

Métodos de valoración de la fracción de eyección del ventrículo izquierdo

Solón Navarrete Hurtado*
Hugo Ariel Navarrete Hurtado**
José Julián Carvajal Rivera***

Correspondencia

Solón Navarrete Hurtado
email: solon.navarrete@gmail.com
Hugo Ariel Navarrete Hurtado
email:
vice-president@acuerdointercultural.org
José Julián Carvajal Rivera
email: joscar83@gmail.com

* Clínica Fundadores-Hospital Central de la Policía Nacional-Imagen Cardíaca- Cardiolab LTDA. Bogotá. Colombia

** Cardiolab LTDA. Acuerdo Intercultural (www.acuerdointercultural.org). Bogotá. Colombia

*** Clínica Fundadores-Hospital Central de la Policía Nacional-Hospital Universitario Mayor de Mederi. Bogotá. Colombia

Palabras clave

- ▷ Función ventricular
- ▷ Fracción de eyección

Keywords

- ▷ Ventricular function
- ▷ Ejection fraction

RESUMEN

La fracción de eyección (FE) es el índice de función ventricular más ampliamente usado en el ámbito clínico ya que de su valor derivan decisiones con implicaciones diagnósticas, pronósticas y terapéuticas. Es por esta razón que la FE debe ser una medida exacta, precisa y con mínima incertidumbre. En este trabajo revisamos las diferentes técnicas disponibles para su cálculo, con sus ventajas y desventajas que deben ser conocidas por el clínico para su adecuada utilización.

ABSTRACT

The ejection fraction is the most widely used index of ventricular function. Its value is pivotal for the clinical decision-making process, including diagnostic, prognostic and therapeutic implications. It is for this reason that the ejection fraction must be an exact, precise measure with minimal uncertainty. In this work we will review the different techniques available for EF calculation, showing their advantages and disadvantages that should be known by the clinician for its proper use.

La evaluación de la función ventricular izquierda es quizás el índice más importante en la toma de decisiones clínicas, con profundas implicaciones pronósticas y terapéuticas en patología cardiovascular. Esta afirmación está sustentada en que el índice de evaluación más utilizado en la práctica clínica es la fracción de eyección (FE), y su valor es un punto de referencia para muchas conductas terapéuticas que pueden apreciarse en diferentes guías de manejo^{1, 2}. Por la relevancia descrita, en la evaluación de la FE debe procurarse exactitud (su valor debe ser lo más cercano posible a su valor real); precisión (el intervalo donde este su valor real sea el mínimo posible) y mínima incertidumbre (minimizando las fuentes de variabilidad aleatoria intra e inter observador). Por estas premisas es relevante conocer los diferentes métodos de evaluación de la FE identificando sus ventajas y limitaciones.

Para realizar las medidas y la cuantificación de la función ventricular, se ha asumido que la morfología de la cavidad del ventrículo izquierdo se puede aproximar a diversas formas geométricas: cónica, cono truncado, balística, elipsoide, etc. Probablemente la más utilizada de estas aproximaciones sea la del Elipsoide prolato (Figura 1), que es una figura geométrica en la que el eje polar de la elipse es mayor que el eje ecuatorial y su volumen (V) se calcula de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$V = 4/3 \times \pi \times L \times D1 \times D2$$

En donde L es el eje mayor del elipsoide; y D1, D2 los ejes menores

Se define la FE como el porcentaje que representa el volumen latido (VL), definido como la diferencia entre el volumen de fin de diástole (VFD) y volumen de

fin de sístole (VFS) respecto del VFD. La FE corresponde a la fracción porcentual de volumen sanguíneo que el corazón expulsa en cada contracción:

$$FE = [(VFD - VFS) / VFD] \times 100$$

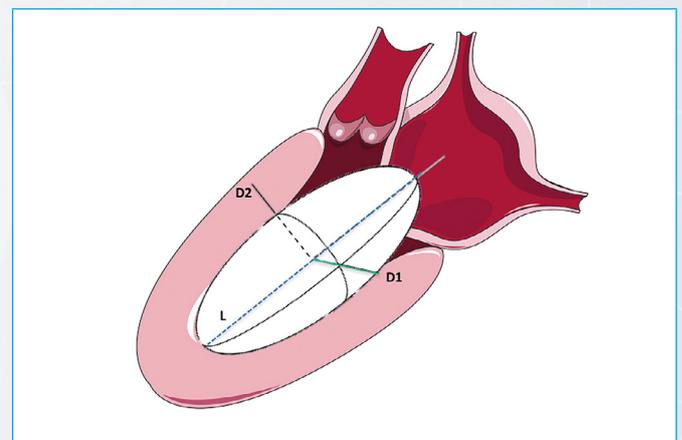


Figura 1. La morfología del ventrículo izquierdo se aproxima por un elipsoide prolato, el eje polar de la elipse es mayor que el eje ecuatorial. Una vez que se determinan la longitud de sus ejes se calculan los volúmenes VFD y VFS

El primero en informar de la posibilidad de poder documentar los cambios de volumen durante el ciclo cardíaco en el corazón fue el Profesor Dr. Wolf-

Dieter Keidel, durante una conferencia sobre ultrasonido en 1949⁽³⁾. Desde ese momento hasta nuestros días la técnica ecocardiográfica ha evolucionado y proporcionado diferentes métodos para cuantificar la FE. A continuación, se describirán diferentes índices para valorar la función ventricular.

