery calcification. *Radiology*. 1995; 197(1):182–185.
11. Becker C, Jakobs TF, Aydemir S. Helical and single-slice conventional CT versus electron-beam CT for quantification of coronary artery calcification. *American Journal of Roentgenology*. 2000; 174(1):1–5.
12. Eggen DA, Strong JP, McGill HC. Coronary calcification: relationship to clinically significant coronary lesions and race, sex, and topographic distribution. *Circulation*. 1965; 32(5):948–955.
13. Mochizuki T, Murase K, Higashino H, Koyama Y, Doi M, Miyagawa M, Nakata S, Shimizu K, y Ikezoe J. Two- and three- dimensional CT ventriculography: A new application of helical CT. *American Journal of Roentgenology*. 2000; 174(1):203–208.
14. Frangi AJ, Niessen WJ, Viergever MA. Three-dimensional modeling for functional analysis of cardiac images: A review. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2001; 20(1):2–25.
15. Brooks RA, Chiro GD. Theory of image reconstruction in computed tomography. *Radiology*. 1975; 117:561–572.
16. Gore JC, Orr JS. Image formation by back-projection: A reappraisal. *Physics in Medicine and Biology*. 1979; 24(4):793–801.
17. Taguchi K, Aradate H. Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. *Medical Physics*. 1998; 25(5):550–561.
18. Hu H. Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction. *Medical Physics*. 1999; 26(1):5–18.
19. Hu H, Pan T, Shen Y. Multi-slice helical ct: Image temporal resolution. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2000b; 19(5):384–390.
20. Gordon R, Bender R, Herman G. Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography. *Journal of Theoretical Biology*. 1970; 29(9):471–482.
21. Jiang M, Wang G. Convergence studies on iterative algorithms for image reconstruction. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2003; 22(5):569–579.
22. Lange K, Carson R. EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. *Journal of Computed Assited Tomography*. 1984; 8(3):306–316.
23. Lange K, Fessler JA. Globally convergent algorithms for maximum a posteriori transmission tomography. *IEEE Transactions on Image Processing*. 1995; 4(10):1430–1438.
24. Fessler JA, Ficaro EP, Clinthorne NH, Lange K. Grouped-coordinate ascent algorithms for penalized-likelihood transmission image reconstruction. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1997; 16(2):166–177.
25. Wang G, Crawford CR. Guest editorial: Multislice detector and cone-beam spiral/helical CT. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2000; 19(9):817–820.
26. Morgan C. *Physics of Radiology*. Baltimore: University Park Press; 1983.
27. Wolbarst A. *Basic Principles of Computed Tomography*. St. Norwalk: Appleton & Lange; 1993.
28. Ohnesorge B, Flohr T, Becker C, Kopp AF, Schoepf UJ, Baum U, Knez A, Klingenberg-Regn K, y Reiser MF. Cardiac imaging by means of electrocardiographically gated multislice spiral CT: Initial experience. *Radiology*. 2000; 217(2):564–671.
29. Hong C, Becker C, Huber A, Schoepf UJ, Ohnesorge B, Knez A, Reisinger, Reiser MF. ECG-gated reconstructed multi-detector row CT coronary angiography: Effect of varying trigger delay on image quality. *Radiology*. 2001; 220(3):712–717.
30. Cline HE, Lorensen WE, Ludke S, Crawford CR, Teeter BC. Two algorithms for three-dimensional reconstruction of tomograms. *Medical Physics*. 1988; 15(3):320–327.
