

Importancia de las imágenes médicas en la valoración de la anatomía y función cardiovascular

Importance of medical images in the assessment of anatomy and cardiovascular function

Jhon Marín Botello, Ing¹ <https://orcid.org/0000-0002-4673-1840>, Mariana Elena Peñaloza, Dra² <https://orcid.org/0000-0002-3863-0580>, Johel E. Rodríguez, MgSc^{3*} <https://orcid.org/0000-0002-8353-2736>, Paul Ruiz Chávez, MD⁴ <https://orcid.org/0000-0002-8404-4398>, Ingrid Ostaiza Veliz, MD⁵ <https://orcid.org/0000-0002-7998-1264>, Alex Vinuesa Domínguez, MD, MgSc^{6,7} <https://orcid.org/0000-0001-5124-5591>, María Galarza Valarezo, MD⁷ <https://orcid.org/0000-0001-7015-3123>, Roberto Añez, MD⁸ <https://orcid.org/0000-0001-6363-2767>, Valmore Bermúdez, MD, MgSc, PHD⁹ <https://orcid.org/0000-0003-1880-8887>

¹Universidad Simón Bolívar. Adscrito al grupo de investigación INGENBIOCARIIBE. Cúcuta, Colombia.

²Universidad Simón Bolívar. Departamento de Ciencias Básicas, Sociales y Humanas. Cúcuta, Colombia.

³Universidad Simón Bolívar. Facultad de Ingenierías. Programa de Ingeniería en Sistemas. Cúcuta, Colombia.

⁴Universidad Técnica de Ambato. República del Ecuador.

⁵Universidad de Guayaquil. República del Ecuador.

⁶Magister en seguridad y salud ocupacional. Universidad Internacional SEK Ecuador.

⁷Universidad Central del Ecuador. República del Ecuador.

⁸Centro de Investigación Endocrino Metabólicas "Dr. Félix Gómez". Facultad de Medicina. Universidad del Zulia. Venezuela.

⁹Universidad Simón Bolívar, Facultad de Ciencias de la Salud, Cúcuta, Colombia.

*Autor de correspondencia: Johel E Rodríguez, Magister Dirección Estratégica en Tecnologías de Información, Ingeniero de Sistemas. Universidad Simón Bolívar Sede Cúcuta, Avenida 4 con Calle 14, Bloque G, Barrio La Playa, Cúcuta, Norte de Santander, Colombia. Teléfono: 311-4837421 e-mail: jrodriguez116@unisimonbolivar.edu.co

Resumen

La enfermedad cardiovascular es una de las principales causas de morbilidad a nivel mundial, con una importante carga económica para los sistemas de atención de salud en términos de costos tanto directos como indirectos. La probabilidad de que la carga económica ocasionada por la enfermedad cardiovascular siga creciendo es elevada ya que los factores de riesgo también muestran un crecimiento epidemiológico en varias regiones del mundo. En este artículo se resumen los principales aspectos relacionados con la importancia del análisis de imágenes médicas de la cavidad ventricular izquierda del corazón humano, adquiridas usando angiografía por rayos. Asimismo, se revisan aspectos relacionados con el análisis de la morfología y dinámica cardiovascular, enfatizando la importancia de la estimación cuantitativa de la deformación cardíaca regional a partir de secuencias de imágenes en bidimensionales y su implicación en la evaluación de la contractibilidad de la pared del corazón. Finalmente, se presentan los hallazgos más recientes del modelado, adquisición y procesamiento de imágenes mediante resonancia magnética y su potencial papel en la cardiología moderna para la evaluación del morfo-funcionalismo cardíaco, con sus respectivas implicaciones clínicas y académicas para los profesionales en formación.

Palabras clave: Función cardiovascular, corazón, ventrículo izquierdo, angiografía por rayos X, resonancia magnética.

Abstract

Cardiovascular disease is one of the main causes of morbidity and mortality worldwide, with an important economic burden for health care systems in terms of both direct and indirect costs. The probability that the economic burden caused by cardiovascular disease continues to grow is high since the risk factors also show an epidemiological growth in several regions of the world. This article summarizes the main aspects related to the importance of analyzing medical images of the left ventricular cavity of the heart, this is acquired by using X-ray angiography, as well as reviewing aspects related to the analysis of cardiovascular morphology and dynamics, we emphasize the importance of quantitative estimation of regional cardiac deformation from sequences of two-dimensional images and their involvement in the evaluation of the contractility of the heart wall. Finally, we present the most recent findings of modeling, acquisition, and processing of images by magnetic resonance and we analyze its potential role in modern cardiology for the evaluation of cardiac morpho-functionalism with its respective clinical and academic implications for professionals in training.

Keywords: Cardiovascular function, heart, left ventricle, X-ray angiography, magnetic resonance.

Los importantes avances fundamentados por el desarrollo y mejoramiento de técnicas de adquisición de imágenes, tanto volumétricas como multidimensionales, han permitido la incorporación al diagnóstico de diferentes patologías cardiológicas por medio del uso de imágenes médicas del sistema cardiovascular¹. La tomografía computarizada (CT), imagenología por resonancia magnética (MRI), tomografía por emisión nuclear (PET, SPECT), ultrasonido y angiografía por rayos X, proporcionan una gran cantidad de información anatómica y funcional de las estructuras cardiovasculares en forma de imágenes, útiles tanto al área clínica como al área de investigación².

En el contexto clínico, estas imágenes son generalmente analizadas de forma visual, lo cual genera sólo una interpretación cualitativa de la información contenida en tales datos³. En el contexto de la investigación, el rol de la imagenología cardiaca ha evolucionado y ahora se utiliza para propósitos que van más allá de la observación anatómica de las estructuras que forman el aparato cardiovascular⁴. Entre los problemas típicos que han sido abordados por esta disciplina se encuentran la obtención de datos referentes a volúmenes manejados por este sistema, tanto a nivel cuantitativo como para su visualización, análisis de movimiento rígido y no rígido, segmentación de imágenes, reconocimiento de patrones, entre otros⁵. Recientemente, la introducción de técnicas asistidas por computadoras ha permitido el desarrollo de herramientas de análisis por imágenes para la planificación, simulación quirúrgica y para la navegación intraoperatoria⁶.

Todos estos avances han incrementado la necesidad de desarrollo de algoritmos eficientes para el tratamiento de imágenes cardiovasculares⁷. Estos algoritmos deben ser capaces de reproducir resultados lo más cercanos posibles a los resultados encontrados de forma manual por especialistas⁸. Para ello, se hace necesario que tales algoritmos incorporen dos aspectos importantes: 1) conocimiento a priori del proceso a implantar, e 2) integración del contexto físico (tridimensional/3-D) y el temporal (3-D+t/4-D) para la reproducción confiable de fenómenos espacio-temporales⁹. Tales aspectos son generalmente introducidos en los procesos de análisis por imágenes en forma de un modelo. El modelo es generalmente utilizado para simplificar la representación de un problema en el mundo físico¹⁰.