Parámetros en Modo "M" (Parámetros lineales)

Feigenbaum en 1972⁽⁴⁾, propone que el ultrasonido es una técnica promisoría que puede ser clínicamente útil y que es no invasiva para cuantificar los volúmenes ventriculares. El modo M de evaluación puede considerarse como la técnica "madre" y ha quedado restringida a dar una información muy general y aproximada de la función ventricular. Tiene ventajas asociadas a su gran resolución temporal lo que permite evaluar los movimientos de la paredes ventriculares y además porque tiene una escasa variabilidad, aunque los índices en modo M no están recomendados en la actualidad.

Distancia e-septum

Un índice indirecto de la función ventricular es la distancia del *septum* inter-ventricular a la valva anterior de la válvula mitral en diástole, conocido como la distancia *E-septum* (Figura 2). Su valor no debe ser mayor de 5 mm, y se ha encontrado una correlación entre una distancia *E-septum* > 7 mm, y la FE < 50%⁽⁵⁾. El aumento de esta distancia incluso es efectivo para estimar la función ventricular en presencia de bloqueo de rama izquierda; en el movimiento paradójico del septum y anomalías segmentarias de la pared septal, posterior y anterior. Se debe descartar que la válvula mitral no presente ningún tipo de restricción en su movimiento como ocurre en los casos de estenosis mitral, insuficiencia aórtica o movimiento anormal de la válvula como el observado en casos de miocardiopatía hipertrófica asimétrica septal obstructiva.

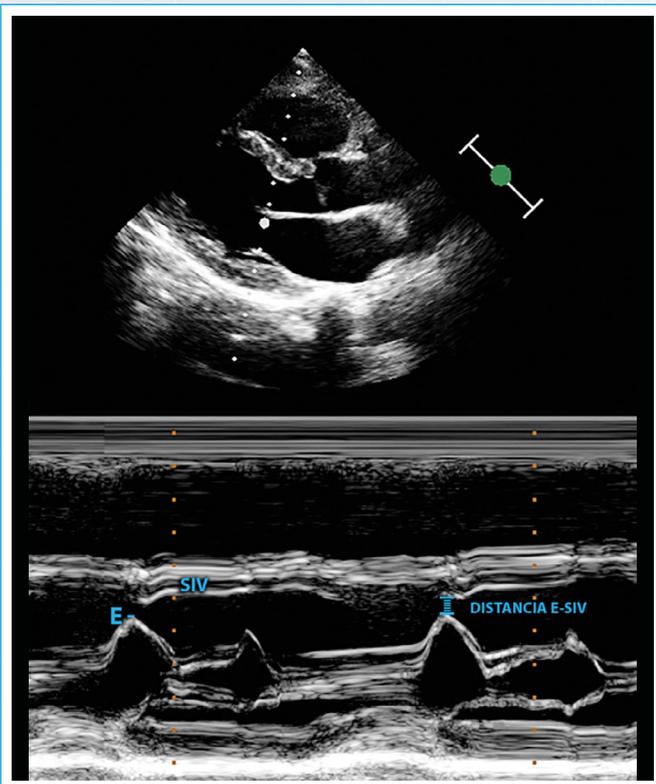


Figura 2. La distancia *E-septum* se mide la distancia entre el punto "E" del ecograma mitral en Modo M y el *septum* inter-ventricular

Fracción de acortamiento (FA)

Este índice expresa la fracción porcentual del acortamiento del ventrículo izquierdo (VI) en su eje menor en sístole con respecto a la diástole y que simplemente es el cociente entre la diferencia de los diámetros diastólico (DD) y sistólico (DS), dividido por el diámetro diastólico multiplicado por 100, su valor normal es superior al 25% (Figura 3). Como ocurre con todas las medidas lineales no es fiable en pacientes con alteraciones segmentarias de la contractilidad ventricular. Actualmente este índice está prácticamente en desuso. Debe tenerse sumo cuidado de orientar adecuadamente el haz ultrasónico perpendicular el eje largo del corazón y a nivel de los músculos papilares pudiéndose utilizar cortes en el plano longitudinal o en el eje corto.

$$FA: (DD - DS) / DD \times 100$$

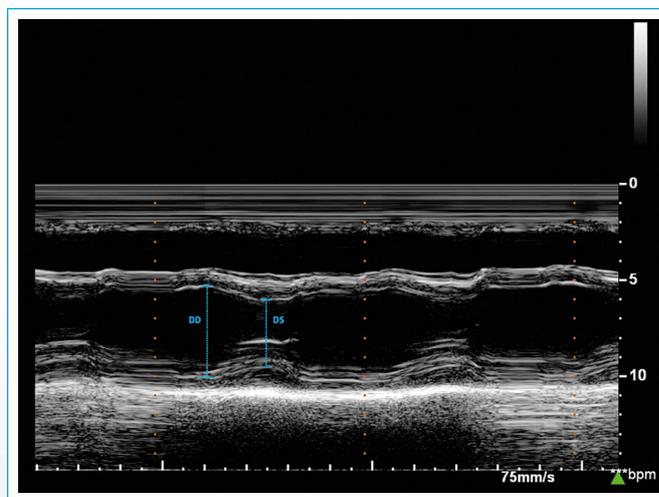


Figura 3. Cálculo de la FA a partir de los DD y DS, teniendo precaución de medir desde el ecograma más rápido de la pared posterior del VI y el *septum* inter-ventricular

