

Recomendaciones para la Cuantificación de las Cavidades Cardíacas por Ecocardiografía en Adultos: Actualización de la Sociedad Americana de Ecocardiografía y de la Asociación Europea de Imagen Cardiovascular

Roberto M. Lang, MD, FASE, FESC*, Luigi P. Badano, MD, PhD, FESC*, Victor Mor-Avi, PhD, FASE, Jonathan Afilalo, MD, MSc, Anderson Armstrong, MD, MSc, Laura Ernande, MD, PhD, Frank A. Flachskampf, MD, FESC, Elyse Foster, MD, FASE, Steven A. Goldstein, MD, Tatiana Kuznetsova, MD, PhD, Patrizio Lancellotti, MD, PhD, FESC, Denisa Muraru, MD, PhD, Michael H. Picard, MD, FASE, Ernst R. Rietzschel, MD, PhD, Lawrence Rudski, MD, FASE, Kirk T. Spencer, MD, FASE, Wendy Tsang, MD, Jens-Uwe Voigt, MD, PhD, FESC, *Chicago, Illinois; Padua, Italy; Montreal, Quebec, and Toronto, Ontario, Canada; Baltimore, Maryland; Créteil, France; Uppsala, Sweden; San Francisco, California; Washington, District of Columbia; Leuven, Liège and Ghent, Belgium; Boston, Massachusetts*

Traducción María Laura Plastino, MD, FASE ; Brigitte Pizarro Alvarado, MD; Cristian Toldo, MD

Asociación de Ecocardiografía de la Sociedad Interamericana de Cardiología (ECOSIAC)

Los rápidos avances tecnológicos de la última década y los cambios en la práctica de la ecocardiografía provocados por este desarrollo han dado lugar a la necesidad de actualizar las recomendaciones de las directrices publicadas con anterioridad para la cuantificación de las cavidades cardíacas, ese fue el objetivo del grupo de redacción conformado por la ASE y EACVI. Este documento proporciona información actualizada de los valores normales para las cuatro cámaras cardíacas, incluyendo cuando fuera posible la ecocardiografía tridimensional y la deformación miocárdica, esto basado en cifras de un considerablemente mayor número de sujetos normales, recopilados a partir de múltiples bases de datos. Además, este documento intenta eliminar varias pequeñas discrepancias que existían entre las guías publicadas previamente. (J Am Soc Echocardiogr 2015;28:1-39.)

Palabras clave: Ecocardiografía de adultos, Ecocardiografía transtorácica, Función ventricular , Valores normales

Tomado de University of Chicago Medical Center, Chicago, IL (R.M.L., V.M.-A., K.T.S.); University of Padua, Padua, Italy (L.P.B. and D.M.); Jewish General Hospital, McGill University, Montreal, Quebec, Canada (J.A. and L.R.); Johns Hopkins University, Baltimore, MD (A.A.); INSERM U955 and Hôpital Henri Mondor, Créteil, France (L.A.); Uppsala University, Uppsala, Sweden (F.A.F.); University of California, San Francisco, CA (E.F.); Medstar Washington Hospital Center, Washington, DC (S.A.G.); University Hospital Leuven, Leuven, Belgium (T.K. and J.U.V.); University of Liège Hospital, Liège, Belgium (P.L.); Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School, Boston, MASS (M.H.P.); Ghent University Hospital, Ghent, Belgium (E.R.R.); University of Toronto, Toronto, Ontario, Canada (W.T.)

Los siguientes autores reportaron no presentar conflicto de intereses actuales o potenciales en relación con este documento: Jonathan Afilalo, MD, MSc, Anderson Armstrong, MD, MSc, Laura Ernande, MD, PhD, Frank A. Flachskampf, MD, FESC, Steven A. Goldstein, MD, PhD, Tatiana Kuznetsova, MD, PhD, Patrizio Lancellotti, MD, PhD, FESC, Victor Mor-Avi, PhD, FASE, Michael H. Picard, MD, FASE,

Ernst R. Rietzschel, MD, PhD, Kirk T. Spencer, MD, FASE, Wendy Tsang, MD, Jens-Uwe Voigt, MD, PhD, FESC. Los siguientes autores reportaron relación con uno o más intereses comerciales: Luigi P. Badano, MD, PhD, FACC, FESC, recibió subvenciones de GE Healthcare, Siemens y Esaote y es miembro del grupo de oradores de GE Healthcare; Elyse Foster, MD, FASE, recibió el apoyo de subvención de Abbott Vascular Structural Heart; Roberto M. Lang, MD, FASE, FESC, recibió subvenciones y es miembro de la asociación de oradores y consejo asesor de Philips; Denisa Muraru, MD, recibió equipo de investigación y es consultor de GE Healthcare; Lawrence Rudski, MD, FASE, posee participaciones de GE.