El ventrículo izquierdo (LV) es la más gruesa de las cámaras del corazón y es responsable de bombear sangre oxigenada a los tejidos de todo el cuerpo, por consecuencia esta cavidad cardiaca juega el papel más importante en el sistema cardiovascular, ya que es la principal estructura a partir de la cual se generan los mayores síntomas del daño cardiovascular¹¹. Por lo tanto, el análisis de la función ventricular izquierda ha sido un tópico ampliamente

estudiado en imagenología cardiaca. Las observaciones clínicas han mostrado que un indicador bastante importante del daño isquémico es la alteración del movimiento de la pared miocárdica¹². La medición de las lesiones en regiones del miocardio debido a daño cardiovascular es un problema clínico muy importante¹³.

Actualmente, las enfermedades cardiovasculares representan la primera causa de muerte tanto en los países desarrollados como en la mayoría de los países con niveles de desarrollo menor, por encima del cáncer y de los accidentes de tránsito. Según datos de la Organización Mundial de la Salud¹⁴, para 2015 se calcula que murieron por esta causa 17,7 millones de personas, Esto quiere decir que 31% de las muertes a nivel mundial se debieron a esta causa. De las mismas, 6,7 fueron causadas por enfermedad cerebrovascular mientras que 7,4 millones fueron consecuencia del padecimiento de una patología coronaria.

Según el Ministerio de Salud de Colombia¹⁵, las enfermedades cardiovasculares se destacan como una de las principales causas de mortalidad en la población adulta en nuestro país y también como primer motivo de consulta en los servicios médicos, electivos y de emergencia en adultos. En consecuencia, el constante incremento en la demanda de servicios médicos en cardiología ha ocasionado un aumento tanto en el gasto particular del paciente como en el gasto público nacional, lo cual, evidentemente, afecta las condiciones socioeconómicas de la sociedad colombiana.

La valoración de la capacidad de contracción/relajación del ventrículo izquierdo, así como también la localización y extensión del daño isquémico por medio de la cuantificación de las zonas de baja perfusión miocárdica, es posible con ayuda de técnicas de análisis de las propiedades mecánicas del miocardio¹⁶. Para ello, se hace necesario comprender la fisiopatología del comportamiento dinámico de las estructuras del corazón, así como el desarrollo de métodos que a partir de imágenes cardiacas permitan extraer de forma no invasiva, un conjunto de descriptores que ayuden a caracterizar tal comportamiento¹⁷. En tal sentido, en el presente artículo se realiza una revisión acerca del proceso de valoración de la función cardiovascular a través de técnicas de imagen de las estructuras cardiacas obtenidas usando angiografía por rayos X.

Recuento anatómico

El corazón es un órgano en movimiento permanente, con latidos periódicos de una frecuencia aproximada de 60-100 latidos por segundo, estos latidos corresponden a fases de llenado y expulsión de sangre de las cavidades cardiacas, llamadas respectivamente diástole y sístole. El comportamiento dinámico del corazón es estudiado, por el registro de su actividad eléctrica representada por la señal electrocardiográfica, por la medición de parámetros mecánicos o por la observación de imágenes de angiográficas. En el hombre, como en todos los mamíferos, el corazón ocupa la parte media de la cavidad torácica, situado entre los dos pulmones; encima del diafragma, que

lo aísla de las vísceras abdominales; delante de la columna vertebral (4ª, 5ª, 6ª, 7ª y 8ª vértebras dorsales), encontrándose separado de ésta por la presencia de la aorta y el esófago, ubicándose por detrás del esternón y posterior a los cartílagos costales, que lo protegen a manera de escudo. De esta manera forma una parte importante de este tabique, dispuesto en sentido sagital, que separa los dos pulmones y se denomina mediastino¹⁸.

El corazón se halla mantenido en esta posición por su continuidad con los grandes vasos que de él llegan: la aorta y sus ramas principales, que se dirigen hacia el cuello y los miembros superiores; el sistema de circulación pulmonar, que conecta al corazón con los pulmones y las venas cavas, encontrándose el corazón en una posición cercana al centro frénico por acción de la vena cava inferior. Asimismo, el pericardio también cumple un papel de fijador mediante sus inserciones diafragmáticas, vertebrales, esternales, y aponeuróticas por una parte, y sus pliegues sobre los grandes vasos, por otra; constituyendo el elemento más importante de fijación cardiaca. Sin embargo, el corazón libre en el saco pericárdico, salvo a nivel de los puntos de inserción de la serosa, se desplaza, dentro de ciertos límites, con relativa facilidad inmerso en un líquido que lo lubrica. Se desplaza de arriba abajo por la influencia de los movimientos del diafragma, de izquierda a derecha o de atrás hacia adelante. Igualmente, el corazón puede desplazarse en masa con su aparato de suspensión, es decir, con el tabique mediastínico, por una causa patológica¹⁹.

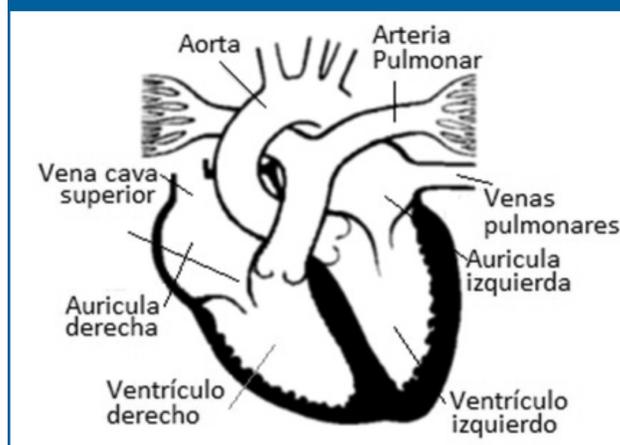
La orientación del corazón es la siguiente: su base está dirigida hacia arriba, a la derecha y hacia atrás; su vértice se encuentra dirigido hacia la izquierda, en dirección anterior e inferior, su eje mayor, constituido por la línea que se ubica desde la zona media del corazón hasta su punta, ofrece una triple oblicuidad: está inclinado a la vez de arriba abajo, de derecha a izquierda y de atrás a adelante. La inclinación sobre el plano medio es muy acentuada y cabe decir con razón que el eje cardíaco se aproxima más a la horizontal que a la vertical; el ángulo que forma con el plano horizontal mide, por término medio, 40°. Conjuntamente, el corazón experimenta, sobre todo en su porción ventricular, una torsión sobre su eje, además el borde derecho del órgano es más anterior que el izquierdo, el ventrículo derecho, más superficial que el ventrículo izquierdo.