Cálculo de la FE por estimación de los volúmenes en modo M

La cuantificación de los volúmenes en modo M tiene su principal limitación en asumir formas geométricas de la cavidad ventricular que no siempre se cumplen. El método descrito como la "fórmula cúbica" asume para el VI una morfología de elipsoide prolato cuya relación entre ejes se mantiene durante la contracción cardíaca, de manera que el volumen en todo momento es proporcional al cubo del diámetro; y el cociente (VFS/VFD) para el cálculo de la FE resulta, después de las simplificaciones algebraicas, finalmente igual al cubo del cociente de los diámetros: $(VFS/VFD) = (DFS/DFD)^3$. Los diámetros se medirán al final de diástole (DFD) y de sístole (DFS). Una vez obtenido el cociente (VFS/VFD) se puede calcular la FE. Esta cuantificación tiene dos restricciones muy importantes: la primera es descartar que el paciente tenga alteraciones segmentarias de la contractilidad y segundo garantizar que se conserva una geometría elíptica la cual se pierde en los ventrículos dilatados (Figura 4).

En los casos en que no se cumple la asunción geométrica de un elipsoide para el VI, como ocurre en las dilataciones ventriculares, Teichholz⁽⁶⁾ obtuvo por interpolación numérica la siguiente fórmula corregida:

$$V = [7 / (2,4 + D)] \times D^3$$

Para una correcta medición del diámetro (D), se deben seguir los siguientes preceptos para el haz ultrasónico:

1. Debe ser perpendicular al eje mayor (longitudinal) del VI.

2. Anatómicamente distal a las valvas de la válvula mitral sobre las cuerdas tendinosas.
3. Siempre centrado en el eje corto trasverso del VI.

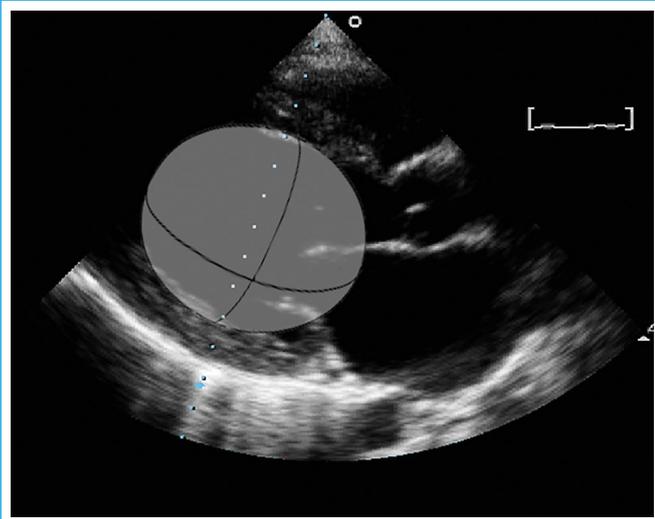
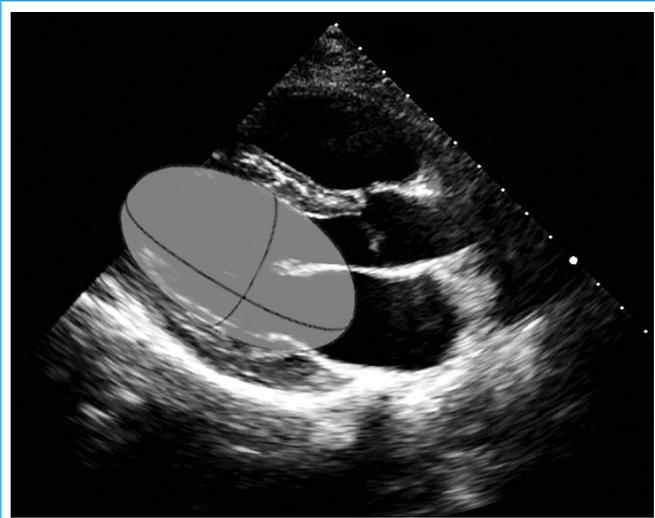


Figura 4. A: La fórmula cúbica asume la forma de elipsoide prolato para el VI cuya relación entre ejes se conserva durante el ciclo cardíaco; con lo cual el volumen del VI es proporcional al cubo del diámetro D medido en modo M: $V = kD^3$; **B:** Teichholz propuso corregir la fórmula cúbica anterior para tener en cuenta desviaciones respecto a la morfología prolata mediante una interpolación numérica para el volumen del VI que sorprendentemente da como resultado la fórmula: $V = [7 / (2,4 + D)] \times D^3$

MAPSE

Corresponde a su siglas en inglés de Mitral Annular Plane Systolic Excursion (MAPSE), índice que evalúa cual es el desplazamiento o el movimiento del anillo mitral durante la sístole, para ello se ayuda del modo bidimensional (2D) para orientar el haz ultrasónico sobre el anillo mitral. Un excursión >8 mm tiene buena correlación con una FE > 50%, y se ha correlacionado con la medicina nuclear⁽⁷⁾ (Figura 5). En la proyección apical de cuatro cámaras se oriente el cursor de manera tal que se oriente sobre la parte lateral del anillo mitral y se registra su movimiento en modo M, midiendo el desplazamiento desde el final de la diástole hasta el máximo movimiento en sístole. Este índice es un buen estimador de la FE aun en operadores no muy experimentados.