* Los Dres Lang y Badano co-presidentes el Grupo de Redacción.

Solicitud de reimpresión: American Society of Echocardiography, 2100 Gateway Centre Boulevard, Suite 310, Morrisville, NC 27560 (Correo electrónico: ase@asecho.org).

TABLA DE CONTENIDOS

Abreviaturas
AD – Aurícula derecha
AI – Aurícula izquierda
ASC – Área de superficie corporal
ASE – Sociedad Americana de Ecocardiografía
CAF – Fracción de cambio de área
CW – Onda continúa
EACVI – Asociación Europea de Imagen Cardiovascular
Eco 2D – Ecocardiografía bidimensional
Eco 3D – Ecocardiografía tridimensional
Eco ST – Ecocardiografía speckle tracking
ETE – Ecocardiografía transesofágica
ETT – Ecocardiografía transtorácica
FE – Fracción de eyección
GLS – Strain longitudinal global
IMC – Índice de masa corporal
IPMVD – Índice de performance miocárdico ventricular derecho
PW – Onda pulsada
RMC – Resonancia magnética cardíaca
RT – Regurgitación tricuspídea
S' – Velocidad sistólica anular
TAPSE – Excursión sistólica del plano del anillo tricuspídeo
TAVI – Implante de válvula aórtica transcateéter
TAVR – Reemplazo de válvula aórtica transcateéter
TDI – Doppler tisular
TRIV – Tiempo de relajación isovolumétrica
VCI – Vena Cava Inferior
VD – Ventrículo derecho
VFD – Volumen de fin de diástole
VFS – Volumen de fin de sístole
VI – Ventrículo izquierdo

I. VENTRÍCULO IZQUIERDO

1. Mediciones del tamaño del ventrículo izquierdo
 - 1.1. Mediciones lineales
 - 1.2. Mediciones volumétricas
 - 1.3. Valores de referencia normales para ecocardiografía 2D
 - 1.4. Valores de referencia normales para ecocardiografía 3D
 Recomendación
2. Función sistólica global del ventrículo izquierdo
 - 2.1. Acortamiento fraccional
 - 2.2. Fracción de eyección
 - 2.3. Strain longitudinal global (SLG)
 - 2.4. Valores de referencia normales
 Recomendación
3. Función regional del ventrículo izquierdo
 - 3.1. Segmentación del ventrículo izquierdo
 - 3.2. Evaluación visual

- 3.3. Motilidad parietal regional durante infarto e isquemia
 - 3.4. Anormalidades regionales en ausencia de enfermedad coronaria
 - 3.5. Cuantificación de la motilidad parietal regional utilizando Doppler y speckle tracking
- Recomendación
4. Masa ventricular izquierda
- Recomendación

II. VENTRÍCULO DERECHO

5. Recomendaciones generales para la cuantificación de ventrículo derecho
 6. Ventanas y vistas esenciales
 7. Mediciones del ventrículo derecho
 - 7.1. Mediciones lineales
 - 7.2. Mediciones volumétricas
 Recomendación
 8. Función sistólica del ventrículo derecho
 - 8.1. Índice de performance miocárdico del ventrículo derecho
 - 8.2. Excursión sistólica del plano del anillo tricuspídeo
 - 8.3. Fracción de cambio de área 2D del ventrículo derecho
 - 8.4. Doppler tisular derivado de la velocidad sistólica del anillo tricuspídeo lateral
 - 8.5. Strain y strain rate del ventrículo derecho
 Recomendación
 - 8.6. Fracción de eyección 3D del ventrículo derecho
- Recomendación

III. AURÍCULA IZQUIERDA Y DERECHA

9. Mediciones de aurícula izquierda
 - 9.1. Consideraciones generales para el tamaño auricular izquierdo
 - 9.2. Dimensiones lineales y mediciones de área
 - 9.3. Mediciones de volumen
 - 9.4. Valores normales de mediciones de aurícula izquierda
 Recomendación
 10. Mediciones de aurícula derecha
- Recomendación