El corazón es el agente principal en la circulación de la sangre, el cual consiste en un músculo hueco situado en el tórax que tiene como función aquella de bomba que recibe y eyecta, en un ciclo en el cual introduce sangre a sus cavidades desde las venas y la eyecta por las arterias para garantizar la irrigación de todo el cuerpo. Está envuelto en un saco serofibroso llamado pericardio, las fibras musculares del corazón son estriadas de movimiento involuntario. Es así como el corazón se puede observar en dos mitades, las cuales se encuentran constituidas de forma similar pero no idéntica: mitad derecha, en la que circula la sangre venosa, y la mitad izquierda donde circula la sangre arterial. Cada una de estas mitades se subdivide a su vez en otras dos, situadas una encima de otra: la

cavidad superior, llamada aurícula, la cual se caracteriza por la delgadez de sus paredes, y la cavidad inferior, de paredes más gruesas y más resistentes que lleva el nombre de ventrículo. Cada aurícula comunica con el ventrículo correspondiente por medio de una válvula auriculoventricular. La parte superior del corazón está conectada al resto del aparato circulatorio a través de vasos que conducen sangre hacia el corazón y conducen sangre del corazón al cuerpo. La aorta es la arteria principal que conduce la sangre oxigenada desde el ventrículo izquierdo a otras partes del cuerpo, el segundo vaso en importancia es la arteria pulmonar que conduce la sangre para su oxigenación desde el ventrículo derecho a los pulmones, la Figura 1 muestra la estructura anatómica del corazón.

El ventrículo izquierdo ocupa la mayor parte del lado izquierdo del corazón y es el encargado de bombear la sangre a todo el cuerpo a una presión ocho veces mayor que la ejercida por el ventrículo derecho²⁰, el cual únicamente bombea sangre a los pulmones. Por esta razón, el ventrículo izquierdo es la cavidad que realiza un esfuerzo mayor y la evaluación de su funcionamiento es muy importante. Con relación al ventrículo derecho, el ventrículo izquierdo posee su eje longitudinal más largo, ocupa en la cara diafragmática una porción mayor y el espesor medio de sus paredes es tres veces mayor.

Figura 1. Diagrama de un corte del corazón. Se observan las cavidades, válvulas y vasos (Bravo, 2006)



Complejidad del movimiento cardiaco

El movimiento cardiaco es producido por la activación de las fibras musculares por la acción de una señal eléctrica, esta señal es propagada por el sistema de conducción, el cual está constituido por fibras de inervación adaptadas a la fisiología del corazón. Los billones de células musculares que componen el músculo cardiaco son capaces de generar corrientes eléctricas y potenciales que están en función de diferencias de concentración iónicas a través de sus membranas²¹. Estas células son capaces de generar un cambio brusco en la diferencia de potencial eléctrico entre sus membranas conocido como un potencial de acción (PA), además pueden propagar a las células vecinas la señal para generar un PA de tal manera de producir una onda de movimiento y pueden contraerse mecánicamente

si se incrementan sus concentraciones del ion de calcio. De esta manera, el músculo cardíaco cíclicamente se expande y se contrae bombeando sangre a distintas partes del cuerpo.

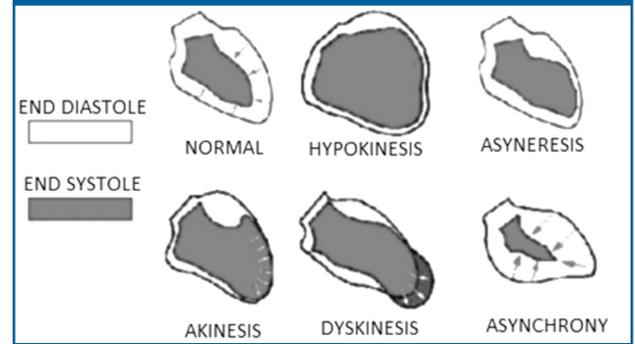
La estimulación eléctrica se produce primero en las aurículas, propagándose luego a los ventrículos; la fuerza y la velocidad de contracción de los músculos cardíacos son variables, y están afectados por características tales como la longitud de las fibras y la intensidad del estímulo eléctrico. Normalmente, las cavidades del corazón laten en secuencias, en la cual la contracción de las aurículas (sístole auricular), precede por milésimas de segundo la contracción en los ventrículos (sístole ventricular), y durante la diástole se produce el paso de sangre acumulada hacia los ventrículos. El ventrículo izquierdo presenta cinco tipos de movimientos durante la fase sistólica: 1) traslación, 2) rotación, 3) torsión, 4) movimiento de acordeón, y 5) movimiento del endocardio hacia el interior de la cavidad ventricular. Estos componentes no son uniformes sobre toda la cavidad ventricular izquierda. Es decir, al observar el movimiento en acordeón, el mismo no es simétrico en absoluto. Durante la sístole se observa a su vez que el plano mitral se dirige hacia el ápex, recorriendo una distancia de 1-2 cm de manera fisiológica. Sin embargo, el ápex escasamente se mueve hacia la base del corazón²². El movimiento predominante es el que realiza el endocardio hacia la zona más interna del ventrículo, dominando en ambos ventrículos, seguido del movimiento de acordeón, y el análisis del mismo permite a los clínicos interpretar el movimiento cardíaco como un todo²³. Los otros tres movimientos son de menor importancia si el músculo cardíaco es normal, los componentes principales del movimiento del LV pueden ser rutinariamente evaluados a nivel clínico, utilizando técnicas de estimación de contractibilidad segmentaria sobre imágenes de angiografía por rayos X^{23,24}.

Durante la contracción ventricular, otros tipos de movimientos pueden manifestarse debido generalmente a movimientos voluntarios del paciente, movimientos del diafragma debido a la respiración o por modificación del eje anatómico del corazón. Adicionalmente, la presencia de sangre residual en los ventrículos al final de la sístole ocasiona la rápida pérdida de tensión de las fibras miocárdicas durante el acortamiento, los cambios en la longitud de la fibra en las capas interna y externa del músculo y el gasto de energía requerido para evacuar completamente la cámara, lo cual evidentemente modifica la normalidad de la dinámica cardíaca.

Anormalidades del movimiento ventricular

La isquemia miocárdica generalmente modifica el proceso de contracción del músculo cardíaco²⁵, el movimiento sistólico puede reducirse, ausentarse e incluso convertirse en movimiento paradójico. Como se muestra en la Figura 2, existen cinco tipos de anomalías en la contracción sistólica²⁶, claramente definidas en modalidades imagenológicas bidimensionales como angiografía²³ y ecocardiografía²⁷.

Figura 2. Movimientos anormales del miocardio (Bravo, 2006)



A continuación, se describen los tipos de anomalías del movimiento cardíaco.

Hipokinesia:

Esta anomalía consiste en la reducción generalizada del grado de contracción.

Asinéresis:

La asinéresis es la reducción del movimiento en un segmento limitado del miocardio.

Akinesia:

Esta anomalía del movimiento cardíaco corresponde con la ausencia total del movimiento en una porción de la pared ventricular.

