

# Análisis de imágenes cardíacas tridimensionales

Analysis of three-dimensional cardiac images

76

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

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

Autor responsable de correspondencia: [abravo@unet.edu.ve](mailto:abravo@unet.edu.ve)

<sup>2</sup>Grupo de Investigación Altos Estudios de Frontera (ALEF), Universidad Simón Bolívar, Cúcuta, Colombia.

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

<sup>4</sup>Programa Calidad y Productividad Organizacional, Decanato de Investigación, Universidad Nacional Experimental del Táchira, San Cristóbal, 5001, Táchira, Venezuela.

<sup>5</sup>Pulmonary and Critical Care Medicine Department. Brigham and Women's Hospital. Harvard Medical School. Boston, MA. USA 02115.

<sup>6</sup>Facultad de Medicina, Universidad de los Andes, Bogotá, Colombia.

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

## Resumen

**E**l análisis de imágenes constituye una herramienta útil para el diagnóstico, tratamiento y monitoreo de diversas enfermedades. Las técnicas de procesamiento de imágenes permiten la evaluación cuantitativa no-invasiva de la fisiopatología humana, proporcionando información morfológica, funcional y dinámica de diferentes estructuras anatómicas. Los progresos tecnológicos recientes sobre las diferentes modalidades de observación han permitido incrementar la calidad del tratamiento al paciente, gracias al uso de técnicas modernas de procesamiento de imágenes tridimensionales. Sin embargo, la adquisición de estas imágenes tridimensionales dinámicas conduce a la producción de grandes volúmenes de datos para procesar, a partir de los cuales, las estructuras anatómicas deben ser extraídas y analizadas, respetando las restricciones impuestas por el contexto clínico. Herramientas de extracción, de visualización tridimensional y de cuantificación son usadas actualmente dentro de la rutina clínica pero, desafortunadamente, necesitan de una interacción importante con el médico. Estos elementos justifican el desarrollo de nuevos algoritmos eficaces y robustos para la extracción de estructuras y estimación de diferentes parámetros clínicos a partir de imágenes tridimensionales. Como resultado colocar a disposición del personal clínico nuevos medios para evaluar, de manera precisa, la anatomía y la fisiopatología a partir de imágenes tridimensionales, representa un avance certero dentro de la investigación conducente a obtener una descripción completa del corazón a partir de un único examen.

**Palabras Clave:** Imágenes tridimensionales, cardiología, preprocesamiento, visualización, análisis, ultrasonido, tomografía por emisión nuclear, tomografía computarizada, resonancia magnética, angiografía por rayos X.

## Abstract

Image analysis is a useful tool for the diagnosis, treatment and monitoring of several diseases. The image processing techniques allow noninvasive quantitative assessment of human pathophysiology, providing morphological, functional and dynamical information of the different anatomical structures. Recent technological progress on the different modes of observation have increased the quality of patient treatment, through the use of novel processing techniques of three-dimensional images. However, the acquisition of these dynamical three-dimensional images leads to the generation of large volumes of data, from which the anatomical structures are extracted and analyzed, considering the clinical context restrictions. Currently, sophisticated tools for extracting, three-dimensional visualization and quantification are used in clinical routine, but unfortunately, these tools require significant interaction of the specialist. As a result, a set of new methods are available to the clinician in order to accurately assess the anatomy and pathophysiology from three-dimensional images, which represents a certain progress in the process leading to obtain a complete description of the heart from a single test.

**Keywords:** Three-dimensional images, cardiology, preprocessing, visualization, analysis, ultrasound, emission tomography, computed tomography, magnetic resonance, X-ray angiography.

La imagenología tridimensional está esencialmente referida a los procesos de adquisición digital de muestras de objetos distribuidos a lo largo de un espacio en tres dimensiones. Estas tres dimensiones representan el ancho, largo y la profundidad del objeto a adquirir, y usualmente en el sistema coordenado cartesiano son etiquetadas como  $(x,y,z)$ . El término imagenología tridimensional es frecuentemente generalizado, y en él se incluye procesamiento, visualización y análisis del conjunto de datos tridimensionales.

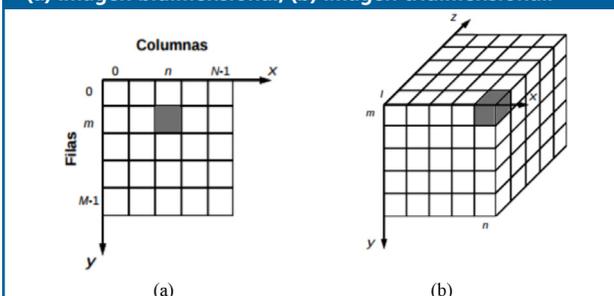
Desde el punto de vista matemático, las imágenes son consideradas matrices o funciones discretas cuyas dimensiones corresponden con una coordenada que permite localizar el valor único de la muestra. Smith y Webb<sup>1</sup>, describen cómo exactamente estas matrices son obtenidas y cómo se relacionan con el mundo real del cual son adquiridas. Cada muestra en la matriz corresponde con un elemento de imagen, el cual, si la imagen es espacialmente bidimensional (2-D), es usualmente llamado píxel (abreviatura de picture element), y si la imagen es espacialmente tridimensional (3-D), es llamado vóxel (volume element).

Es importante señalar que, matemáticamente, una imagen 2-D es representada por una matriz  $M \times N$  píxeles, en la cual la posición de cada píxel es obtenida a partir de la notación común utilizada en las matrices, por ejemplo  $(m, n)$ . La posición de la fila está dada por el índice  $m$  y el de la columna por  $n$ . El índice  $m$  toma valores entre 0 y  $M - 1$  y el índice  $n$  entre 0 y  $N - 1$ .

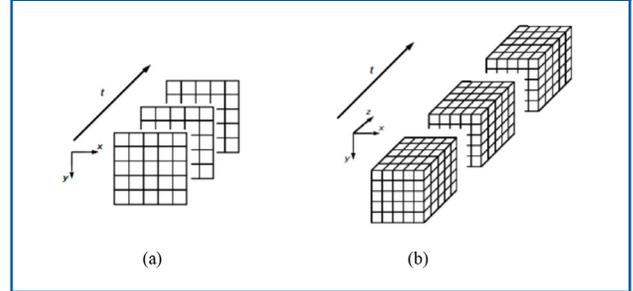
En correspondencia con un sistema de coordenadas cartesiano el eje horizontal (eje  $x$ ) toma valores de izquierda a derecha mientras que el eje vertical (eje  $y$ ) de arriba hacia abajo (Figura 1a). La Figura 1b muestra la ubicación de un vóxel  $(l, m, n)$  en una imagen en el espacio tridimensional.

Las matrices de la Figura 1, representan imágenes espacialmente bidimensionales y tridimensionales. En procesos de adquisición de imágenes biomédicas los datos usualmente consisten de secuencias temporales de imágenes 2-D o 3-D. Por ejemplo, en ultrasonido bidimensional o microscopía óptica, la caracterización de un órgano o un tejido requiere de la adquisición de un conjunto de datos 2-D en el tiempo. La Figura 2 ilustra la representación matricial de marcos (frames) temporales 2-D y volúmenes temporales 3-D. Se puede observar en este tipo de imágenes la inclusión de la dimensional temporal  $t$ .

**Figura 1. Representación matricial de imágenes**  
(a) Imagen bidimensional, (b) Imagen tridimensional.



**Figura 2. Secuencias temporales de imágenes**  
(a) Imagen 2-D +  $t$ , (b) Imagen 3-D +  $t$ .



En los procesos de adquisición, las muestras de los objetos 3-D son tomadas con espaciado no necesariamente isotrópico. Una imagen tridimensional o los procesos de imagenología tridimensional, algunas veces pueden ser sintetizados a partir de imágenes 2-D, pero idealmente la imagen es adquirida simultáneamente en tres dimensiones y los procesos de imagenología son aplicados congruentemente en tres dimensiones.