IV. ANILLO AÓRTICO Y RAÍZ AÓRTICA

11. Anillo Aórtico
 12. Raíz aórtica
 13. Identificación de dilatación de raíz aórtica
- Recomendación

V. VENA CAVA INFERIOR

Los rápidos avances tecnológicos de la última década y los cambios en la práctica de la ecocardiografía provocados por este desarrollo han dado lugar a la necesidad de actualizar las recomendaciones de las directrices publicadas con anterioridad para la cuantificación de las cavidades cardíacas, ese fue el objetivo del grupo de redacción conformado por la ASE y EACVI. Este documento proporciona información actualizada de los valores normales para las cuatro cámaras cardíacas, incluyendo cuando fuera posible la ecocardiografía tridimensional y la deformación miocárdica, esto basado en cifras de un considerablemente mayor número de sujetos normales, recopilados a partir de múltiples bases de datos. Además, este documento intenta eliminar varias pequeñas discrepancias que existían entre las guías publicadas previamente.

La cuantificación del tamaño y función de las cámaras cardíacas es la piedra angular de la imagen cardíaca, siendo la ecocardiografía la modalidad no invasiva más utilizada debido a su capacidad única para proporcionar imágenes en tiempo real del corazón latiendo, junto con su disponibilidad y portabilidad. La estandarización de la metodología utilizada para cuantificar las cámaras cardíacas se mantiene mediante la creación y la difusión de las recomendaciones oficiales, que cuando es seguida por los profesionales proporciona uniformidad y facilita la comunicación. Las últimas recomendaciones para la cuantificación de las cámaras por ecocardiografía fueron publicadas en el 2005 por la Sociedad Americana de Ecocardiografía (ASE) y la Asociación Europea de Ecocardiografía (ahora denominada Asociación Europea de Imagen Cardiovascular, EACVI) ^{1,2}. Desde entonces, la tecnología ecocardiográfica ha seguido evolucionando, con dos novedades importantes, la ecocardiografía tridimensional en tiempo real (Eco 3D) y la imagen de deformación miocárdica. El objetivo de este documento es proporcionar una actualización de las guías publicadas previamente, así como recomendaciones y valores de referencia, al tiempo que elimina las pequeñas discrepancias que existían entre las guías anteriores. Los valores normales en esta actualización incluyen, cuando sea posible, Eco 3D y deformación miocárdica. Es importante destacar que, en comparación con las guías previas, esta actualización se basa en cifras de un considerablemente mayor número de sujetos normales, compilado a partir de múltiples bases de datos con el fin de mejorar la fiabilidad de los valores de referencia. Aunque la mayoría de los temas tratados en este documento reflejan un amplio consenso entre los miembros del grupo de redacción, un tema importante que el grupo debatió fueron los valores de partición para la severidad de las anomalías. Muy a

menudo, además de describir un parámetro como normal o anormal (valores de referencia), los ecocardiografistas clínicos califican el grado de anormalidad con términos tales como "levemente", "moderadamente" o "severamente" anormal, lo cual refleja el grado en que las mediciones se desvían de lo normal. Además de proporcionar datos normativos, podría ser beneficioso estandarizar puntos de corte para la severidad de las anomalías para todos los parámetros a través de los laboratorios de ecocardiografía, de tal manera que el término "moderadamente anormal", por ejemplo, tendría el mismo significado universalmente. Sin embargo, distintos enfoques pueden ser utilizados para determinar los valores de corte para los diferentes grados de anormalidad, todos los cuales tienen limitaciones significativas.