Diskinesia:

La diskinesia es la anomalía relacionada con la expansión sistólica paradójica de una porción de la pared ventricular.

Asincronía:

Es la más compleja de las anomalías del movimiento cardíaco ya que corresponde con una secuencia de contracción temporal desordenada.

Tales anomalías en la contracción miocárdica son generadas por reducción aguda o crónica de la perfusión miocárdica ya que correlacionan muy bien con estudios electrocardiográficos que evidencian daño cardíaco^{28,29}. La perfusión tisular describe el proceso de circulación sistémica que se encarga de satisfacer las necesidades de los tejidos: transportar nutrientes a los tejidos, llevarse los productos de desecho, conducir hormonas de una parte del cuerpo a otra y en general permitir que haya un ambiente óptimo en los componentes tisulares, para que las células puedan sobrevivir y funcionar de manera ideal³⁰.

Angiografía cardíaca por rayos X

Diversas modalidades imagenológicas bidimensionales y tridimensionales han sido empleadas para la visualización, manipulación, análisis y posterior comprensión del comportamiento dinámico del corazón y los grandes vasos. Debido a que el corazón es un órgano en movimiento, cuya función es la de eyectar mecánicamente grandes volúmenes de sangre a todo el sistema vascular, es necesario el uso de técnicas de análisis espacio-temporal para cuantificar su comportamiento hemodinámico. El ultrasonido⁸, tomografía por emisión nuclear³¹, resonancia magnéti-

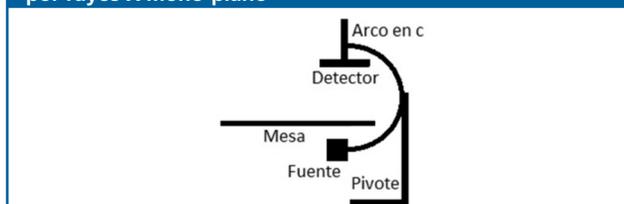
ca³², radiología³³, y tomografía computarizada³⁴, han sido utilizadas para la cuantificación de la función ventricular izquierda a través de la medición de parámetros globales (volúmenes ventriculares, volumen latido y fracción de eyección para así poder valorar la presencia de anomalías en el dinamismo de la pared ventricular, estudiando así la sinergia ventricular, para la visualización de malformaciones cardíacas o para evaluar la perfusión miocárdica.

Los rayos X tienen la capacidad de interacción con la materia a través de un proceso de intercambio de energía fundamentalmente debido a que son una clase de radiación electromagnética ionizante con una pequeña longitud de onda. El proceso de exposición a los rayos X de una parte del cuerpo humano resulta en una imagen radiográfica de las estructuras anatómicas presentes en esa región corporal. La radiación X al atravesar las estructuras anatómicas sufre una atenuación proporcional a la densidad y el espesor de los órganos y tejidos localizados en su trayectoria, los rayos atenuados inciden en un receptor en el cual se produce la imagen radiográfica posteriormente utilizada en el diagnóstico clínico³⁵.

Por su parte, la angiografía corresponde al procedimiento radiológico rutinariamente utilizado en la valoración del flujo de sangre en los órganos y los vasos sanguíneos³⁶. La angiografía de contraste basada en rayos X proporciona imágenes de la proyección de las estructuras cardíacas como lo expone Macovski³⁷. La angiografía cardíaca permite visualizar las arterias coronarias, y la angiografía vascular es útil en la valoración de la irrigación del cerebro. Las imágenes del ventrículo izquierdo son adquiridas después de la inyección de un producto de contraste en la cavidad, permitiendo realzar el contraste de la misma con respecto a otras estructuras, y mejorando así la descripción y análisis de su forma de acuerdo con lo reportado por Ratib³⁸.

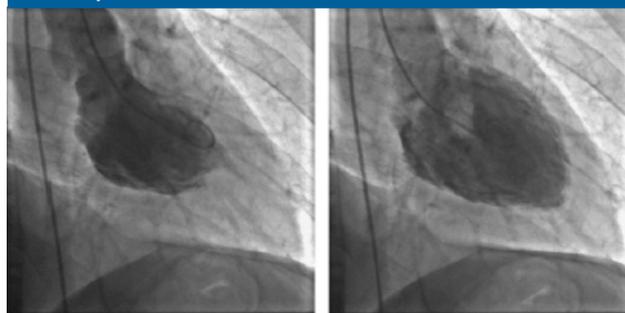
Como lo explican Bravo et al.³³, un equipo de angiografía por rayos X mono-plano, consiste de dos partes: la mesa sobre la cual se coloca al paciente y el sistema de adquisición propiamente dicho. El sistema de adquisición está compuesto de un pivote colocado al suelo, y un arco en forma de una C, como se muestra en la Figura 3. El arco en C permite una libertad en rotación a dos grados. Uno de los mismos determina el ángulo ubicado en el plano sagital del paciente, llamado ángulo craneal/caudal y denotado por CRA/CAU. El otro grado de libertad en rotación permite definir el ángulo sobre el plano axial, denominado oblicuo derecho anterior/oblicuo izquierdo anterior (RAO/LAO); las modificaciones sobre este ángulo permiten definir la angulación sobre el plano axial.

Figura 3. Esquema de un equipo de angiografía rotacional por rayos X mono-plano³²



Cuando la angiografía es utilizada para visualizar las cavidades ventriculares del corazón recibe el nombre de ventriculografía. El objetivo de la ventriculografía durante los cateterismos cardíacos es el de definir el tamaño y la forma del ventrículo izquierdo, así como también la visualización de la forma y la movilidad de estructuras asociadas como las válvulas cardíacas, la Figura 4 muestra imágenes angiográficas del ventrículo izquierdo.

Figura 4. Imágenes del LV con incidencia RAO. Fin de sístole a la izquierda: Fin de diástole a la derecha.



Valoración de la función cardiovascular

La función cardiovascular es básicamente valorada a través de la estimación de parámetros que describen el comportamiento dinámico de la estructura ventricular izquierda. Generalmente, esta estimación es efectuada con ayuda de modelos geométricos que representan la cavidad ventricular, los cuales son desarrollados usando información extraída de imágenes cardíacas bidimensionales (2-D) y que finalmente representan geoméricamente la estructura en el espacio tridimensional (3-D). Diversas formas de representación de la cavidad han sido reportadas en la literatura, las cuales incluyen desde formas elipsoidales sencillas hasta modelos geométricos espacio-temporales complejos^{39,40}. En la rutina clínica actualmente, la función cardíaca es valorada mediante cuantificación de los volúmenes de la cavidad ventricular izquierda (diástole final, sístole final, latido), la masa y la fracción de eyección⁴¹. No obstante, los modelos computacionales del sistema cardiovascular son en la actualidad un sólido apoyo para la estimación de los parámetros asociados a la función cardíaca⁴².