31. Higgins WE, Chung N, Ritman EL. Extraction of left-ventricular chamber from 3-D CT images of the heart. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1990; 9(4):384–395.
32. McInerney T, Terzopoulos D. A dynamic finite element surface model for segmentation and tracking in multidimensional medical images with application to cardiac 4D image analysis. *Computerized Medical Imaging and Graphics*. 1995; 19(1):69–83.
33. Staib L, Duncan JS. Model-based deformable surface finding for medical images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1996; 15(5):720–731.
34. Niessen WJ, ter Haar Romeny BM, Viergever MA. Geodesic deformable models for medical image analysis. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1998; 17(4):634–641.
35. Ecabert O, Peters J, Schramm H, Lorenz C, Berg JV, Walker M, Vembar M, Olszewski M, Subramanian K, Lavi G, Weese J. Automatic model-based segmentation of the heart in CT images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2008; 27(9):1189–1201.
36. Giesler T, Baum U, Ropers D, Ulzheimer S, Wenkel E, Mennicke M, Bautz W, Kalender WA, Daniel WG, Achenbach S. Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multidetector CT: Influence of heart rate on image quality and stenosis detection. *American Journal of Roentgenology*. 2002; 179(5):911–916.
37. Shim SS, Kim Y, Lim SM. Improvement of image quality with-blocker premedication on ECG-gated 16-MDCT coronary angiography. *American Journal of Roentgenology*. 2005; 184(2):649–654.
38. General Electric. *Advanced CT*. A GE HealthCare Publication. 2004; páginas 49–59.
39. Fuchs T, Kachelriess M, Kalender W. Systems performance multislice spiral computed tomography. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2000; 19(5):63–70.
40. Seeram E. *Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control*. New York: WB. Saunders Company; 2001.
41. Kalender W. *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality and Applications*. Munich: Publicis MCD Verlag; 2000.
42. Rydberg J, Buckwalter KA, Caldemeyer KS, Phillips MD, Conces DJ, Aisen AM, Persohn SA, Kopecky KK. Multislice CT: Scanning techniques and clinical applications. *RadioGraphics*. 2000; 20(6): 1787–1806.
43. Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidetector-row helical CT: Image quality and volume coverage speed. *Radiology*. 2000a; 215(1):55–62.
44. Kelly DM, Hasegawa I, Borders R, Boiselle PM, Hatabu H. High-resolution CT using MDCT: Comparison of degree of motion artifact between volumetric and axial methods. *American Journal of Roentgenology*. 2004; 182(3):757–759.
45. Schoenhagen P, Halliburton SS, Stillman AE, Kuzmiak SA, Nissen SE, Tuzcu EM, White RD. Noninvasive imaging of coronary arteries: Current and future role of multidetector row CT. *Radiology*. 2004; 232(1):7–17.
46. Boiselle PM, Ernst A. Recent advances in central airway imaging. *Chest*. 2002; 121(5):1651–1660.
47. Hoffmann MHK, Shi H, Schmitz BL, Schmid FT, Lieberknecht M, Schulze R, Ludwig B, Kroschel U, Jahnke N, Haerer W, Brambs H-J, Aschoff AJ. Noninvasive coronary angiography with Multislice Computed Tomography. *The Journal of the American Medical Association*. 2005; 293(20):2471–2478.
48. Katz DS, Hon M. CT angiography of the lower extremities and aorticiliac system with a multi-detector row helical CT scanner: Promise of new opportunities fulfilled. *Radiology*. 2001; 221(1):7–10.