El primer enfoque sería definir empíricamente puntos de corte para las anomalías leves, moderadas y severas basados en desvíos estándar (DE) por encima o por debajo del límite de referencia derivado de un grupo de personas sanas. La ventaja de este método es que existen fácilmente estos datos para la mayoría de los parámetros ecocardiográficos. Sin embargo, este enfoque es fundamentalmente defectuoso. En primer lugar, no todos los parámetros ecocardiográficos tienen una distribución normal (o Gaussiana) incluso en una población normal. En segundo lugar, incluso si un parámetro particular se distribuye normalmente en sujetos normales, la mayoría de los parámetros ecocardiográficos, cuando se mide en la población en general, tienen una distribución significativamente asimétrica en una dirección (anormalmente grande para el tamaño o anormalmente bajos para los parámetros de función). Un método alternativo sería definir las anomalías con base en valores de percentiles (por ejemplo, 95, 99) de medidas derivadas de una población que incluye personas sanas y aquellos con enfermedad. Aunque estos datos podrían aún no tener una distribución normal, tendrían en cuenta la distribución asimétrica y el rango de anormalidad presente dentro de la población general. La principal limitación de este enfoque es que simplemente no existen estos conjuntos de datos poblacionales para la mayoría de las variables ecocardiográficas.

Idealmente, sería preferible un enfoque que pueda predecir los resultados o el pronóstico. Es decir, la definición de una variable como moderadamente desviada de lo normal implicaría que hay un riesgo moderado de un particular resultado adverso para un paciente. Aunque existe información suficiente que vincula riesgo y tamaño de cámaras cardíacas en varios parámetros (por ejemplo, tamaño del VI y FE, volumen de aurícula izquierda [AI]), se

carece de información sobre resultados para muchos otros parámetros. Desafortunadamente, este enfoque también tiene limitaciones. El primer obstáculo es cómo definir mejor el riesgo. Los puntos de corte sugeridos para el mismo parámetro varían ampliamente para diferentes riesgos en diferentes poblaciones de pacientes y estados patológicos.

Por último, los valores de corte pueden ser determinados por los consensos basados en la experiencia de opiniones de expertos. Un extenso debate surgió entre los miembros del grupo de redacción, algunos de los cuales consideraron que proporcionar valores de partición basados en este enfoque científicamente menos riguroso sería un mal servicio a la comunidad ecocardiográfica y que podría ser necesario un enfoque específico de la enfermedad para lograr una categorización clínica significativa de la severidad de la anomalía. Otros consideraron que tales cortes proporcionarían una referencia uniforme para la presentación de informes ecocardiográficos, lo que sería más fácil de interpretar por los médicos especialistas. El compromiso era proporcionar valores de partición basados en la experiencia sólo para FEVI y el volumen de AI, mientras que los valores de partición sugeridos para los parámetros adicionales de tamaño y masa del VI se muestran en el Apéndice. Todos los valores de partición deben interpretarse con precaución en esta perspectiva.

Para los parámetros distintos del tamaño, función y masa del VI, así como el volumen de AI, únicamente el valor promedio y la desviación estándar de los puntos de corte normalizados o límites superior/inferior para género, edad y el área de superficie corporal (ASC) se presentan en las secciones correspondientes de este documento. Para estos parámetros, las mediciones que superan los $\pm 1,96$ desviaciones estándar (es decir, el intervalo de confianza del 95%) deben clasificarse como anormales. Cualquier descripción del grado de desviación de la normalidad en el informe ecocardiográfico debe seguir estando en manos del laboratorio individual y el grupo de redacción no recomienda valores de partición específicos.

La cuantificación mediante ecocardiografía transesofágica (ETE) tiene sus ventajas y desventajas en comparación con la ecocardiografía transtorácica (ETT). Aunque la visualización de muchas estructuras cardíacas se mejora con la ETE, se han encontrado algunas diferencias en las mediciones entre ETE y ETT, especialmente para las dimensiones y espesor de cámaras. Estas diferencias se deben principalmente a la imposibilidad de obtener desde el enfoque transesofágico las vistas y planos de imágenes estandarizadas utilizadas al cuantificar dimensiones de cámaras transtorácicamente. Es la recomendación de

este grupo de redacción que el mismo rango de valores normales para las dimensiones y volúmenes de las cámaras VI y VD, se apliquen tanto para la ETE y ETT. Para más detalles sobre vistas específicas para medidas óptimas, por favor consulte la Guía de ETE recientemente publicada³.

Todas las medidas que se describen en este documento deben ser realizadas en más de un ciclo cardíaco para dar cuenta de la variabilidad entre latidos. El Comité sugiere un promedio de 3 latidos para los pacientes en ritmo sinusal normal y un mínimo de 5 latidos en pacientes con fibrilación auricular. Dado que el Comité reconoce que la aplicación de esta recomendación consume mucho tiempo, el uso de latidos representativos es aceptable en el ámbito clínico.