Las capacidades de adquisición, procesamiento, visualización y análisis cuantitativo de la imagenología tridimensional han incrementado significativamente el desarrollo de procesos de extracción de información, científica y clínica, contenida en imágenes médicas en distintas especialidades. Esto ha permitido focalizar, desde hace más de 10 años, a la imagenología médica, en la consecución de grandes impactos en los procedimientos terapéuticos, no sólo en la obtención del mejor diagnóstico sino también en la generación de modelos 3-D de órganos que desplacen al análisis de cortes 2-D de tales estructuras<sup>2</sup>.

El campo de acción de la imagenología 3-D es considerablemente amplio y puede ser clasificado en tres subcampos básicos: preprocesamiento, visualización y análisis. El objetivo del artículo es mostrar las bases conceptuales que fundamentan los subcampos, cuáles de estas áreas han sido estudiadas en cardiología, y bajo qué modalidad imagenológica lo han hecho. En cuanto a este último aspecto, se presenta un espectro de las modalidades en imagenología cardíaca tridimensional, a saber: ultrasonido (US), tomografía por emisión nuclear (PET y SPECT), tomografía computarizada (CT), resonancia magnética (MRI) y angiografía por rayos X (monoplana: A-Rx, biplana: BA).

El artículo está organizado de la siguiente manera: La primera sesión está dedicada a revisar los conceptos que fundamentan los sub-campos del tratamiento de imágenes 3-D. En la segunda sesión se identifican ciertos descriptores de la función cardíaca considerando tanto la dimensionalidad de las imágenes como la modalidad imagenológica utilizada. En la tercera sesión, se desarrolla una discusión relativa al uso de las modalidades imagenológicas de uso más frecuente en el contexto cardiológico. Finalmente, se presentan las conclusiones derivadas del trabajo desarrollado.

## Fundamentos del tratamiento de imágenes tridimensionales

### 1. Preprocesamiento

El objetivo de las operaciones de preprocesamiento es tomar un conjunto de escenas, procesarlas computacionalmente, y obtener a su salida modelos que representen a los objetos

allí contenidos u otro conjunto de escenas. Las operaciones comúnmente usadas son volumen de interés, filtrado, interpolación, registro y segmentación.

### 1.1. Región de interés

El propósito es reducir la cantidad de información mediante la especificación de una región de interés (ROI – Region Of Interest) y/o un rango de intensidades de interés. La operación de volumen de interés convierte una escena dada en otra. Una ROI es especificada por la selección de un subconjunto de muestras contenidas en la imagen.

En imágenes 3-D, la ROI es usualmente denominada volumen de interés (VOI – Volume Of Interest), y se refiere a todo el subconjunto de vóxeles, delimitadas por una determinada superficie. Tal superficie puede ser obtenida mediante la ubicación arbitraria de planos que cortan la imagen 3-D o mediante la construcción de polígonos cuyos vértices son posicionados en diferentes elementos de la imagen. Ambos enfoques para la construcción de la superficie delimitante son adaptativos ya que modificando la ubicación de los planos de corte, o adicionando y moviendo la ubicación de los vértices, se puede obtener un mejor volumen de interés. Esto permite definir geometrías complejas cuando se requiere delimitar estructuras muy complejas, como es en la mayoría de los casos en imágenes médicas<sup>3</sup>.

Normalmente, la selección de un VOI es utilizada como etapa de preprocesamiento en técnicas de segmentación, con el objetivo de eliminar ruido y/o datos no deseados en las imágenes a procesar. Si la selección de cierta VOI se orienta a la ubicación de un órgano o estructura anatómica en particular, se estaría tratando con enfoques de segmentación de imágenes. La Figura 3 muestra un VOI obtenido al cortar una imagen cardiaca de tomografía computarizada, con planos ubicados a nivel de las válvulas aórtica y mitral. El objetivo es separar el ventrículo izquierdo de las estructuras cardiovasculares dispuestas sobre su base.

$$P_i(l) = \sum_{k=0}^K \sum_{m=0}^M \sum_{n=0}^N \delta(I(k, m, n) - l)$$

Para cada  $l = 0, 1, 2, \dots, L - 1$ . La función delta es definida en la Ecuación (2).

$$\delta(u) = \begin{cases} 1 & \text{si } u = 0 \\ 0 & \text{de lo contrario} \end{cases}$$

El valor  $P_i(L_0)$  en el histograma proporciona el número de vóxeles en la imagen que poseen el nivel de gris  $L_0$ .

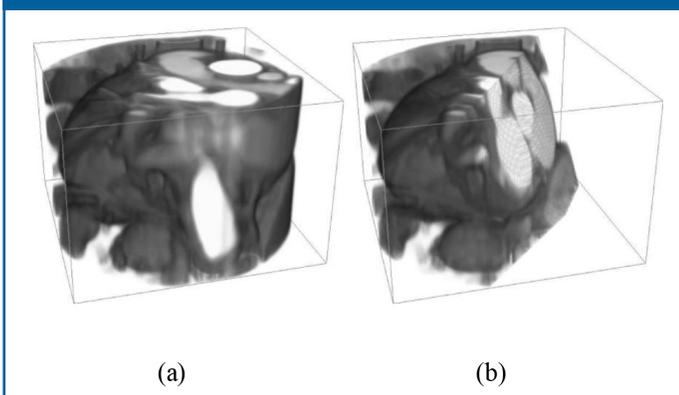
La especificación de un rango de intensidades de interés comienza por la selección de dos niveles de gris,  $L_1$  y  $L_2$ , sobre el histograma de la escena original ( $I$ ). Si se considera que los niveles de gris menores a  $L_1$  y mayores a  $L_2$  están asociados con ruido y/o estructuras no deseadas, la escena ( $I_{VOI}$ ) obtenida al aplicar el rango de intensidades de interés es determinada de acuerdo con la Ecuación (3).

$$I_{VOI}(k, m, n) = \begin{cases} 0 & \text{si } I(k, m, n) < L_1 \\ I(k, m, n) & \text{si } L_1 \leq I(k, m, n) \leq L_2 \\ 0 & \text{si } I(k, m, n) > L_2 \end{cases}$$

Normalmente, un volumen de interés obtenido al aplicar la Ecuación (3) está compuesto por diferentes regiones disjuntas, por ejemplo los huesos, o un tumor cuya metástasis se dé sobre regiones vecinas.

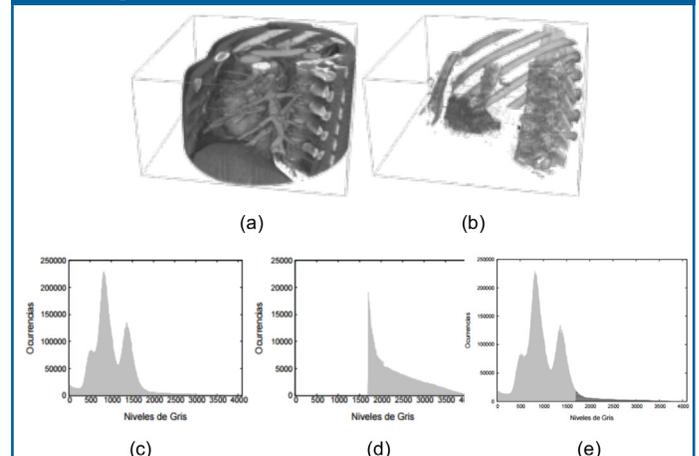
La Figura 4b muestra un rango de intensidades seleccionado sobre el histograma (Figura 4c) de la imagen de tomografía computarizada de corazón humano mostrado en la Figura 4a; el rango de intensidades seleccionado (ver Figura 4d) corresponde con el asociado al sistema óseo, aunque se puede visualizar, en el centro del volumen, información asociada al ventrículo derecho. Por su parte, en la Figura 4e se puede observar, superpuestos, los histogramas de imagen original y de la región de interés establecida mediante el rango de intensidades con  $L_1 = 1700$  y  $L_2 = 4095$ .

Figura 3. (a) Volumen original, (b) Volumen de interés



Adicionalmente, se puede afirmar que un rango de intensidades de interés es especificado por la designación de un intervalo de intensidades, indicado sobre el histograma de la escena. El histograma de una imagen  $I$  de tamaño  $K \times M \times N$  vóxeles y con  $L$  niveles de grises puede ser considerado como un gráfico que registra la distribución de valores de intensidad de los vóxeles de una imagen, de acuerdo con la Ecuación (1).