Diversas metodologías han sido propuestas para analizar imágenes y extraer parámetros de la forma y función ventricular a partir de modalidades de imagenología cardíaca en dos o tres dimensiones, extendiendo así las fronteras del diagnóstico clínico y la investigación sobre daño cardiovascular⁴³. Clínicamente, los métodos basados en imágenes 2-D son más utilizadas en comparación con los basados en imágenes 3-D debido a que el análisis se realiza sobre una menor cantidad de datos, esencialmente en dos instantes de ciclo cardíaco, y también debido a que muchos de ellos han sido sometidos a procesos extensos de validación³⁸.

Descriptores de la función cardíaca

Los métodos utilizados para la valoración de la función cardiovascular, en su mayoría, asumen una geometría idealizada de las cavidades cardíacas, por lo cual la valoración funcional depende fundamentalmente tanto de

referencias internas como externas, como del sistema de coordenadas utilizado^{24,44,45}. El análisis de la función cardiaca puede ser dividido en análisis funcional clásico y en análisis de deformación/movimiento³⁹.

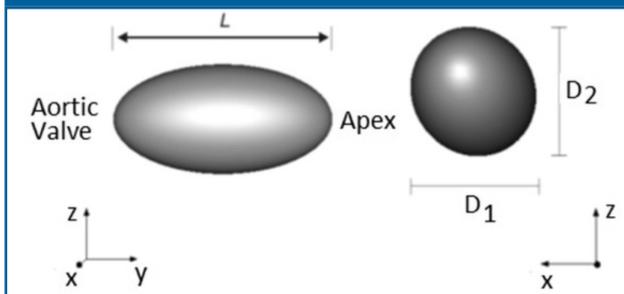
Análisis funcional clásico

La valoración de la función cardiaca en la actualidad aún se realiza por medio de la medición global de los volúmenes, la masa y la fracción de eyección.

- Volumen del ventrículo izquierdo (LVV)

Este parámetro se calcula a partir de imágenes 2-D, asumiendo que el ventrículo tiene una forma elipsoidal²³, en la cual el eje mayor (L) corresponde con la longitud entre la válvula aórtica y el ápex, como se muestra en la Figura 5. D1 y D2 conforman los ejes menores y son considerados como iguales. Su estimación parte del área y del eje mayor (A), de acuerdo con la ecuación (1). A corresponde con el área de la región contenida en la curva que describe el contorno ventricular, obtenido por un proceso de segmentación. El volumen del elipsoide viene dado por ecuación (2). La Figura 6 muestra un contorno ventricular sobre el que se indica la distancia válvula aórtica-ápex (L).

Figura 5. Elipsoide que modela la forma ventricular en 3-D (Bravo, 2006).

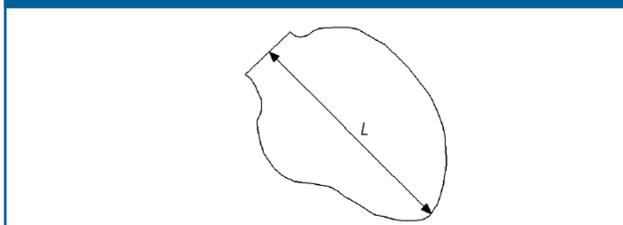


$$D_1 = D_2 = D = \frac{4A}{\pi L} \quad (1)$$

$$V = \frac{\pi}{6} LD^2 \quad (2)$$

Kennedy et al.⁴⁴ realizaron un estudio comparativo entre los valores medidos de acuerdo con el método señalado previamente y los valores reales de volumen ventricular, deduciendo curvas de regresión lineal que permiten corregir los valores calculados tal que se aproximen al valor verdadero. De esta manera, los volúmenes en diástole final (EDV) y en sístole final (ESV) corregidos dados por las ecuaciones (3) y (4).

Figura 6. Contorno ventricular obtenido mediante la segmentación interactiva en una imagen adquirida de acuerdo a la incidencia RAO (Bravo, 2006).



$$EDV_c = 0.92 * EDV - 32.5 [ml] \quad (3)$$

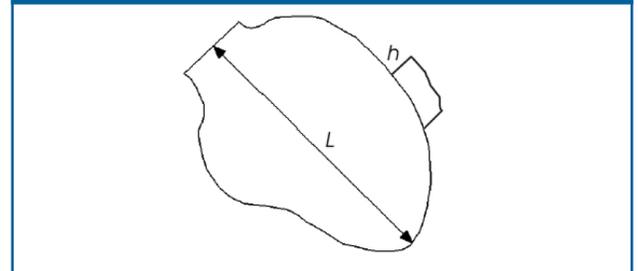
$$ESV_c = 1.02 * ESV - 4.4 [ml] \quad (4)$$

- Volumen total del ventrículo izquierdo (V_T)

Este volumen se calcula sobre la imagen angiográfica en incidencia RAO en final de diástole, en la cual se puede observar la pared epicárdica del ventrículo izquierdo en la parte superior derecha de la cavidad. Es así como se genera un rectángulo aproximado, a partir del contorno de la pared externa del ventrículo y el de la pared interna, cuya altura h es un estimado del espesor de la pared ventricular²³, como se muestra en la Figura 7. El V_T estimado se calcula de acuerdo con la ecuación (5).

$$V_T = (L + 2h)(D + 2h)^2 \quad (5)$$

Figura 7. Rectángulo de altura h sobre el contorno del ventrículo izquierdo usado para estimar el volumen ventricular total (Bravo, 2006).



- Masa del ventrículo izquierdo (LVM)

La masa del ventrículo izquierdo es estimada con ayuda del volumen de la cavidad y el espesor de la pared, suponiendo que el septum ventricular forma parte del LV y que el volumen del miocardio (V_M) es igual al V_T menos el volumen de la cavidad en fase diastólica final (EDV). La LVM es obtenida multiplicando V_M por la densidad del tejido muscular que es igual a 1.05 g/cm³ (Yan et al., 1978). Las ecuaciones (6) y (7) se utilizan para calcular la masa de la cavidad.

$$V_M = V_T - EDV_c \quad (6)$$

$$LVM = 1.05 V_M \quad (7)$$

La masa ventricular es usualmente normalizada por el área total de la superficie del cuerpo o por el peso del mismo para facilitar las comparaciones interpacientes. Los valores normales para tal índice, al ser normalizados por el peso del cuerpo, son del orden de (2.4 ± 0.3) g/kg.

- Volumen stroke o latido (SV)

El volumen latido se define como el volumen eyectado entre la diástole final y la sístole final de acuerdo con la ecuación (8). El mismo es corregido usando los resultados reportados en el trabajo realizado por Kennedy et al.⁴⁴, de acuerdo con la ecuación (9)

$$SV = EDV - ESV \quad (8)$$

$$SV_c = 0.79 * SV - 14.8 [ml] \quad (9)$$

en la cual EDV y ESV representan los volúmenes en diástole y sístole final respectivamente⁴⁶.