I. VENTRICULO IZQUIERDO

1. Medida del tamaño ventricular izquierdo

Los parámetros más utilizados para describir el tamaño de la cavidad VI incluyen dimensiones internas lineales y volúmenes. Las mediciones se reportan comúnmente al final de diástole y al final de sístole, las cuales son luego utilizadas para obtener los parámetros de la función global del VI. Para permitir la comparación entre individuos con diferente tamaño corporal, las mediciones de las cámaras deben ser reportadas indexados al ASC.

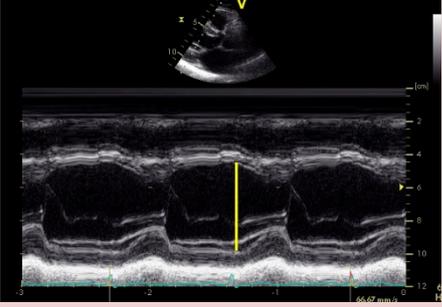
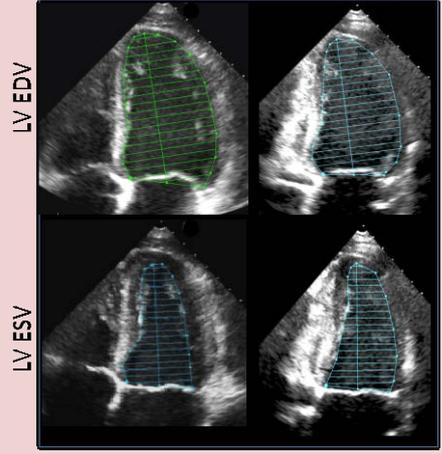
1.1. Medidas lineales

Se recomienda que las mediciones internas lineales del ventrículo izquierdo y sus paredes se realicen en el eje largo paraesternal. Los valores deben ser obtenidos cuidadosamente perpendiculares al eje largo del VI, y se miden en o inmediatamente por debajo del nivel de las puntas de los velos de la válvula mitral. En este sentido, los calibradores electrónicos deben ser posicionados en la interfaz entre la pared del miocardio y la cavidad y la interfaz entre la pared y el pericardio. Las dimensiones internas se pueden obtener a partir de modo-M guiado por ecocardiografía bidimensional (Eco 2D), aunque las medidas lineales obtenidas a partir de imágenes Eco 2D se prefieren a fin de evitar secciones oblicuas del ventrículo (Tabla 1).

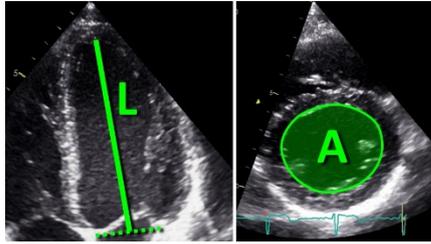
1.2. Medidas volumétricas

Los volúmenes del VI se miden utilizando Eco 2D o Eco 3D. Los cálculos de volumen derivados de mediciones lineales pueden ser inexactos, porque se basan en el supuesto de una forma geométrica fija del VI como un elipsoide alargado, lo cual no se aplica en numerosas patologías cardíacas. En consecuencia, los métodos de Teichholz y de Quiñones para el cálculo de los volúmenes del VI a

Tabla 1 Recomendaciones para la evaluación ecocardiográfica del tamaño y función del ventrículo izquierdo