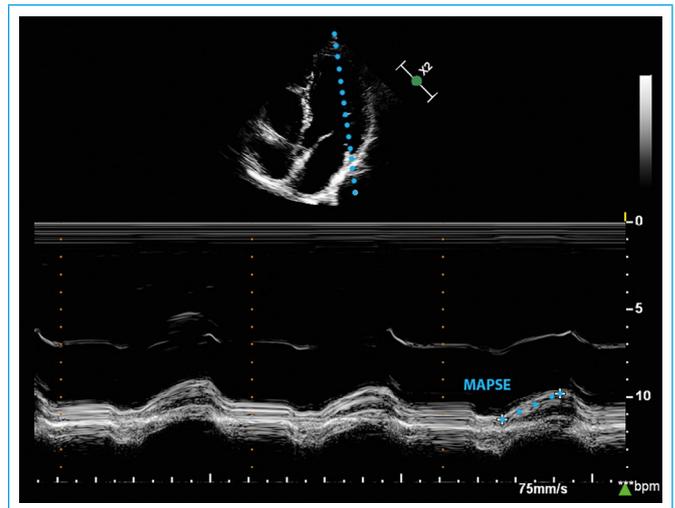


Figura 5. El MAPSE se obtiene desde la vista apical de cuatro cámaras y registrando en modo M el movimiento del anillo mitral. Excursiones > 8 mm tienen buena correlación con una FE > 50%

MEDIDAS 2D (Parámetros volumétricos)

A diferencia de la técnica de modo M que tiene una gran resolución temporal, la técnica de ecocardiografía 2D tiene una mejor resolución espacial. Esta característica hace que se puedan definir mejor los bordes de la cavidad ventricular, con el empleo de cortes tomográficos con una correcta orientación espacial, lo que reduce los errores de medición de los diámetros y de los volúmenes ventriculares y por tanto calcular la FE en forma más precisa. El eje mayor del corazón se toma en vistas de cuatro y dos cámaras desde el ápex y sus ejes cortos a nivel de los músculos papilares en las mismas vistas. Este método es el biplanar porque se obtienen imágenes de desde el plano apical de cuatro y dos cámaras. Su variante monoplanar se obtiene empleando solamente el plano apical de cuatro cámaras.

No obstante es importante conocer las limitaciones del método en lo relativo a que las definiciones del borde endocárdico y del ápex ventricular no siempre es muy clara, jugando un papel muy crucial la subjetividad del operador, lo que incrementa la incertidumbre por la variabilidad intra e interobservador. Lo más utilizado en la práctica clínica es una "valoración subjetiva" de la función global (esta práctica no es recomendada) que en operadores muy experimentados guarda una buena correlación con el método modificado de Simpson⁽⁸⁾, pero presenta mucha variabilidad intra e interobservador.

Método de Simpson

Al poder tener una visión bidimensional del corazón se han propuestos diversos métodos para su cuantificación asumiendo que la cavidad ventricular adopta una determinada forma geométrica, con la utilización de estas aproximaciones geométricas y a partir de ciertas mediciones con una adecuada definición de los bordes endocárdicos se realizan los cálculos correspondientes con los programas de cómputo incluidos en los equipos de ecocardiografía, pero la más recomendada es la utilización del método biplano de discos (la regla de Simpson modificada)⁽⁹⁾. El método consiste en obtener discos cuyo grosor y radio son conocidos, desde la base al ápex y sabiendo el volumen de cada disco, la sumatoria de ellos es el volumen del VI. Considerando que los extremos de cada disco no son rectos por lo que se puede incrementar el error en el cálculo en la FE, el método utiliza la regla de Simpson para el cálculo de los espesores de cada disco con morfología curva usando una aproximación parabólica (Figura 6) y no con una aproximación recta como es con frecuencia

referido erróneamente. Tales valores se obtienen tanto en la diástole como en la sístole y de allí calcular la fracción de eyección. Se obtienen las vistas apicales de 4 y 2 cámaras (método biplano), siempre tratando de conseguir el eje más largo posible, con el propósito de obtener cortes en forma de discos perpendiculares al eje longitudinal del VI (Figura 7) los valores normales de la FE son de 62 +/- 5 para los hombres y de 64 +/- 5 para mujeres.

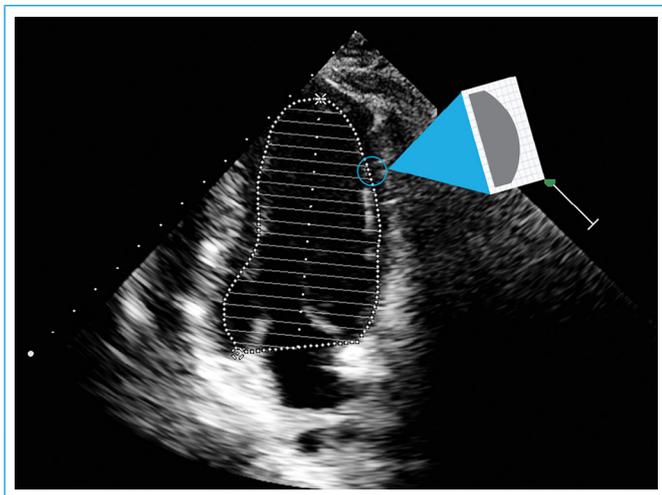


Figura 6. Método de Simpson: se divide la cavidad en discos de espesor y radio conocidos; luego, se aplica la regla de Simpson (usando una aproximación parabólica) para la estimación del espesor de los discos en que se divide la cavidad ventricular