Figura 4. (a) Imagen de corazón humano, (b) Rango de intensidades de interés, (c) Histograma de la imagen original, (d) Histograma del VOI, (e) Histogramas



### 1.2. Filtrado

Una de las técnicas de preprocesamiento más utilizada para mejorar la calidad de una escena digital, es la aplicación de algoritmos que permitan eliminar las señales indeseadas (filtros), que por causa del método de adquisición, o de las condiciones bajo las cuales fue captada determinada escena, aparecen en la misma. Este tipo de técnica recibe el nombre de filtrado de imágenes, la cual es clasificada en dos grandes grupos: filtrado lineal y filtrado no lineal.

De forma general las técnicas de filtrado permiten realzar la información deseada (objeto) y atenuar la información no deseada (ruido, background, otro objeto). El filtrado convierte una escena dada en otra. Por otra parte, los filtros lineales se basan en la aplicación de una combinación lineal (suma ponderada) de los valores del vóxel en estudio y de sus vecinos para calcular el valor asociado al vóxel de salida.

Los vóxeles vecinos pertenecientes a una pequeña vecindad<sup>3</sup> del punto en estudio son combinados con una matriz 3-D que describe el proceso lineal a aplicar mediante la técnica de convolución. La matriz que describe el proceso lineal tiene como principal característica su tamaño, el cual depende exclusivamente de la aplicación a implantar, dicha matriz recibe el nombre de ventana o máscara (h). La más elemental combinación de los vóxeles de una vecindad viene dada por una operación que multiplica cada vóxel en la imagen perteneciente al rango de la máscara, con su correspondiente peso en la máscara; se realiza la suma de los productos parciales y se escribe ese resultado en la posición del vóxel central de la vecindad (vóxel en estudio). Por lo tanto, cada uno de los vóxeles es reemplazado por el promedio de los vecinos. Este proceso de convolución es descrito en la Ecuación (4), la cual muestra la relación entre una imagen de entrada I y la imagen filtrada I<sub>o</sub>, si se establece que los pesos de la máscara no dependen de la posición en la imagen.

$$I_o(k, m, n) = \sum_{k_1=-r}^r \sum_{k_2=-r}^r \sum_{k_3=-r}^r h(k_1, k_2, k_3) I(k - k_1, m - k_2, n - k_3)$$

Para cada k = 1, 2, ..., K, m = 1, 2, ..., M y n = 1, 2, ..., N, y para la máscara h de tamaño 2r × 2r × 2r.

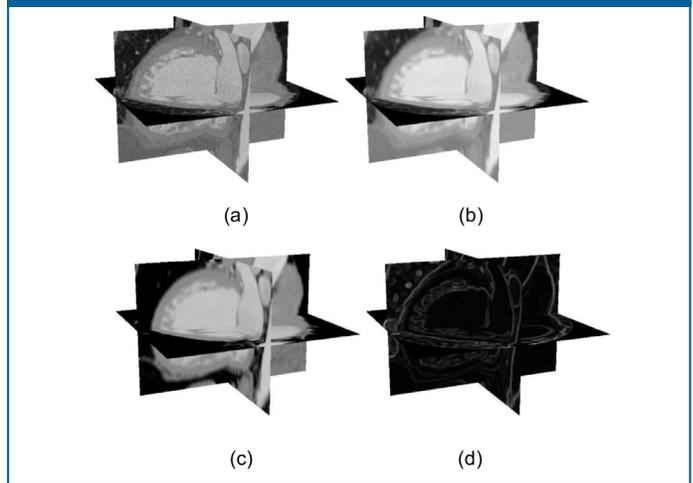
Algunos ejemplos de máscaras incluyen la media (mean), perfilado de bordes (sharpening), suavizamiento (smoothing), reforzador de bordes (operadores basado en derivadas)<sup>4</sup>. Un ejemplo puntual, es el uso del operador o máscara de Canny para la detección de bordes<sup>5</sup>. Los filtros lineales tienden a difuminar los bordes y otros detalles en las imágenes, y se desempeñan muy mal frente al ruido no Gaussiano. La Figura 5 muestra los resultados de aplicar algunos filtros lineales a una imagen de tomografía computarizada de corazón humano.

Las operaciones de filtrado no lineal combinan valores de los vóxeles vecinos al vóxel en estudio de una forma no lineal para determinar el valor del vóxel de salida. Estas técnicas no pueden ser descritas mediante un proceso de convolución.

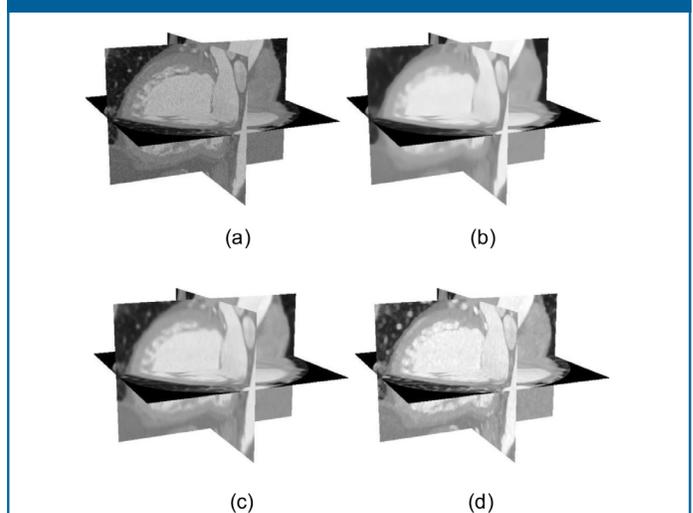
Los filtros no lineales preservan la información de los bordes, característica ésta que los hace muy eficaces atenuando el rui-

do impulsivo. Adicionalmente, muestran un buen desempeño frente al ruido Gaussiano; sin embargo, son difíciles de diseñar. Por ejemplo, el filtro de mediana, es un filtro no lineal, en el cual al vóxel v en la escena de salida le es asignado un valor que representada el valor medio de las intensidades de los vóxeles en una vecindad en la escena de entrada, una vez arreglados en orden ascendente. Los denominados filtro de mínimos y filtro de máximos, en los cuales el valor de salida se calcula como el valor mínimo o el valor máximo, respectivamente, en una vecindad del vóxel de entrada, son también filtros no lineales. Los filtros no lineales de difusión, específicamente, preservan los bordes del objeto, mientras atenúan el ruido<sup>6</sup>. Otra clase de operaciones no lineales se deriva de la morfología matemática<sup>7</sup>. Tales operaciones están descritas en términos de la interacción de una imagen y un elemento estructurante. Los filtros básicos morfológicos son la erosión, dilatación, apertura y clausura, cuyas combinaciones pueden generar herramientas interesantes para el análisis de imágenes. En la Figura 6, se ilustra la aplicación de algunos filtros no lineales a una imagen de corazón humano.

**Figura 5. Ejemplos de filtrado lineal. (a) Imagen original. Imágenes filtradas, (b) Filtro de Gauss, (c) Filtro de media, (d) Filtro derivador**



**Figura 6. Ejemplos de filtros no lineales Imagen Original. Imágenes filtradas, (b) Filtro de mediana, (c) Filtro de difusión anisotrópica, (d) Filtro de dilatación**



### 1.3. Interpolación

La interpolación es una de las técnicas de preprocesamiento más relevantes en el tratamiento de imágenes. En imágenes biomédicas, el principal objetivo al aplicar esta técnica, es modificar la frecuencia de muestreo de los vóxeles, operación denominada cambio de escala (rescaling). Normalmente, el cambio de escala se hace necesario cuando los sistemas de adquisición de las imágenes tienen una resolución no homogénea; por lo general, la resolución espacial entre dos planos es menor que la resolución espacial en cada plano, lo cual implica que la imagen está compuesta por un conjunto no isotrópico de muestras. En este caso, los procesos de interpolación son aplicados con el objetivo de cambiar la relación de aspecto de los vóxeles de tal manera que se correspondan con cubos geométricos en el espacio físico. El cambio de relación de aspecto, se puede lograr modificando la resolución inter-planos para que coincida con la resolución entre los planos, la cual se deja fija, o viceversa. En todo caso, la resolución de la imagen tridimensional se hace homogénea o isotrópica, lo cual resulta en una representación volumétrica del objeto real fácil de manipular.