• Fracción de eyección (EF)

La fracción de eyección expresa el acortamiento global de la fibra del LV, y es generalmente considerada como una de las mediciones más significativas de la función de bombeo del ventrículo izquierdo. Está definida como la relación entre el volumen latido y volumen diastólico final de acuerdo con la ecuación (10)⁴⁷.

$$EF = \frac{SV}{EDV} \times 100\% = \frac{EDV - ESV}{EDV} \times 100\% \quad (10)$$

El valor de la fracción de eyección obtenido usando la relación (10), es corregido mediante las curvas de regresión lineal propuesta por Kennedy et al.⁴⁴ según la ecuación (11).

$$EF_c = 1.05 * EF - 0.10 \quad (11)$$

• Gasto cardiaco (CO)

El gasto cardiaco cuantifica la función del corazón de enviar una adecuada cantidad de sangre oxigenada hacia el resto del cuerpo, el cual se expresa en litros por segundo y puede ser estimado según la ecuación (12), como el resultado de la multiplicación de la frecuencia cardiaca (HR) por el volumen de sangre que el corazón eyecta en cada latido (SV)²³.

$$CO = SV_c \times HR \quad (12)$$

• Análisis de movimiento y deformaciones

La sinergia ventricular es el método utilizado en la rutina clínica para la valoración del movimiento de la pared ventricular, este parámetro es determinado a partir de ventriculogramas bidimensionales o imágenes ecocardiográficas. Existen cinco tipos de sinergia ventricular que son generalmente definidos en modalidades imagenológicas 2-D. Esta técnica permite dividir el ventrículo en un conjunto de segmentos, para luego estudiar la movilidad ventricular de sístole con respecto a diástole en cada uno de los mismos. El método se basa en la medición de las distancias entre los contornos de diástole final y sístole final luego de ser alineados con respecto a un centro de movilidad cardiaca²³. El centro de movilidad es definido de acuerdo al siguiente procedimiento: el contorno del LV en sístole final debe ser alineado con respecto al centro de gravedad del contorno en diástole y posteriormente el eje longitudinal (definido entre la válvula aortica y el ápex) de ambos contornos debe ser alineado, como se muestra en la Figura 8.

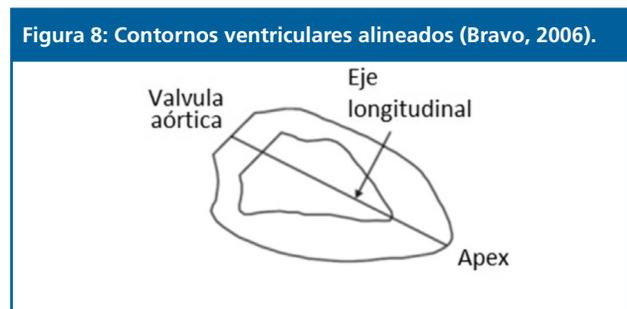
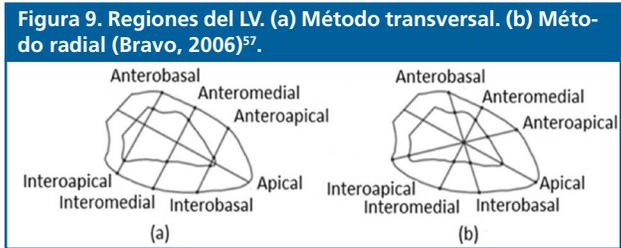


Figura 8: Contornos ventriculares alineados (Bravo, 2006).

Los contornos ventriculares así alineados son divididos en segmentos funcionales, sobre los cuales se mide la contracción sistólica. Tales segmentos pueden ser determinados de acuerdo con el método transversal que divide al LV en cuatro regiones, Figura 9.a, o el radial que divide al LV en seis regiones, Figura 9.b.



El movimiento se estima midiendo las distancias (anterobasal, anteromedial, anteroapical, inferoapical, inferomedial e inferobasal) descrita por cada una de las rectas entre ambos contornos. La valoración del movimiento por técnicas de comparación de contornos no considera todos los tipos de movimientos asociados a las cavidades ventriculares, utiliza solamente la información de la parte interna de la pared ventricular y considera una correspondencia directa entre los puntos que definen el contorno en diástole final con respecto a los de sístole final, lo cual no permite caracterizar de forma precisa el movimiento endocárdico. Este método ha sido suficientemente validado y es considerado como un estándar en la rutina clínica para la valoración del movimiento ventricular^{23,24}.

El problema esencial en la caracterización del comportamiento hemodinámico del corazón a partir de datos de imagenología cardiaca 2-D, radica en que los parámetros obtenidos para tal valoración son extraídos de modelos 3-D simplificados del corazón, los cuales son construidos a partir de imágenes 2-D, logrando así una limitada exactitud en la estimación de tales parámetros⁴⁸. En tal sentido, en los últimos años han sido propuestos un conjunto de modelos geométricos basados en técnicas de análisis espacio temporales (3-D + tiempo) que han permitido obtener representaciones más reales de la forma de las estructuras cardiacas, capaces de mejorar el valor diagnóstico de las imágenes cardiacas pero que aún deben superar problemas como robustez, complejidad computacional, interacción 3-D y validación clínica³⁹.

Estado actual de la valoración de la función cardiovascular

En el contexto clínico, el análisis de las representaciones basadas en contornos bidimensionales sigue siendo aceptado. De esta forma se pueden extraer numerosas mediciones tales como sinergia ventricular, EF, LVM, SV, VT y LVV, los cuales son utilizados para la valoración de la función cardiaca en la rutina clínica. Estos métodos han sido extensivamente validados usando angiografía 2-D y ecocardiografía⁴⁹, sin embargo, solamente un subconjunto de las componentes del movimiento es analizado. Tales métodos no consideran el movimiento de torsión que se manifiesta durante la sístole ventricular⁵⁰. El movimiento

de torsión no es importante en pacientes sanos, pero representa una característica importante del miocardio en la cuantificación del daño cardiovascular cuando las fibras musculares están alteradas⁵¹.

Diversos modelos del LV basados en analogías físicas han sido propuestos, los más eficientes son construidos considerando dos etapas. En la primera etapa, es estimado un modelo geométrico del LV. En la segunda etapa, el modelo geométrico es usado para inicializar un algoritmo de seguimiento de movimiento. Distintos enfoques basados en modelos biomecánicos, teoría de deformación, modelos electromecánicos y estadísticos son desarrollados para describir el movimiento sobre el endocardio y sobre el epicardio⁵². El éxito de estos enfoques radica en que los mismos consideran conocimiento a priori acerca de la forma y el movimiento del ventrículo izquierdo, lo cual permite predecir la dinámica ventricular con el objeto de obtener una representación precisa del movimiento ventricular.