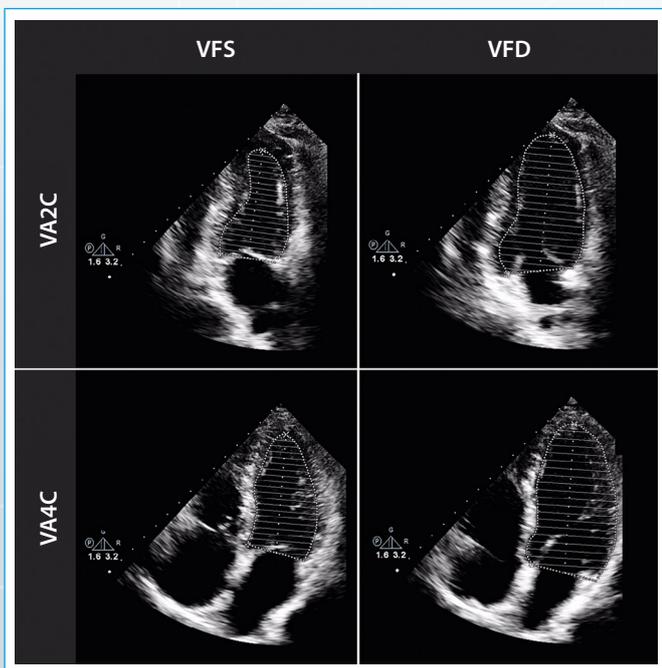


Figura 7. Se aprecia que los cálculos volumétricos se realizan desde las dos vistas apical cuatro cámaras (VA4C) apical dos cámaras (VA2C) y se toman los volúmenes de fin de diástole (VFD) y los volúmenes de fin de sístole (VFS).

Método área-longitud en ECO 2D

Este método es apropiado para cavidades ventriculares sin alteraciones segmentarias y simétricas, cuando no se puede tener buena definición del ápex del ventrículo izquierdo. Nuevamente con este método se hacen aproximaciones morfológicas del VI y en este caso en particular se le asigna una forma

de bala (Figura 8). El eje largo del ventrículo izquierdo se mide desde el ápex hasta la porción media del plano valvular mitral y la estimación del área se realiza con la planimetría de un corte en el eje paraesternal corto del VI en la porción media del VI, estas mediciones se realizan tanto en fin de sístole como en el fin de la diástole. Este método tiene la limitante de que la morfología asignada al VI siempre corresponde a esta presunción geométrica (en este caso se le asigna una forma de bala) y en la que en ocasiones se dificulta definir el ápex del VI.

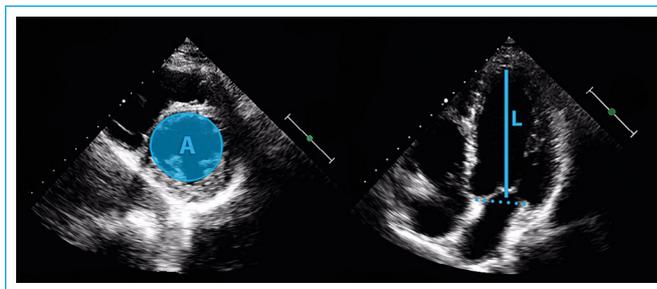


Figura 8. Método de área/longitud para el cálculo de la FE

Métodos 3D

En las últimas décadas la ecocardiografía 3D ha evolucionado como una herramienta clínica para la medida de los volúmenes ventriculares, la fracción de eyección y la masa ventricular izquierda. Tecnológicamente se ha podido desarrollar nuevos algoritmos que permiten obtener datos de un volumen determinado que son almacenados, procesados y reconstruidos en forma tridimensional. En 1990, Ramm y Smith⁽¹⁰⁾ hacen la primera publicación de uso clínico de un sistema de ultrasonido volumétrico en tiempo real con potencial clínico, su concepto se basaba en que el volumen cardíaco completo entrara dentro de una pirámide de datos, la cual no dependía del movimiento del transductor, posteriormente este concepto se ha evaluado en múltiples estudios los cuales han demostrado que la reconstrucción volumétrica por este método tienen una precisión mayor a las imágenes en 2D de los volúmenes ventriculares. Para el caso concreto del VI se requiere que la muestra incluya todo el ventrículo, se puede entender entonces que la gran ventaja de este método de cuantificación volumétrica por ecocardiografía 3D es que no se basan en suposiciones geométricas⁽¹¹⁾. Con imágenes adquiridas de buena calidad, las mediciones por 3D son precisas y reproducibles y, por lo tanto, las guías de cuantificación recomiendan que deben utilizarse cuando estén disponibles y sean factibles de realizar⁽¹²⁾.

Un número importante de estudios han demostrado que la cuantificación de volúmenes por 3D es más preciso, más reproducible y más confiable que la evaluada por ecocardiografía 2D sobretodo en pacientes con morfología distorsionada del ventrículo izquierdo⁽¹³⁾; a su vez se ha validado con resultados comparables con la resonancia magnética cardíaca que es considerado actualmente la prueba de oro y se puede considerar que es el método actual más rápido, reproducible y confiable en la evaluación de los volúmenes del ventrículo izquierdo⁽¹⁴⁾.