Por su naturaleza, el cambio de escala es considerado un proceso de remuestreo (resampling) de una imagen. El remuestreo se requiere en la manipulación de imágenes tanto para la alineación geométrica como para el registro, en la mejora de la calidad de la imagen para su visualización, o en el campo de la compresión de imagen con pérdidas en el que algunas muestras o marcos (planos) se descartan durante el proceso de codificación, los cuales deben ser recuperados a partir de la información restante. En los procesos de mejora de la calidad de la imagen, la frecuencia de muestreo se incrementa al sobremuestrear (up-sampling), alcanzando un aumento en la resolución de la imagen. Si en estos procesos, la frecuencia de muestreo se reduce, la imagen de entrada es submuestreada (down-sampling), disminuyendo así la resolución de la misma. Cada vez que una imagen es remuestreada se debe esperar la generación de artefactos; Park y Schowengerdt<sup>9</sup>, realizan un análisis de la distorsión causada a los datos en procesos de remuestreo.

Los procesos antes descritos requieren del uso de técnicas de interpolación para la estimación de las muestras no presentes en los datos originales (en cambio de escala y sobremuestreo), y la selección precisa de las muestras a eliminar (en submuestreo). Thévenaz et al.<sup>10</sup> y Lehmann et al.<sup>11</sup>, presentan un análisis unificado de las técnicas de interpolación y remuestreo fundamentados en la teoría de la aproximación, y una comparación a través de: 1) análisis espacio-frecuencia, 2) complejidad computacional, y 3) determinación cualitativa y cuantitativa del error de interpolación, respectivamente.

La generación de cortes (reslicing) es otra de las operaciones relacionadas con la interpolación. Si determinada imagen 3-D tiene una mayor resolución entre cortes que entra-corte, se hace natural analizar la imagen sobre planos paralelos a los cortes de la imagen original. Sin embargo, determinados análisis requieren realizar observaciones de la imagen en planos con otras orientaciones. En el contexto clínico, se hace necesario visualizar los planos axial, coronal y sagital. En general,

para explorar las muestras en cualquier orientación se requiere generar los cortes en tal orientación mediante un proceso de interpolación.

Dos tipos de interpolación pueden ser utilizadas: interpolación basada en escena<sup>12</sup> e interpolación basada en objetos<sup>13</sup>. En la primera, la intensidad de un vóxel  $v$  en la escena de salida está determinada básicamente por la intensidad de los vóxeles en una vecindad en la entrada. La interpolación basada en objetos requiere, inicialmente, convertir la escena a una escena binaria mediante un proceso de segmentación. Los vóxeles con valor "1" representan al objeto de interés, mientras que los vóxeles con valor "0" representan el resto del dominio de la escena. La región en la cual se presente un cambio de "0" a "1" representar la superficie del objeto.

### 1.4. Registro

El registro es una técnica de procesamiento de gran importancia en aplicaciones de visión por computadora. En línea general, el registro corresponde con el alineamiento geométrico de dos imágenes, a saber, imagen referencia e imagen objetivo<sup>14</sup>. El registro representa una tarea muy importante e interesante debido a la gran cantidad de áreas en que puede ser aplicado, entre las cuales se encuentran: el sensado remoto, compresión de video, seguridad, visión artificial, medicina, entre otros. Es por eso que el desarrollo y evaluación de nuevos métodos de registro se ha convertido en un tema que ofrece un crecimiento sostenido en la investigación moderna<sup>14,15,16</sup>, considerándose así un campo de gran interés para su exploración, sobre todo en las aplicaciones dirigidas al procesamiento de imágenes médicas.

El registro de imágenes médicas ha contribuido al diagnóstico oportuno de enfermedades (mediante el monitoreo de cambios en la intensidad de las regiones objeto de estudio), en el diseño de mejores tratamientos para pacientes con diversos trastornos, así como, en la correcta planificación de intervenciones quirúrgicas<sup>17</sup>. En tal sentido, se considera que el registro de imágenes médicas puede ser intrasujeto, intermodalidad e intramodalidad. Rutinariamente, para un solo paciente, se adquieren volúmenes múltiples veces con una sola modalidad, o con diferentes modalidades de imágenes médicas. También se hace común las adquisiciones de forma dinámica, las cuales generan secuencias o series de tiempo de imágenes. El registro intermodalidad permite la combinación de información complementaria a partir de diferentes modalidades, mientras el registro intramodalidad permite comparaciones precisas entre imágenes de la misma modalidad.

### 1.5. Segmentación

La segmentación tridimensional trata de agrupar los vóxeles sobre un conjunto de clases, basándose en su intensidad local, localización espacial, vecindad, o de acuerdo con la forma característica de cierta clase de objetos. Las técnicas de segmentación de imágenes se basan en la organización o agrupamiento de un conjunto de formas, considerando como principales características para esa organización la proximidad, similaridad, y continuidad. El proceso de segmentación particiona una imagen en regiones (también llamadas clases o subconjuntos) que son homogéneas con respecto a una o

más características<sup>18,19,20</sup>. La segmentación está enmarcada en los problemas de visión por computadora, como una herramienta para el reconocimiento de objetos basada en técnicas de extracción de formas, las cuales verifican tres propiedades básicas: ser suficientemente generales para poder describir un amplio rango de formas, permitir la extracción del objeto de la escena que lo contiene, y por último, facilitar la comparación con formas similares<sup>21</sup>.

En análisis de imágenes tridimensionales, la segmentación también puede ser definida como el particionamiento del conjunto de datos del espacio tridimensional, en un conjunto disjunto de regiones o grupos, cuya unión representa dicho espacio. Para ello, debe ser tomado en cuenta un conjunto de puntos o vóxeles de la imagen, a los cuales se les analiza características como: la posición en el espacio de intensidades, las relaciones topológicas y las características de las fronteras entre los conjuntos<sup>20,22</sup>. El proceso de segmentación se encarga de evaluar si cada muestra en la imagen pertenece o no al objeto de interés. Esta técnica de procesamiento de imágenes genera una imagen binaria, en la cual los puntos que pertenecen al objeto se representan con un valor igual a uno, mientras que los que no pertenecen al mismo se representan con un valor igual a cero.

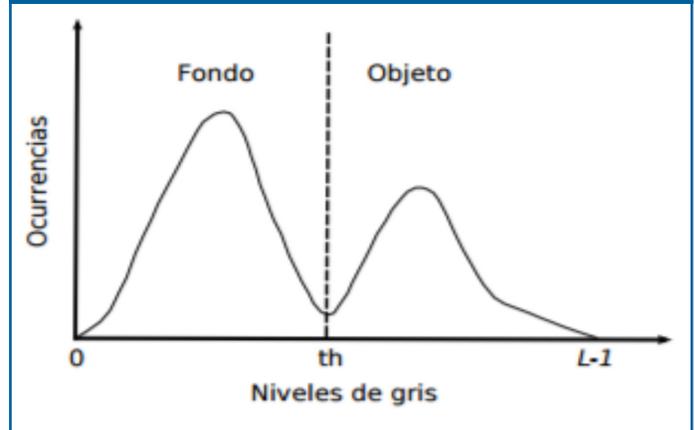
En la literatura, ha sido propuesta una amplia variedad de técnicas de segmentación; sin embargo, no se ha podido establecer un estándar que genere resultados satisfactorios para todas las aplicaciones imagenológicas. Inicialmente debido a que, el desarrollo de la técnica de segmentación, depende tanto del análisis a realizar sobre la escena 3-D como de la representación de los elementos de dicha escena. En tal sentido, las técnicas de segmentación comúnmente reportadas pueden ser clasificadas en tres categorías: (1) segmentación basada en muestras, (2) segmentación basada en contornos y (3) segmentación basada en regiones<sup>20,21,23,24</sup>.