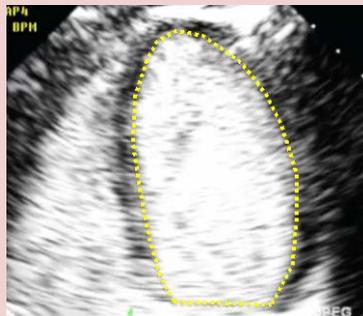
Parámetros y método	Técnicas	Ventajas	Limitaciones
<p>Dimensiones lineales internas</p> <p>Las mediciones internas lineales del VI deben ser adquiridas desde la vista paraesternal eje largo obtenidas cuidadosamente perpendicular al eje largo del VI, y medidas a nivel de la punta de las valvas de la válvula mitral. El caliper debe posicionarse sobre la interfaz entre la pared miocárdica y la cavidad y la interfaz entre pared y pericardio (flecha naranja).</p>	<p>Trazado en modo M</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Reproducible • Alta resolución temporal • Abundantes datos publicados 	<ul style="list-style-type: none"> • Orientación del haz frecuentemente fuera de eje • Una dimensión, es decir representativo sólo en ventrículos con forma normal
<p>Volúmenes de fin de diástole y fin de sístole</p> <p>Las mediciones de volumen se basan generalmente en el trazado de la interfaz sangre-tejido en la vistas apical 4 y 2 cámaras. A nivel de la válvula mitral, el contorno se cierra por la conexión de los dos extremos opuestos del anillo mitral con una línea recta.</p> <p>La longitud del VI se define como la distancia entre el centro de esta línea y el punto más distante del contorno del VI.</p>	<p>Mediciones lineales guiadas por 2D</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Facilita la orientación perpendicular al eje largo ventricular 	<ul style="list-style-type: none"> • Menor velocidad de cuadros que el modo M • Una dimensión, es decir representativo sólo en ventrículos con forma normal
<p>Volúmenes de fin de diástole y fin de sístole</p> <p>Las mediciones de volumen se basan generalmente en el trazado de la interfaz sangre-tejido en la vistas apical 4 y 2 cámaras. A nivel de la válvula mitral, el contorno se cierra por la conexión de los dos extremos opuestos del anillo mitral con una línea recta.</p> <p>La longitud del VI se define como la distancia entre el centro de esta línea y el punto más distante del contorno del VI.</p>	<p>Suma de discos biplano</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Corrige las distorsiones de la forma • Menos suposiciones geométricas comparado con las dimensiones lineales 	<ul style="list-style-type: none"> • Apex frecuentemente acortado (o truncado) • Pérdida endocárdica • Ciego para distorsiones de la forma no visualizadas en el plano apical 2 y 4 cámaras

Area- longitud



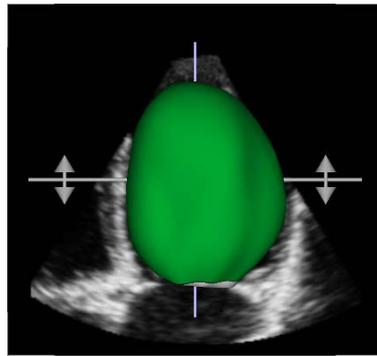
- Corrección parcial para distorsión de forma
- Apex frecuentemente acortado
- Fuertemente basado en suposiciones geométricas
- Escasos datos publicados en población normal

Realce de borde endocárdico



- Útil en pacientes con ventana acústica sub-óptima
- Proporciona volúmenes que están más cerca de los medidos con resonancia magnética cardiaca
- Mismas limitaciones que las técnicas en 2D sin contraste
- Sombra acústica en los segmentos basales del VI con exceso de contraste

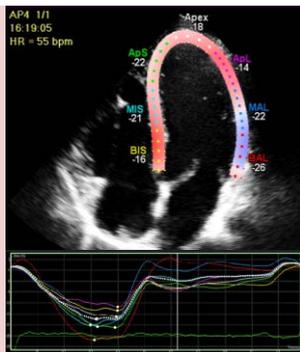
Imágenes 3D



- No asunción geométrica.
- No se ve afectado por acortamiento.
- Mas preciso y reproducible en comparación con otras técnicas de imágenes
- Baja resolución temporal
- Pocos datos publicados sobre valores normales
- Depende de la calidad de imagen

Strain Global Longitudinal

Valor pico de strain derivado de speckle tracking longitudinal 2D (%)



- Angulo independiente
- Valor pronóstico establecido
- Proveedor dependiente

partir de dimensiones lineales ya no se recomiendan para uso clínico.

Las mediciones volumétricas se basan generalmente en los trazados de la interfaz entre el miocardio compactado y la cavidad VI. A nivel de la válvula mitral, el contorno se cierra conectando los dos tramos opuestos del anillo mitral con una línea recta. La longitud del VI se define como la distancia entre la bisectriz de esta línea y el punto apical del contorno VI, que es el más distante a la misma. Se recomienda el uso de la longitud del VI más larga entre las vistas apicales de 2 y 4 cámaras.