Papel de la resonancia magnética cardiovascular

En los últimos años el modelado, adquisición y procesado de imágenes mediante resonancia magnética (RM) se ha convertido en una técnica capaz de brindar la información y mediciones específicas para el abordaje diagnóstico-terapéutico de los pacientes con patología cardiovascular. Esta obtención de imágenes se realiza mediante 2 protocolos con finalidades distintas: a) Protocolo de funcionalismo ventricular izquierdo. b) Protocolo de perfusión miocárdica por estrés⁵³.

En relación al primero, la RM cardiovascular es capaz de brindar información acerca de la morfología cardíaca y su relación con estructuras adyacentes, siendo considerada el estándar de referencia para la cuantificación del tamaño de las cámaras cardíacas y la función sistólica ventricular⁵⁴. Las secuencias principales utilizadas por esta técnica de imagen incluyen el mapeo de T1 y T2, el realce tardío con gadolinio, gradiente-eco y secuencias equilibradas de precesión libre en estado estacionario que permiten la obtención de imágenes consecutivas en modo "estático" o de "cine" que muestran el movimiento cardíaco; esto no solo permitiría cuantificar el tamaño de las cámaras, evaluar la estructura cardíaca y el movimiento regional de la pared⁵³. Más recientemente, las técnicas de Imágenes por Tensor de Difusión (DTI) permitirán caracterizar las propiedades del miocardio y visualizar directamente la microestructura y la orientación de fibras miocárdicas, tal como se ha realizado en modelos animales y humanos con infarto de miocardio y cardiomiopatía hipertrófica⁵⁵. Por su parte, otras técnicas de intercambio químico (CEST) permitirían el mapeo y evaluación metabólica del miocardio desde una perspectiva molecular, especialmente en patologías donde existe compromiso de la perfusión, oxigenación y remodelado cardíaco⁵⁶.

Durante años el análisis de la morfofisiopatología del corazón humano en el contexto internacional se realizó a partir de la identificación de la forma de la cavidad ventricular izquierda, a partir de la cual los médicos e investigadores cuantifican la función de este órgano y basado en esto pueden predecir el pronóstico a largo plazo. Es así como se ha llevado a cabo el desarrollo de métodos capaces de discriminar la forma de LV de manera precisa a partir de imágenes de rayos X, con una alta capacidad de generalización de todos los posibles contextos clínicos. Estos métodos permiten el análisis exhaustivo de las imágenes con el objetivo de generar las variables de entrada a un algoritmo capaz de cuantificar el más completo conjunto de descriptores de la función cardiovascular, útil para que el diagnóstico clínico sea complementado, y en consecuencia sea considerado 100% confiable para la posterior aplicación de medidas terapéuticas, de esta forma se evitaría la necesidad de implementar técnicas diagnósticas invasivas y disminuir el tiempo en la emisión de diagnósticos definitivos, inicio de la terapia y mejoría del paciente. Sin embargo, la resonancia magnética se ha situado como una creciente alternativa diagnóstica durante los últimos años dada la evaluación anatómo-funcional detallada que ofrece del corazón, que permitiría no sólo la selección de la alternativa terapéutica más adecuada, sino también de la formación académica de los profesionales de la salud en diversos niveles.

Referencias

1. Mikla VI, Mikla VV. Medical Imaging Technology. Elsevier. 2014.
2. Mann D, Zipes D, Libby P, Bonow R. Braunwald's Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine, Single Volume, Saunders. 2014.
3. Steptoe A, Rüdell H, Neus H. Clinical and Methodological Issues in Cardiovascular Psychophysiology, Springer Science & Business Media. 2012.
4. Dey N, Ashour AS, Shi F, Balas VE. Soft Computing Based Medical Image Analysis. Academic Press. 2018.
5. Hajnal JV, Hill DLG, Hawkes DJ. Medical Image Registration. USA: CRC Press LLC, 2001.
6. Li Q, Nishikawa RM. Computer-Aided Detection and Diagnosis in Medical Imaging, Taylor & Francis. 2015.
7. Collins SM. Cardiac imaging and image processing, McGraw-Hill Book Co. 1986.
8. Bravo A, Vera M, Madriz D, Contreras J, Chacón J, Wilches S, et al. Ultrasonido tridimensional en cardiología, Revista Latinoamericana de Hipertensión. 2016;11(4):87-99.
9. Kuwahara M. Topics in Image Processing Techniques in Cardiac Dynamics, CRC Press. 1988.
10. Goldberger JJ, Ng J. Practical Signal and Image Processing in Clinical Cardiology, Springer Science. 2010.
11. Katz AM. Physiology of the Heart, Lippincott Williams & Wilkins. 2010.