### 1.5.1. Segmentación basada en muestras

Esta técnica toma en cuenta sólo el valor de gris de un vóxel para decidir si el mismo pertenece o no al objeto de interés. Para ello, se debe encontrar el rango de valores de gris que caracterizan dicho objeto, lo que requiere el análisis del histograma de la imagen<sup>25</sup>. El objetivo de este método, llamado umbralización, es encontrar de una manera óptima, los valores característicos de la imagen que establecen la separación del objeto de interés con respecto a las regiones que no pertenecen al mismo. Si tal característica, y si los valores de gris del objeto y del resto de la imagen difieren claramente, entonces el histograma mostrará una distribución bimodal con dos máximos distintos. Esto debería generar la existencia de una zona del histograma ubicada entre los dos máximos, que no presente los valores característicos, y que idealmente fuese igual a cero. Con ello se lograría una separación perfecta entre el objeto y la región de la imagen que lo circunda, al establecer un valor umbral ubicado en esta región del histograma. Por lo tanto, cada vóxel será asignado a una de dos categorías, dependiendo de si el valor umbral es excedido o no. La Figura 7 muestra que el umbral ( $th$ ) a utilizar en la segmentación debería estar ubicado en el valle entre los dos picos del histograma.

Si el valor umbral ubicado entre los dos máximos es distinto de cero, las funciones de probabilidad de los valores de gris del objeto y de la región restante se solapan, de tal manera que algunos vóxeles del objeto deberán ser tomados como pertenecientes a la región circundante y viceversa. Conocida la distribución de probabilidad de los vóxeles del objeto y de la región circundante, es posible aplicar análisis estadístico en la búsqueda del umbral óptimo, con un mínimo de correspondencias erróneas. Estas distribuciones pueden ser estimadas por histogramas locales calculados sobre las regiones que definen al objeto y al fondo.

Figura 7. Histograma bimodal



### 1.5.2. Segmentación basada en contornos

En las técnicas de segmentación basadas en vóxeles, el tamaño del objeto de interés depende del nivel de umbral escogido. Esto debido a que los valores de gris en la vecindad del contorno de un objeto cambian gradualmente, y al ajustar el valor de gris seleccionado como umbral, el borde que genera la técnica basada en muestras puede irse alejando de los valores límites del objeto o introduciendo en el mismo. Las técnicas basadas en contornos pueden ser usadas para evitar la variación del tamaño del objeto<sup>20,22</sup>.

El objetivo de los algoritmos de detección de contornos, es el de localizar las regiones en las cuales las intensidades de la imagen cambian rápidamente, con lo que se logra preservar la información estructural alrededor de los límites de los objetos que la escena contiene. En tal sentido, el principio de las técnicas basadas en contorno es la búsqueda del valor máximo del gradiente, sobre cada línea que forma la imagen. Cuando un máximo es encontrado, un algoritmo de trazado trata de seguir el máximo del gradiente alrededor del objeto, hasta encontrar de nuevo el punto inicial, para luego buscar el próximo máximo en el gradiente correspondiente a otro objeto<sup>4</sup>.

La determinación de un buen contorno dependerá de la fuente de radiación, la iluminación y la distancia del objeto a la fuente de radiación. De allí, es necesario aplicar a la imagen operaciones de filtrado que realcen los cambios en los valores de gris y atenúen las áreas de la imagen en las cuales existan valores de grises constantes, para posteriormente introducir el resultado de esta operación a un detector de borde<sup>4,25</sup>. Los métodos más usados para la implantación de detectores de borde son aquellos que utilizan operadores de filtrado de tipo

lineal, los cuales realizan la detección independientemente de su dirección. Entre este tipo de operadores se encuentran: el operador gradiente, y el operador de Laplace.

El operador gradiente, Ecuación (5), se basa en el cálculo de la primera derivada de la imagen 3-D,  $I(x, y, z)$ , mientras que el operador de Laplace realiza el reforzamiento de bordes, con base en el Laplaciano de una imagen 3-D de acuerdo con la Ecuación (6).

$$\nabla I(x, y, z) = \frac{\partial I(x, y, z)}{\partial x} \hat{i}_x + \frac{\partial I(x, y, z)}{\partial y} \hat{i}_y + \frac{\partial I(x, y, z)}{\partial z} \hat{i}_z$$

Siendo  $\hat{i}_x, \hat{i}_y$  y  $\hat{i}_z$  tores unitarios en dirección  $x$ ,  $y$  y  $z$  respectivamente.

$$\nabla^2 I(x, y, z) = \frac{\partial^2 I(x, y, z)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 I(x, y, z)}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 I(x, y, z)}{\partial z^2}$$

En imagenología discreta, los operadores gradiente y de Laplace se aproximan con base en diferencias finitas, generando un arreglo de pesos que corresponde a los valores de la diferencia sobre una vecindad local de la imagen; este arreglo es conocido como máscara, ventana o kernel del operador. La aplicación de la forma discreta de tales operadores se realiza con procesos de convolución (descrito en la sección). El lector puede referirse a Pratt<sup>4</sup>, para encontrar una serie de máscaras utilizadas para estimar la primera derivada. Los procesos de detección de contornos sirven para simplificar el análisis de imágenes, realizando una reducción drástica de la cantidad de datos a ser procesados, mientras que al mismo tiempo preservan la información estructural alrededor de los límites del objeto.

### 1.5.3 Segmentación basada en regiones

En segmentación basado en vóxeles, la idea fundamental es clasificar una muestra como perteneciente al objeto, considerando solamente el valor de gris que el mismo tiene asociado, lo cual lleva a que puntos aislados o pequeñas áreas puedan ser clasificadas como pertenecientes a la región de interés, es decir, allí no se toma en cuenta la conectividad como característica importante del objeto.

La segmentación basada en regiones toma en cuenta un conjunto de puntos de la imagen, a los cuales se les analiza características como, la posición en el espacio de intensidades, las relaciones topológicas y las características de las fronteras entre dos conjuntos. Dependiendo de cómo sea analizada la posición en el espacio y las relaciones espaciales existentes entre los vóxeles, se pueden encontrar segmentación de regiones por clasificación<sup>22</sup> y segmentación por crecimiento de regiones<sup>20</sup>.

En la segmentación de regiones por clasificación, es inicialmente determinada una partición del espacio de intensidades y luego se establecen las relaciones de conectividad, para determinar una región. En crecimiento de regiones, se utilizan de manera simultánea los dos tipos de información. La Figura 8 muestra el resultado de segmentar el ventrículo izquierdo en una imagen de tomografía computarizada usando crecimiento de regiones.

De forma general, el uso de técnicas de segmentación, con el objetivo de discriminar estructuras anatómicas de interés

frente a las demás estructuras presentes en una imagen médica, ha constituido en los últimos años un problema abierto en el área de procesamiento de imágenes. Si bien tales técnicas, han permitido obtener representaciones más reales de la forma de las estructuras, capaces de mejorar el valor diagnóstico de las imágenes, aún deben superar problemas como robustez, complejidad computacional e interacción con el operador.

La segmentación automatizada y robusta (con una intervención mínima del operador) de las estructuras es necesaria para explotar la capacidad diagnóstica de exámenes cardiacos obtenidos por resonancia magnética (MRI), tomografía computarizada multicortes (MSCT) o ecocardiografía. Por otra parte, los numerosos métodos que han sido propuestos en la literatura son difíciles de comparar y evaluar de manera común. Esta problemática se aprecia también con respecto a la cuantificación de dinámica global y local de la función cardiaca.

## 2. Visualización

La visualización 3-D generalmente se refiere a la transformación y el despliegue de objetos 3-D que representan efectivamente la naturaleza 3-D de dichos objetos. Los dispositivos de despliegue consideran desde gráficos 2-D sombreados, dispositivos estereoscópicos que requieren lentes especiales, hasta ambientes de realidad virtual. El objetivo de las operaciones de visualización es permitir la extracción de información importante a partir de los datos volumétricos, por medio de la presentación de estos datos con suficiente detalle y alta velocidad.