49. Chen T, Metaxas DN, Axel L. 3D cardiac anatomy reconstruction using high resolution ct data. En: Barillot C, Haynor DR, Hellier P. (eds). MIC-CAI (1). Springer: volumen 3216 de Lecture Notes in Computer Science; 2004: 411–418.
50. Fleureau J, Garreau M, Hernádez A, Simon A, Boulmier D. (2006). Multi-object and N-D segmentation of cardiac MSCT data using SVM classifiers and a connectivity algorithm. *Computers in Cardiology*, páginas 817–820.
51. Fleureau J, Garreau M, Hernández A, Simon A, Boulmier D. (2007). 3D multi-object segmentation of cardiac MSCT imaging by using a multi-agent approach. 29th Conference IEEE EMBS, páginas 817–820.
52. Sermesant M, Delingette H, Ayache N. An electromechanical model of the heart for image analysis and simulation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2006; 25(5):612–615.
53. Van Assen H, Danilouchkine M, Dirksen M, Reiber J, Lelieveldt B. A 3D active shape model driven by fuzzy inference: Application to cardiac CT and MR. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*. 2008; 12(5):595–605.
54. Bravo A, Vera M, Garreau M, Medina R. Three-dimensional segmentation of ventricular heart chambers from multi-slice computerized tomography: An hybrid approach. In: Editors. Cherifi H, Zain JM, El-Qawasmeh E. *Proceedings of Digital Information and Communication Technology and Its Applications*. Springer, Berlin, Heidelberg: Communications in Computer and Information Science; 2011. P.287–301.
55. Huérfano Y, Vera M, Del Mar A, Vera M-I, Salazar W, Chacón J, Wilches S, Graterol M, Torres M, Arias V, Rojas J, Prieto C, Siguencia W, Angarita L, Ortiz R, Rojas D, Garicano C, Chacín M, Contreras J, Bermúdez W, Bravo A. Segmentación computacional de la aurícula derecha en imágenes de tomografía cardiaca. *Latinoamericana de Hipertensión*. 2015; 10(4):79-84.
56. Vera M, Huérfano Y, Contreras J, Vera M-I, Del Mar A, Chacón J, Wilches S, Graterol M, Riaño D, Rojas J, Bermúdez W. Segmentación automática de la arteria aorta torácica en imágenes de tomografía computarizada cardiaca. 2016a; 11(4):110-116.
57. Vera M, Huérfano Y, Valbuena O, Chacón J, Contreras J, Vera M-I, Wilches S, Graterol M, Riaño D, Salazar J, Rojas J, Bermúdez W. Segmentación automática de la aurícula izquierda en imágenes de tomografía computarizada cardiaca. *Latinoamericana de Hipertensión*. 2016a; 11(3):54-59.
58. Huérfano Y, Vera M, Del Mar A, Vera M-I, Contreras J, Chacón J, Wilches S, Graterol M, Torres M, Arias V, Rojas J, Prieto C, Siguencia W, Angarita L, Ortiz R, Rojas D, Garicano C, Riaño D, Chacín M, Bermúdez W, Bravo A. Modelo computacional de la válvula pulmonar en contextos hipertensivos. *Latinoamericana de Hipertensión*. 2016a; 11(2):7-11.
59. Huérfano Y, Vera M, Del Mar A, Vera M-I, Chacón J, Wilches S, Graterol M, Torres M, Arias V, Rojas J, Prieto C, Siguencia W, Angarita L, Ortiz R, Rojas D, Garicano C, Riaño D, Chacín M, Contreras J, Bermúdez W, Bravo A. Segmentación computacional de la vena cava superior y procesos hipertensivos. *Latinoamericana de Hipertensión*. 2016b; 11(2):25-29.
60. Fan L, Chen CW. *LV motion estimation based on the integration of continuum mechanics and estimation theory*. San Diego: International Society for Optics and Photonics; 1999.
61. Shi P, Sinusas AJ, Constable RT, Ritman E, Duncan JS. Point-tracked quantitative analysis of left ventricular surface motion from 3-D image sequences. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2000; 19(1):36–50.
62. Bravo A, Medina R, Passariello G, Garreau M. "Estimation of the deformation field for the left ventricle walls in 4-D multislice computerized tomography". *Lecture Notes in Computer Science*. 2005; 3773(1): 348–359.
63. Bravo A, Mantilla J, Clemente J, Vera M, Medina R. "Left Ventricle Segmentation and Motion Analysis in Multi-Slice Computerized Tomography", In: Editors: González Fabio, Romero-Castro Eduardo. *Biomedical Image Analysis and Machine Learning Technologies: Applications and Techniques*. New York, USA: Medical Information Science Reference; 2010. p. 307–322.
64. Achenbach S, Ropers D, Holle J, Muschiel G, Daniel WG, Moshage W. In-plane coronary arterial motion velocity: Measurement with electron-beam CT. *Radiology*. 2000; 216(2):457–463.

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

Reg Registrada en los siguientes índices y bases de datos:

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

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

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

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

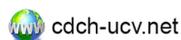
PERIÓDICA (Índices de Revistas Latinoamericanas en Ciencias), REVENCYT (Índice y Biblioteca Electrónica de Revistas Venezolanas de Ciencias y Tecnología)

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

ClCaLIA (Conocimiento Latinoamericano y Caribeño de Libre Acceso), EBSCO Publishing, PROQUEST, **SCIENCE CITATION INDEX EXPANDED (SciSearch)**



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



cdch-ucv.net



publicaciones@cdch-ucv.net

[www.revistahipertension.com.ve](http://www.revistahipertension.com.ve)

[www.revistadiabetes.com.ve](http://www.revistadiabetes.com.ve)

[www.revistasindrome.com.ve](http://www.revistasindrome.com.ve)

[www.revistaavft.com.ve](http://www.revistaavft.com.ve)