12. Bayés de Luna A, Sala MQ. *Electrocardiography in Ischemic Heart Disease: Clinical and Imaging Correlations and Prognostic Implications*, John Wiley & Sons. 2008.
13. Ragosta M. *Cardiac Catheterization: An Atlas and DVD*, Elsevier Health Sciences. 2012.
14. Organización Mundial de la Salud (2017). *Enfermedades cardiovasculares*, [Documento en línea] Disponible en: [http://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](http://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)), Consulta: 2018, Noviembre 19.
15. Ministerio de Salud. (2018). *Enfermedades cardiovasculares*, [Documento en línea] Disponible en: <https://www.minsalud.gov.co/salud/publica/PENT/Paginas/enfermedades-cardiovasculares.aspx>, Consulta: 2018, Noviembre 19.
16. Brady AJ. *Contractile and Mechanical Properties of the Myocardium*. En: Sperlakis N. (eds) *Physiology and Pathophysiology of the Heart*. Developments in Cardiovascular Medicine, Springer. 1989.
17. Obrist PA. *Cardiovascular Psychophysiology: A Perspective*, Springer Science & Business Media. 2012.
18. Netter FH. *Heart, The CIBA Collection of Medical Illustrations*, Tokyo, Special Edition Published to commemorate the VIIIth World Congress of Cardiology. 1978
19. Testut L, Latarjet A. *Tratado de Anatomía Humana*. Salvat. 1960.
20. Ganong WF. *Fisiología Médica, El Manual Moderno*. 1998.
21. Brooks DH, MacLeod RS. *Electrical imaging of the heart*, IEEE Signal Processing Magazine, 1997;14(1):24-42.
22. Marcus ML, Dellsperger KC. *Determinants of systolic and diastolic ventricular function*, En *Cardiac Imaging. A Companion to Braunwald's Heart Disease*, Marcus, M., Schelbert, H., Skorton, D. y Wolf, G. Eds. Philadelphia, USA: W.B. Saunders Company: 1991: 24-38.
23. Yan S, Lamberto B, Vladir M, Harry G. *From Cardiac Catheterization Data to hemodynamic Parameters*. USA: F. A. Davis Company. 1978.
24. Leighton RF, Wilt SM, Lewis RP. *Detection of hypokinesis by a quantitative analysis of left ventricular cineangiograms*, Circulation. 1974;50(1):121-127.
25. Tennant R, Wiggers CJ. *The effect of coronary occlusion on myocardial contraction*, American Journal of Physiology, 1935;122:351-361.
26. Herman MV, Heinle RA, Klein MD, Gorlin R. *Localized disorders in myocardial contraction: Asynergy and its role in congestive heart failure*, New England Journal of Medicine, 1967;277(2):222-229.
27. Collins SM, Kerber RE, Skorton DJ. *Quantitative analysis of left ventricular function by imaging methods*, En *Clinical Cardiac Imaging*, Miller, D.D. Ed. New York, USA: McGraw-Hill. 1988: 233-259.
28. Santana CA, Garcia EV, Vansant JP, Krawczynska EG, Folks RD, Cooke CD, Faber TL. *Three-dimensional color-modulated display of myocardial SPECT perfusion distributions accurately assesses coronary artery disease*. Journal of Nuclear Medicine, 2000;41(12):1941-1946.
29. Taki J, Higuchi T, Nakajima K, Matsunari I, Hwang EH, Bunko H, et al. *Electrocardiographic gated 99mTc-MIBI SPECT for functional assessment of patients after coronary artery bypass surgery: Comparison of wall thickening and wall motion analysis*. Journal of Nuclear Medicine. 2002;43(5):589-595.
30. Lindsay D. *Functional Human Anatomy*. New York, USA: McGraw Hill Book Company. 1996.
31. Bravo A, Vera M, Madriz D, Contreras J, Chacón J, Wilches S, et al. *Tomografía por emisión nuclear en cardiología*. Revista Latinoamericana de Hipertensión. 2016;11(4):100-109.
32. Bravo A, Vera M, Madriz D, Vera M, Chacón J, Wilches S, et al. *Resonancia magnética en cardiología*. Revista Latinoamericana de Hipertensión. 2017;12(1):28-32.
33. Bravo A, Roa F, Vera M, Contreras J, Vera M, Chacón J, Wilches S, et al. *Angiografía por rayos X*. Revista Latinoamericana de Hipertensión. 2017;12(1):19-27.
34. Bravo A, Roa F, Vera M, Contreras J, Huérfano Y, Chacón J, et al. *Tomografía computarizada por rayos X en cardiología*. Revista Latinoamericana de Hipertensión. 2017;12(2):49-61.
35. Kruger R. *X-ray digital cineangiography*. En: Collins S, Skorton D (Eds). *Cardiac Imaging and Image Processing*. New York: McGraw Hill Book Company: 1980: 57-87.
36. Demer L. *Evaluation of myocardial blood flow in cardiac disease*, En *Cardiac Imaging. A Companion to Braunwald's Heart Disease*, Marcus, M., Schelbert, H., Skorton, D. y Wolf, G. Eds. Philadelphia, USA: W.B. Saunders Company: 1991:1169-1195.
37. Macovski A. *Medical Imaging Systems*, Prentice-Hall, New-Jersey. 1983.
38. Ratib O. *Quantitative analysis of cardiac function*, En: I. Bankman (Ed.), *Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis*, Academic Press. 2000.
39. 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.
40. Lelieveldt B. *Anatomical models in cardiovascular image analysis*. Doctoral Thesis, University of Leiden, Netherlands. 1999.
41. Spinali FG. *Assessment of Cardiac Function-Basic Principles and Approaches*. *Comprehensive Physiology*. 2015;5(4):1911-1946.
42. Sugimoto K, Liang F, Takahara Y, Mogi K, Yamazaki K, Takagi S, Liu H. *Assessment of cardiovascular function by combining clinical data with a computational model of the cardiovascular system*. Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. 2013;145(5):1367-1372.
43. Frangi AJ, Rueckert D, Duncan JS. *Three-dimensional cardiovascular image analysis*. IEEE Transactions on Medical Imaging. 2002;21(9):1005-1010.
44. Kennedy J, Trenholme S, Kaiser I, Wash S. *Left ventricular volume and mass from single-plane cineangiogram. A comparison of antero-posterior and right anterior oblique methods*. American Heart Journal. 1970;80(3):343-352.
45. Meier G, Ziskin M, Santamore W, Bove A. *Kinematics of the beating heart*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1980;27(6):319-329.
46. Dodge HT, Hay RE, Sandler H. *An aorticographic method for directly determining left ventricular stroke volume in man*. Circulation Research. 1962;11(7):739-743.
47. Sonnenblick EH, Strobeck JE. *Derived indexes of ventricular and myocardial function*. New England Journal of Medicine. 1977;296(7):978-989.
48. Vuille C, Weyman AE. *Left ventricle I: General considerations, assessment of chamber size and function*, En *Principles and Practice of Echocardiography*, 2nd ed., Weyman, A.E., Ed. Lea and Febiger: 1994: 575-624.
49. Becher H, Burns, P. *Handbook of contrast echocardiography - Left ventricular function and myocardial perfusion*. Springer Verlag, 2000.
50. Henson RE, Song SK, Pastorek JS, Ackerman JJ, Lorenz CH. *Left ventricular torsion is equal in mice and humans*. American Journal of Physiology-Heart and Circulation Physiology. 2000;278(4):H1117-H1123.
51. Knudtson ML, Galbraith PD, Hildebrand KL, Tyberg JV, Beyar R. *Dynamics of left ventricular apex rotation during angioplasty: A sensitive index of ischemic dysfunction*. Circulation. 1997;96(3):801-808.
52. Papademetris X, Sinusas AJ, Dione DP, Constable RT, Duncan JS. *Estimation of 3-D left ventricular deformation from medical images using biomechanical models*. IEEE Transactions on Medical Imaging. 2002;21(7):786-800.
53. Valbuena S, Hinojar R, Puntmann V. *Resonancia magnética cardiovascular en la práctica cardiológica: una guía concisa para la adquisición de imágenes y la interpretación clínica*. Rev Esp Cardiol. 2016;69(2):202-210.
54. Stuber M, Botnar RM, Fischer SE, et al. *Preliminary report on in vivo coronary MRA at 3 Tesla in humans*. Magn Reson Med 2002;48:425-9.
55. Nguyen C, Lu M, Fan Z, et al. *Contrast-free detection of myocardial fibrosis in hypertrophic cardiomyopathy patients with diffusion-weighted cardiovascular magnetic resonance*. J Cardiovasc Magn Reson 2015;17:107.
56. Zhou Z, Nguyen C, Chen Y, et al. *Optimized CEST cardiovascular magnetic resonance for assessment of metabolic activity in the heart*. J Cardiovasc Magn Reson 2017;19:95.
57. Bravo A. *Simulación y reconstrucción en 4-D del ventrículo izquierdo en imagenología cardíaca*, Tesis Doctoral, Universidad Simón Bolívar, Venezuela. 2006.