El método de adquisición para la cuantificación de volúmenes es el "volumen completo", se debe asegurar que dentro de la pirámide de datos que se tome, se encuentre el ventrículo izquierdo en su totalidad, incluyendo el ápex, después de la adquisición de la información se necesita el procesamiento por un software diseñado específicamente para el análisis de cuantificación del ventrículo izquierdo. Como regla, una buena calidad de imagen es pre-requisito para una adecuada cuantificación, cuando más de dos segmentos miocárdicos no son bien visualizados se debe hacer una corrección de posición hasta lograr

una buena visualización y obtener el “volumen total”. Este procedimiento requiere una curva de aprendizaje tratando de seguir los estándares para lograr una mayor correlación con resultados clínicos.

Los datos almacenados se analizan en un modo multiplanar, dos longitudinales perpendiculares entre sí y un tercero trasversal, de acuerdo al fabricante estos planos tienen diferente color, en el caso ejemplificado se muestran de color verde (plano apical de cuatro cavidades), rojo (plano apical de dos cavidades) que son los planos longitudinales y perpendiculares y finalmente el plano de color azul (que corresponde el plano trasverso). El programa calcula en forma automática los volúmenes ventriculares y la FE (Figura 9).

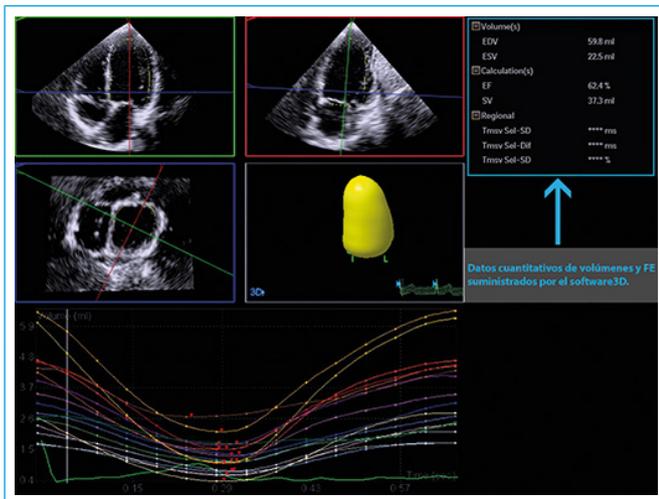


Figura 9. Adquisición de la muestra de volumen en modo multiplanar, con dos planos perpendiculares cuatro cámaras (verde) dos cámaras (rojo) y un trasversal (azul) con el posterior calculo volumétrico que se muestra al lado derecho

Modelo de algoritmo automatizado (Heart Model®)

A pesar de los beneficios que soportan el uso de la evaluación de volúmenes y fracción de eyección en 3D y su recomendación dentro de las guías de práctica clínica⁽¹²⁾, la evaluación de los mismos no ha logrado ser una realidad en la vida real, al parecer debido al tiempo y al entrenamiento requerido para obtener unas medidas precisas y reproducibles. Se desarrolló un software automatizado que provee una cuantificación volumétrica del ventrículo izquierdo y la aurícula izquierda derivados de imagen 3D. Este método se ha validado en pacientes en ritmo sinusal^(15, 16) y en fibrilación auricular⁽¹⁷⁾, comparado con la ecocardiografía 3D manual y la resonancia magnética dando como resultado una alta correlación siendo confiable, reproducible y una rápida herramienta en la cuantificación de volúmenes y de la fracción de eyección, proyectándose de una excelente manera en una nueva etapa de la cuantificación cardíaca.

Este nuevo programa busca que la cuantificación automática de los volúmenes y de la FE sea fácil de usar, que su aprendizaje intuitivo para el usuario, de manera tal que este modelo se pueda realizar en forma rutinaria en cualquier patología. El sistema se nutre de la información anatómica conocida y se integra con la información de datos ultrasónicos de múltiples variantes anatómicas por ultrasonido de la cual resulta un modelo genérico (Inteligencia Anatómica en Ultrasonido). Este modelo genérico se correlaciona con la información concreta de cada paciente con lo que finalmente se reconstruye un modelo cardíaco para este paciente en particular (Figura 10).

La reconstrucción del HeartModel® necesita que se alimente el sistema de las imágenes obtenidas del paciente con la totalidad del conjunto de datos volumétrico de corazón desde la vista apical, seguido del trazo endocárdico tanto en sístole como en diástole para la vista de cuatro, tres y dos cavidades, los trazos se pueden modificar según el usuario y como resultado final el sistema reconstruye un modelo cardíaco que es único para cada paciente (Figura 11).