### 2.1. Rendering de superficies

Las técnicas de rendering de superficies requieren que la imagen 3-D sea inicialmente reducida a una descripción de superficies, de allí que técnicas de clasificación y segmentación de imágenes deben ser aplicadas antes del proceso de rendering. Cada vóxel o grupo de vóxeles debe ser manual o automáticamente clasificado como perteneciente o no a la superficie que delimita la estructura a visualizar.

Una vez que los órganos han sido segmentados, la superficie es representada por la conexión de primitivas geométricas, generalmente triángulos, las cuales son cubiertas por pequeñas piezas de superficie, a las cuales se les asigna color y textura, para representar adecuadamente la correspondiente estructura anatómica. Este tipo de enfoque puede generar errores en la visualización de la estructura, dada la alta posibilidad de generar falsos positivos o negativos en el proceso de colocación de las piezas de superficie. En tal sentido, se han propuesto representaciones más complejas, en las cuales la topología de la estructura y su correspondiente geometría 3-D son conservadas<sup>26,27</sup>.

### 2.2. Recomposición o reconstrucción multiplanar

Más que la visualización de solamente la superficie de la estructura, como en la técnica de rendering de superficie, la técnica de recomposición multiplanar proporciona imágenes que representan secciones de corte extraídas de la imagen 3-D. Para extraer algún plano en una determinada posición del volumen 3-D, y con una orientación arbitraria, es necesario establecer correctamente las transformaciones y rotaciones del sistema coordinado<sup>28</sup>. Esto permite al especialista una evaluación retrospectiva de la anatomía, particularmente,

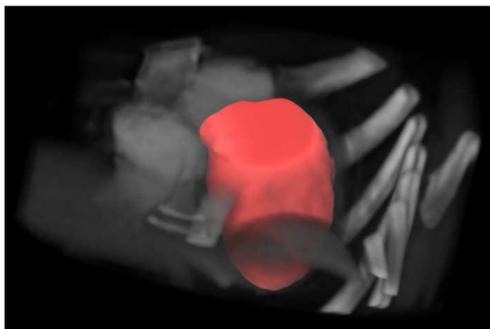
visualizando planos arbitrarios, perpendiculares al eje primario de exploración y otras orientaciones no posibles durante la adquisición. Debido a que los planos extraídos, generalmente, no coinciden con alguno de los planos originales, son necesarios procesos de interpolación para proporcionar una imagen similar a su correspondiente imagen 2-D adquirida.

### 2.3. Rendering volumétrico

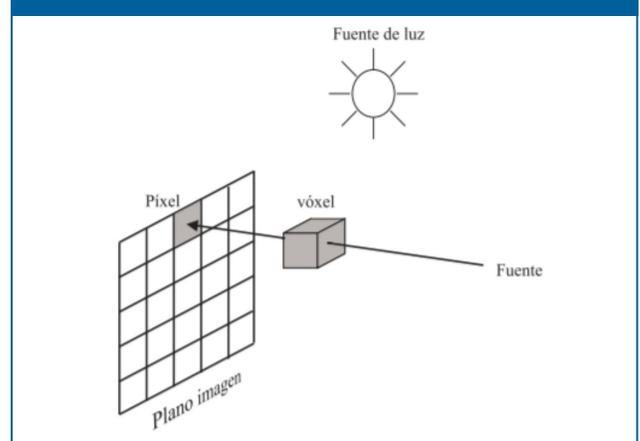
El rendering volumétrico es una técnica de computación gráfica usada para obtener una representación 2-D del interior de un conjunto de datos volumétricos<sup>29</sup>. Este método permite la visualización de un objeto 3-D, sin la necesidad de conocer previamente su superficie, preservando los valores de los datos de la imagen 3-D original<sup>30</sup>. El rendering volumétrico está basado en algoritmos de ray-tracing, cuyo propósito es definir la geometría de un conjunto de rayos de luz, lanzados desde una fuente, a través de la escena 3-D<sup>31</sup>. Cada rayo es definido por la conexión mediante una línea recta de la fuente con el plano de la imagen, cada rayo así definido intersecta la imagen 3-D y pasa por uno de los píxeles definidos sobre el plano de proyección, como se muestra en la Figura 9. La interacción de la luz con el material o los materiales encontrados por el rayo, determinan el valor asignado al píxel intersectado sobre el plano imagen. Las propiedades del objeto 3-D tales como color (niveles de gris en este caso), profundidad y otros factores de sombreado determinan la intensidad asociada al píxel<sup>32</sup>. Las propiedades de la escena como sombras, pueden ser establecidas, al calcular el valor asignado a los píxeles de acuerdo con un modelo de iluminación, el cual considera la intensidad y la orientación de la fuente o fuentes de luz, reflexión, texturas y orientación de las superficies<sup>33</sup>.

El rendering de superficie puede ser dinámicamente determinado por variaciones en el ray-tracing y de las condiciones de reconocimiento de superficies durante el proceso de rendering. El despliegue de superficies sombreadas es obtenido al calcular el valor de los vóxeles de acuerdo con un modelo de luz, aplicado donde los rayos intersectan la escena, el cual considera la intensidad y la orientación de la fuente o fuentes de luz, reflexión, texturas y orientación de las superficies.

**Figura 8. Segmentación por crecimiento de regiones del ventrículo izquierdo de corazón humano**



**Figura 9. Diagrama de la geometría del ray-tracing**



### 3. Análisis

El principal propósito en las operaciones de análisis es la generación de una descripción cuantitativa de la morfología y función de los sistemas de objetos a partir de un conjunto de escenas. En diagnóstico por imágenes, un gran número de parámetros cuantitativos que pueden ser extraídos a partir de imágenes dinámicas son de relevancia clínica. El análisis de la función cardiaca, puede ser dividido en análisis funcional clásico y en análisis de deformación/movimiento<sup>34</sup>. El análisis funcional clásico está principalmente relacionado con la estimación de parámetros asociados a toda la estructura ventricular izquierda, también denominados parámetros globales, mientras que el análisis del movimiento/deformaciones frecuentemente se realiza de forma local al analizar tal comportamiento en determinada región de interés sobre la estructura cardiaca. De forma general, la estimación de parámetros que describen la función cardiovascular se realiza tradicionalmente con ayuda de modelos geométricos de las cavidades ventriculares, construidos a partir de imágenes 2-D o 3-D, los cuales proporcionan una representación geométrica en el espacio 3-D de esas estructuras (Figura 10). Para obtener tales representaciones han sido utilizados desde simples formas elipsoidales hasta técnicas basadas en modelos geométricos espacio-temporales<sup>34,35</sup>.

El desarrollo de modelos de las cavidades cardiacas ha sido realizado sobre diferentes modalidades imagenológicas y con objetivos distintos al análisis de la función cardiovascular. Los modelos dinámicos de las estructuras cardiacas han sido utilizados en la visualización y animación<sup>29</sup> y la simulación y planificación de intervenciones quirúrgicas<sup>36</sup>.

Los parámetros que cuantifican, detallan y caracterizan la función cardiovascular pueden ser clasificados según su dimensionalidad en descriptores lineales, de superficie y volumétricos<sup>37</sup>:

- Descriptores lineales. Representan distancias entre puntos de la superficie cardiaca, como espesor de pared e índices de contracción radial y longitudinal. Estos descriptores son generalmente determinados sobre secciones de la imagen si la modalidad imagenológica es 3-D, o sobre segmentos de la cavidad cardiaca o de sus paredes si la modalidad es 2-D.
- Descriptores de superficie. Cuantifican las deformaciones que caracterizan el movimiento no rígido de las cavidades

cardíacas. Para su determinación es necesario obtener una representación 3-D de la superficie que describa la cavidad a partir de modalidades de imagenología cardíaca 2-D o 3-D. Las deformaciones son definidas como los cambios en las posiciones relativas de los puntos que define la superficie. Se consideran descriptores de superficie la torsión, la curvatura y los esfuerzos.