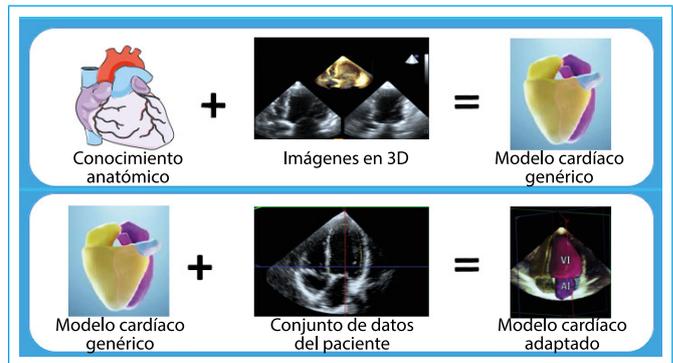


Figura 10. Sistema de inteligencia anatómica por ultrasonido (inteligencia artificial) que se basa en la anatomía cardíaca conocida y que genera con esta información un modelo cardíaco genérico (panel superior), a partir de este modelo la información del paciente es procesada y origina el modelo cardíaco adaptado a ese paciente

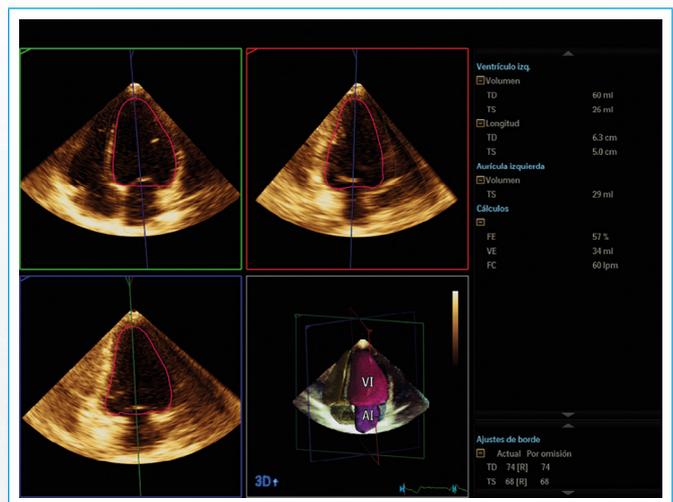


Figura 11. Resultado final del HeartModel® a partir de las adquisiciones en 3D con la posterior cuantificación y el reporte automático de los volúmenes y de la FE

Nuevos método en desarrollo

La imagen obtenida por ultrasonido presenta un aspecto granular aleatorio característico denominado ruido *speckle* y que es consecuencia de la aleatoriedad en la localización, el tamaño y la ecogenicidad de las microestructuras anatómicas⁽¹⁸⁾. Este ruido *speckle* en los algoritmos de segmentación de imágenes generalmente es suprimido ya que no se contaba con un modelo estadístico que lo pudiera caracterizar en forma adecuada. En el año 2016 elaboramos⁽¹⁹⁾ una novedosa distribución estadística que logra caracterizar el ruido *speckle* con un potencial uso clínico: la distribución HG0. Es así como se plantea un nuevo método de segmentación ecocardiográfica utilizando la esta nueva distribución, con lo que se lograría caracterizar de una manera más robusta el borde endocárdico.

El nuevo método propone tres aspectos:

1. Utilizar la caracterización del ruido *speckle* por la distribución HGO.
2. Usar una técnica de segmentación de la imagen ecocardiográfica en 2D conocida como la técnica de contornos deformables.
3. Emplear proyecciones volumétricas: parte del concepto de que el cociente entre los dos volúmenes se puede evaluar sin conocer previamente los volúmenes, a partir de las áreas de sus proyecciones en un plano, puesto que los volúmenes y las áreas de las proyecciones están relacionadas, conociendo el área en un plano se conoce el volumen estudiado independiente de su morfología. La cuantificación de la FE por este método inicialmente tiene una excelente correlación con la resonancia magnética cardíaca⁽²⁰⁾ (Figura 12). Las ventajas potenciales de este método de cuantificación parecen ser muy promisorias, por una parte elimina totalmente la subjetividad del operador para delimitar el borde endocárdico, en segundo término se elimina como lo hace la metodología en 3D todas las presunciones geométricas y finalmente la cuantificación se obtiene sobre imágenes 2D en formato DICOM disponibles en todos los equipos de ultrasonido utilizando al máximo la señal ultrasónica del ruido *speckle*. El método requiere que se desarrolle para que se pueda aplicar en forma automática y son necesarios más estudios de validación clínica.

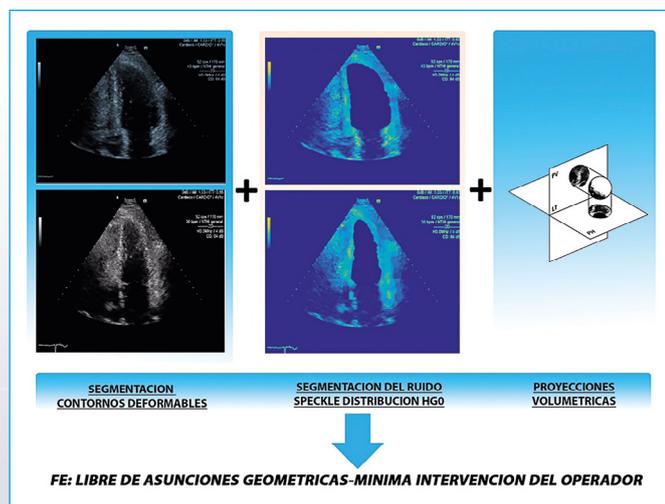


Figura 12. Cuantificación de la FE con el nuevo método propuesto: segmentación por contornos deformables utilizando la distribución HGO del ruido *speckle* y la utilización de las proyecciones volumétricas

Ideas para recordar

- La fracción de eyección es el índice de función ventricular más ampliamente usado en el ámbito clínico ya que de su valor derivan decisiones con implicaciones diagnósticas, pronósticas y terapéuticas.
- La FE debe ser una medida exacta, precisa y con mínima incertidumbre.
- La FE se puede calcular con índices en modo M, métodos 2D y métodos 3D.
- Un nuevo método emplea la estadística del ruido *speckle*, la segmentación ventricular por contornos deformables y las proyecciones volumétricas en desarrollo, obvia las presunciones geométricas y minimiza la influencia del operador.