- Descriptores volumétricos. Representan una medida global de la forma del corazón o sus cavidades. Los descriptores volumétricos más comunes son los volúmenes y la masa ventricular, la fracción de eyección y el gasto cardíaco. En imagenología cardíaca 2-D, tales descriptores son generalmente calculados por la aproximación de formas geométricas conocidas a la forma de la cavidad ventricular.

En la actualidad, la valoración de la función cardíaca aún se realiza por medio de la medición de descriptores (parámetros) pertenecientes al análisis funcional clásico, tales como: volumen del ventrículo izquierdo (LVV), volumen total del ventrículo izquierdo ( $V_T$ ), masa del ventrículo izquierdo (LVM), volumen stroke o latido (SV), fracción de eyección (EF), y gasto cardíaco (CO). Adicionalmente, se han ido incorporando parámetros, con ayuda del desarrollo de métodos para la estimación de descriptores asociados al movimiento y la deformaciones del corazón, como: espesor de la pared (WT), índices de contractibilidad miocárdica ( $a_1$ ,  $a_2$  y  $a_3$ ), índice de torsión ( $\tau$ ), curvatura media y gaussiana (H,K), índice de forma y curvatura (s,c), y análisis de esfuerzos (SA).

### Resultados vinculados con descriptores de la función cardíaca

En la literatura ha sido propuesta una innumerable cantidad de métodos y técnicas que son utilizadas en el desarrollo de sistemas eficientes de imagenología médica tridimensional. En cardiología, por ejemplo, problemas como análisis de la función dinámica del ventrículo izquierdo y evaluación cuantitativa del movimiento del flujo han sido tratados. Para ello es necesario extraer de cada una de las vistas, a partir de las cuales se forma la imagen tridimensional, información de las estructuras a analizar, para luego integrar esa incompleta e inconsistente información a una representación tridimensional sencilla. Ambas son tareas típicas de problemas mal condicionados en visión por computadora (ill-posed problem).

En cardiología, casi todos los tipos de modalidades imagenológicas son usadas, y algunas de ellas tienden a medir el mismo parámetro funcional de diferentes formas. Por ejemplo, cineangiografía por rayos X monoplane (A-Rx) y bi-plana (BA), ultrasonido (US) y resonancia magnética pueden ser utilizadas para la valoración de las anomalías en el movimiento de la pared ventricular. Ultrasonido, resonancia magnética, y tomografía computarizada mul-ticortes (MSCT) permiten visualizar las malformaciones cardíacas. Angiografía coronaria, tomografía por emisión nuclear pueden ser útiles para evaluar la perfusión miocárdica.

Adicionalmente, algunas de las técnicas de medición cuantitativa en diferentes modalidades son similares: 1. Una estimación geométrica del tamaño ventricular y de la fracción de eyección puede ser aplicada en ultrasonido, cineangiogramas

y en imágenes por resonancia magnética; 2. Flujo de sangre y caracterización del árbol coronario, pueden ser evaluados a partir de coronografía de contraste y tomografía por emisión (PET y SPECT) de positrones empleando modelos cinéticos similares; 3. El comportamiento temporal del movimiento regional de la pared ventricular puede ser analizado a partir de cineangiogramas y resonancia magnética considerando técnicas de análisis similares.

El comportamiento hemodinámico global del corazón puede ser evaluado, en muchos casos, por la determinación de la función ventricular izquierda. Métodos computacionales para la valoración de la función ventricular izquierda y medición de parámetros globales, tales como volúmenes ventriculares, volumen latido, y fracción de eyección, han sido ampliamente adoptados por cardiólogos, y son rutinariamente usados como parte de sus investigaciones clínicas. Técnicas geométricas y densitométricas han sido usadas para cuantificar la función ventricular a partir de imágenes angiográficas, ultrasonido, tomografía computarizada (CT) y resonancia magnética.

El análisis de la función cardíaca con técnicas de imagenología dinámica, no está limitado a la evaluación del movimiento del músculo cardíaco, y algunas de estas técnicas permiten realizar la medición y la evaluación de los patrones cinéticos del flujo de sangre a través de las cavidades ventriculares y los grandes vasos. Perfiles de velocidad de flujo pueden ser, adicionalmente obtenidos a partir de estudios ecocardiográficos y a partir de cine-resonancia magnética. La Tabla 1, muestra la clasificación según su dimensionalidad de los descriptores de la forma y función cardíaca previamente señalados, además se indica sobre que modalidades de imagenología cardíaca 2-D o 3-D se han determinado.

**Tabla 1. Descriptores de la función cardíaca según su dimensionalidad y su modalidad imagenológica**

Descriptor	Lineal	Superficie	Volumétrico	Modalidad	2-D	3-D
LVV			X	US, A-RX, BA, MRI, CT, PET, SPECT	X	X
$V_T$			X	US, A-RX, BA, MRI, CT	X	X
LVM			X	US, A-RX, BA, MRI, CT	X	X
EF			X	US, A-RX, BA, MRI, CT	X	X
CO			X	US, A-RX, BA, MRI, CT	X	X
WT	X			US, A-RX, BA, MRI, CT, PET, SPECT	X	X
$a_1$	X			US, MRI		X
$a_2$	X			US, MRI		X
$a_3$	X			US, MRI		X
$\tau$		X		MRI		X
H		X		US, MRI, CT		X
K		X		US, MRI, CT		X
S		X		CT		X
C		X		CT		X
SA		X		US, MRI, CT		X

### Discusión relativa al uso de las modalidades imagenológicas de uso más frecuente en el contexto cardiológico

La imagenología cardíaca tridimensional por ultrasonido constituye una modalidad imagenológica multidimensional con grandes perspectivas en el diagnóstico cardíaco clínico. Diversos avances en adquisición, preprocesamiento, análisis y visualización ubican al ultrasonido 3-D en una posición competitiva con respecto a otras modalidades imagenológicas. Pero, el tratamiento de este tipo de imágenes sigue siendo un problema abierto, con diversas tendencias en el campo de investigación. Todas esas tendencias tienen que enfrentarse con dos problemas complejos a resolver: costo computacional vs exactitud de los resultados obtenidos. Y a todo esto se puede sumar, la difícil tarea de realizar una validación clínica bastante eficiente de los sistemas computacionales propuestos o por proponer.

La tomografía computarizada por emisión nuclear es una modalidad imagenológica que ha ampliado su campo de aplicación en los últimos años en el área de cardiología. La tomografía por emisión de positrones (PET) y tomografía por emisión de fotones sencillos (SPECT) pasaron de ser técnicas de generación de imágenes funcionales a ser utilizadas para la obtención de modelos físicos de las estructuras cardíacas y para la obtención de parámetros que cuantifican la función ventricular. Diferentes sistemas para el análisis y diagnóstico por tomografía por emisión nuclear han sido propuestos, validados y utilizados rutinariamente en cardiología clínica. Sin embargo, el tratamiento de estas modalidades imagenológicas, al igual que en el ultrasonido, es un problema abierto en el campo de la investigación.

A pesar de que la angiografía por rayos X es la modalidad imagenológica que por mayor tiempo ha sido usada para la valoración de la función cardiovascular, y que ha sido reconocida como un estándar en cardiología, pocos han sido los avances alcanzados en tal modalidad en imagenología 3-D en la actualidad. Esto esencialmente debido a que es una modalidad 2-D y a que se deben realizar múltiples consideraciones para lograr recobrar la forma 3-D a partir de por lo menos dos proyecciones mutuamente ortogonales. La angiografía por rayos X en su modo rotacional, presenta como principal ventaja en cardiología, la capacidad de recuperar la anatomía 3-D de las arterias coronarias, adicionalmente permiten realizar el análisis de la dinámica del movimiento cardíaco. El principal problema asociado al análisis de la dinámica de las arterias coronarias es la construcción de un modelo de retro-propagación que permita asociar a un punto de la imagen su correspondiente punto en el espacio 3-D. Este proceso requiere el desarrollo de protocolos de calibración de los aparatos de angiografía rotacional que permitan extraer los parámetros necesarios para la construcción del sistema geométrico de proyección perspectiva asociado al sistema de adquisición. Por otro lado, el análisis de las cavidades cardíacas requiere de una alta dosis de productos de contraste con el objetivo de realizar la adquisición de una secuencia temporal con la resolución necesaria para contrastar las cavidades frente a las demás estructuras anatómicas presentes en la escena.