Bibliografía

1. Ponikowski P, Voor AA, Anker SD, et al. 2016 ESC Guidelines for the diagnosis and treatment of acute and chronic heart failure: The Task Force for the diagnosis and treatment of acute and chronic heart failure of the European Society of Cardiology (ESC) Developed with the special contribution of the

- Heart Failure Association (HFA) of the ESC. *European Heart Journal*, 37 (27), 2.129-2.200.
2. Zamorano JL, Lancellotti P, Rodriguez Muñoz D, et al. 2016 ESC Position Paper on cancer treatments and cardiovascular toxicity developed under the auspices of the ESC Committee for Practice Guidelines: The Task Force for cancer treatments and cardiovascular toxicity of the European Society of Cardiology (ESC). *European Heart Journal*, 37 (36), 2.768-2.801.
3. Keidel WD. U ber eine neue Methode zur Registrierung der Volumen-änderung des Herzens am Menschen. Der Ultraschall in der Medizin, Kongressbericht der Erlangen Ultraschall-Tagung. S. Hirzel Verlag Zürich; 1949. p68-70.
4. Feigenbaum H, Popp RL, Wolfe SB, et al. Ultrasound measurements of the left ventricle: a correlative study with angiocardiology. *Archives of Internal Medicine*, 1972, 129 (3), 461-467.
5. Ahmadpour H, Shah AA, Allen JW, Edmiston WA, Kim SJ, Haywood LJ. Mitral E point septal separation: a reliable index of left ventricular performance in coronary artery disease. *American heart journal*, 1983, 106 (1), 21-28.
6. Teichholz LE, Kreulen T, Herman MV, Gorlin R. Problems in echocardiographic volume determinations: echocardiographic-angiographic correlations in the presence or absence of asynergy. *The American Journal of Cardiology*, 1976, 37 (1), 7-11.
7. Pai RG, Bodenheimer MM, Pai SM, Koss JH, Adamick RD. Usefulness of systolic excursion of the mitral annulus as an index of left ventricular systolic function. *The American Journal of Cardiology*, 1991, 67 (2), 222-224.
8. Fernández MG, Gómez JZ. *Procedimientos en ecocardiografía*. McGraw-Hill, 2004.
9. Lang RM, Badano LP, Mor-Avi V, et al. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: an update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. *European Heart Journal-Cardiovascular Imaging*, 2015, 16 (3), 233-271.
10. Von Ramm OT, Smith SW. Real time volumetric ultrasound imaging system. *J Digit Imag*, 1990. 3: 261-266.
11. Jenkins C, Bricknell K, Hanekom L, Marwick TH. Reproducibility and accuracy of echocardiographic measurements of left ventricular parameters using real-time three-dimensional echocardiography. *JACC* 2004. 44: 878-886.
12. Lang RM, Mor-Avi V, Sugeng L. Three-dimensional echocardiography: the benefits of the additional dimension. *JACC* 2006, 21; 48 (10): 2.053-2.069.
13. Qin JX, Jones M, Shiota T. Validation of real-time three-dimensional echocardiography for quantifying left ventricular volumes in the presence of a left ventricular aneurysm: in vitro and in vivo studies. *JACC* 2000. 36: 900-907.
14. Jenkins C, Bricknell K, Chan J. Comparison of two- and three dimensional echocardiography with sequential magnetic resonance imaging for evaluating left ventricular volume and ejection fraction over time in patients with healed myocardial infarction. *Am J Cardiol*. 2007, 99: 300-306.
15. Tsang W, Salgo I, Medvedofsky D, et al. Transthoracic 3D echocardiographic left heart chamber quantification using an automated adaptive analytics algorithm. *JACC Imaging* 2016; 9: 769-782.
16. Tamborini G, Piazzese C, Lang R, et al. Feasibility and accuracy of automated software for transthoracic three-dimensional left ventricular volume and function analysis: Comparisons with two-dimensional echocardiography, three-dimensional transthoracic manual method, and cardiac magnetic resonance imaging. *JASE* 2017. Article in press.
17. Otani K, Nakazono A, Salgo IS, et al. Three-dimensional echocardiographic assessment of left heart chamber size and function with fully automated quantification software in patients with atrial fibrillation. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 2016, 29 (10), 955-965.
18. Hiremath PS, Akkasaligar PT, Badiger S. Speckle noise reduction in medical ultrasound images. In *Advancements and Breakthroughs in Ultrasound Imaging*. InTech 2013.
19. Navarrete H. Electromagnetic models for ultrasound image processing. PhD [dissertation]. Universidad Politécnica de Cataluña, 2016. Barcelona. España.
20. Navarrete S. Un nuevo enfoque para la evaluación de la fracción de eyección. PhD [dissertation]. Universidad Complutense de Madrid, 2017. Madrid. España.