La tomografía computarizada por rayos X, en las últimas dos décadas, ha constituido la modalidad imagenológica 3-D, 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 3-D por tomografía computarizada por rayos X existen diversos problemas que pueden motivar amplios trabajos de investigación.

La resonancia magnética en cardiología es muy útil para la detección de enfermedades congénitas agudas, detección y seguimiento de enfermos con tumores en el corazón, y en enfermedades agudas y crónicas de la aorta; tiene utilidad para la detección de masas cardíacas, cardiomiopatías y la cuantificación de la incompetencia valvular; es una alternativa a otras técnicas para evaluar la función ventricular, test de estrés, evaluación de prótesis valvulares biológicas y en embolismo. No se puede usar en la detección del infarto agudo de miocardio en caso de endocarditis o cuando se ha producido un rechazo a un trasplante de corazón. La técnica está contraindicada en el caso de que el paciente tenga implantado un desfibrilador o un marcapasos o sea claustrofóbico, sin embargo, es mejor que la ecocardiografía porque consigue imágenes de todos los pacientes, al contrario de ésta, que depende de la ecogenidad del enfermo. Los principales problemas son el costo, sin embargo, es importante considerar aspectos como el ahorro que supone contar con una técnica no invasiva para detectar ciertos problemas y que permite orientar el corte de exploración, obtener imágenes en movimiento, analizar el flujo sanguíneo y realizar el contraste con tejidos activos sin flujo. Son numerosos los desarrollos realizados para el análisis de la función cardiovascular utilizando MRI, lo que ha llevado a que la resonancia magnética sea considerada como un estándar dentro de las modalidades imagenológicas tridimensionales.

### Conclusiones



Como se ha podido observar, en el análisis de imágenes cardiovasculares son diversas las modalidades imagenológicas usadas. Estas diversas modalidades imagenológicas tridimensionales han sido empleadas para el procesamiento, visualización, análisis y posterior comprensión del comportamiento dinámico o no de diferentes estructuras anatómicas del cuerpo humano. En el caso del corazón y los grandes vasos, debido a que son órganos en movimiento, cuya función es la de empujar mecá-

nicamente grandes volúmenes de sangre a través del sistema vascular, es necesario el uso de técnicas de análisis espacio-temporal para cuantificar su comportamiento hemodinámico. Ultrasonido, tomografía por emisión nuclear, tomografía computarizada, resonancia magnética y radiología han sido utilizadas para la cuantificación de la función ventricular izquierda y la medición de parámetros globales (volúmenes ventriculares, volumen latido (SV) y fracción de eyección), para la valoración de las anomalías en el movimiento de la pared ventricular (sinergia ventricular), para la visualización de malformaciones cardíacas, o para evaluar la perfusión miocárdica.

## Referencias

- Smith NB, Webb A. Introduction to Medical Imaging: Physics, Engineering and Clinical Applications. Cambridge: Cambridge University Press; 2011.
- Sakas G. (2002). Trends in medical imaging: from 2D to 3D. Computers & Graphics. 2002; 26(4):577-587.
- Fuchs R, Welker V, y Hornegger J. Non-convex polyhedral volume of interest selection. Journal of Computerized Medical Imaging and Graphics. 2009;34(2):105-113.
- Pratt W. Digital Image Processing. New Jersey: John Wiley-Sons; 2007.
- Canny J. A computational approach to edge detection. IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence. 1986; 8 (6): 679-698.
- Perona P, Malik J. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion.
- Serra J. Image Analysis and Mathematical Morphology. London: A Press; 1982.
- Thévenaz P, Blu T, Unser M. Interpolation revisited. IEEE Transactions on Medical Imaging. 2000b;19(7):739-758.
- Park SK, Schowengerdt RA. Image sampling, reconstruction, and the effect of sample-scene phasing. Applied Optics. 1982; 21(17):3142-3151.
- Thévenaz P, Blu T, Unser M. Image interpolation and resampling. In: Bankman I. (Ed). Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis. San Diego: Academic Press; 2000a: 393-420.
- Lehmann T, Göner C, y Spitzer K. Survey: Interpolation methods in medical image processing. IEEE Transactions on Medical Imaging. 1999; 18(11):1049-1073.
- Higgins W, Orlick C, Ledell B. Nonlinear filtering approach to 3-D gray-scale image interpolation. IEEE Transactions on Medical Imaging. 1996;15(4):580-587.
- Herman G, Zheng J, Bucholtz C. Shape-based interpolation. IEEE Computer Graphics and Applications. 1992;12(3):69-79.
- Hajnal JV, Hill DLG, Hawkes DJ. Medical Image Registration. San Diego: Academic press; 2000.
- Pluim JPW, Fitzpatrick JM. Image registration. IEEE Transactions on Medical Imaging. 2003; 22(11):1341-1343.
- Zitová B, Flusser J. Image registration methods: a survey. Image and Vision Computing. 2003;21(11):977-1000.
- Bankman I. Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis. San Diego: Academic Press; 2000.
- Fu KS, Mui JK. A survey on image segmentation. Pattern Recognition. 1981;13(1):3-16.
- Mitche A, Aggarwal J K. Image segmentation by conventional and information integrating techniques: a synopsis. Image and Vision Computing. 1985; 3(2):50-62.
- Haralick RA, Shapiro L. Computer and Robot Vision. Boston: Addison-Wesley Publishing Company; 1992.
- Ballard DH, Brown CM. Computer Vision. USA: Prentice Hall; 1982.
- Horand R, Monga O. Vision par ordinateur, outils fondamentaux. Paris: HERMES; 1995.
- González R, Woods R. Digital Image Processing. New Jersey: Pearson Education, Inc; 2008.
- Brend J. Digital Image Processing. Berlin: Springer-Verlag; 1993.
- Coto E. Métodos de segmentación de imágenes médicas. Universidad Central de Venezuela: Lecturas en Ciencias de la Computación. 2003; 1: 9-15.
- Lorenson WE, Cline HE. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. New York: Computer Graphics; 1987.
- Kaufman AE. Volume visualization in medicine. San Diego: Handbook of Medical Imaging. Academic Press; 2000.
- Nelson T R, y Elvins T T. Visualization of 3D ultrasound data. IEEE Computer Graphics and Applications. 1993; 13(6):50-57.
- Robb R A. Three-dimensional visualization in medicine and biology. San Diego: Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis; 2000.
- Styzt MR, Frieder G, Frieder O. Three-dimensional medical imaging: algorithms and computer systems. ACM Computing Surveys. 1991;23(4):421-499.
- Kajiya J, Von-Herzen B. Ray tracing volume densities. ACM SIGGRAPH Computer Graphics. 1984;18(3):165-174.
- Lichtenbelt B, Crane R, Naqvi S. Introduction to Volume Rendering. New Jersey: Prentice Hall; 1998.
- Hauser H, Mroz L, Bischl GI, Groller ME. Two-level volume rendering. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics. 2001;7(3):242-252.
- Frangi AJ, Niessen WJ, Viergever MA. Three-dimensional modeling for functional analysis of cardiac images: A review. IEEE Transactions on Medical Imaging. 2002; 20(1):2-25.
- Lelieveldt B. Anatomical models in cardiovascular image analysis [Tesis doctoral]. Netherlands: University of Leiden, 1999.
- Dawson SL, Cotin S, Meglan D, Shaffer DW, Ferrell MA. Designing a computer-based simulator for interventional cardiology training. Catheterization and Cardiovascular Interventions. 2000;51(4):522-527.
- Weber KT, Hawthorne EW. Descriptors and determinants of cardiac shape: An overview. Federation proceedings. 1981;40(7):2005-2010.

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)

CLaLIA (Conocimiento Latinoamericano y Caribeño de Libre Acceso), EBSCO Publishing, PROQUEST.



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