Los volúmenes del VI deben medirse a partir de las vistas apicales de cuatro y dos cámaras. La adquisición de imágenes en Eco 2D debe aspirar a maximizar las áreas del VI, evitando al mismo tiempo el acortamiento del ventrículo izquierdo que resulta en infraestimación del volumen. La adquisición de vistas del VI a una profundidad reducida con el fin de centrarse en la cavidad del VI reducirá la probabilidad de acortamiento y minimizará los errores en el trazado del borde endocárdico (Tabla 1). Dado que el tema del acortamiento es menos relevante en el set de datos en 3D, la adquisición de imágenes 3D debería centrarse principalmente en la inclusión de todo el ventrículo izquierdo dentro del set piramidal de datos. Para asegurar la identificación razonablemente precisa del final de la sístole, la resolución temporal de las imágenes 3D se debe maximizar sin comprometer la resolución espacial.

Los medios de contraste deben utilizarse cuando sea necesario para mejorar la delimitación endocárdica cuando dos o más segmentos endocárdicos contiguos del VI están pobremente visualizados en vistas apicales, según las directrices publicadas⁴. Las imágenes con contraste pueden proporcionar volúmenes más grandes que las imágenes sin contraste, que se acercan más a los obtenidos en comparación con resonancia magnética cardíaca (RMC)⁵. Se debe tener cuidado para evitar la sombra acústica, que puede ocurrir en los segmentos basales del VI en presencia de altas concentraciones de contraste. Los valores normales de referencia para los volúmenes del VI con realce de contraste no están bien establecidos.

El método más comúnmente utilizado para los cálculos de volumen por Eco 2D es el método biplano de la suma de discos (regla de Simpson modificada), que es el método por Eco 2D recomendado por consenso de este comité (Tabla 1). Un método alternativo para calcular los volúmenes del VI cuando la definición endocárdica apical impide el rastreo preciso es el método de área-longitud donde se asume que el VI tiene forma de bala. El área de sección transversal media del VI se calcula por planimetría en la vista de eje corto paraesternal y la

longitud del ventrículo tomada desde el punto medio del plano anular hasta el ápice en la vista apical de 4 cámaras (Tabla 1). El inconveniente de este método es que la suposición de forma de bala no siempre es válida. Una de las ventajas de las mediciones de volumen con Eco 3D es que no se basan en suposiciones geométricas. En los pacientes con buena calidad de imagen, las mediciones con Eco 3D son exactas y reproducibles y por lo tanto se deben usar cuando estén disponibles y viables⁶. Las ventajas y desventajas de los diferentes métodos se resumen en la Tabla 1.

1.3. Valores de referencia normales para Eco 2D

Los datos fueron extraídos de siete bases de datos, incluyendo Asklepios (año 0 y 10 años)⁷, Flemengho⁸, CARDIA5 y CARDIA25⁹, Padua Echo 3D Normal¹⁰ y estudio NORRE^{11, 12} para obtener valores de referencia en sujetos normales para el ventrículo izquierdo y la aurícula izquierda (ver sección 10 más adelante). Todos los datos se obtuvieron sin el uso de agentes de contraste. Los conjuntos de datos de todos los pacientes incluyeron la edad, el género, la etnia, la altura y el peso. Con el fin de garantizar una población normal en estos estudios, se excluyeron los sujetos si cumplían alguno de los siguientes criterios: presión arterial sistólica > 140 mmHg, presión arterial diastólica > 80 mmHg, historia de tratamiento con drogas para hipertensión, diagnóstico de diabetes, glucosa alterada en ayunas > 100 mg / dL, índice de masa corporal (IMC) > 30 kg / m², creatinina > 1,3 mg / dL, tasa de filtrado glomerular estimada < 60 ml / min / 1,73 m², el colesterol total > 240 mg / dL, el colesterol LDL > 130 mg / dL, y el total de triglicéridos > 150 mg / dL. Los detalles del análisis estadístico se describen en el Apéndice. Debido a los variados objetivos de los estudios, no estaban disponibles para cada base de datos todas las mediciones ecocardiográficas. Tabla App_1 resume las fuentes de los datos para cada grupo de medida y sus características iniciales.

La Tabla 2 muestra los valores normales por Eco 2D de parámetros de tamaño y función del VI según el género, mientras que la Tabla App_2 proporciona datos adicionales para los mismos parámetros, obtenidos de diferentes vistas ecocardiográficas, y también incluye el número correspondiente de los sujetos involucrados para obtener estos datos. La Tabla App_3 enumera los rangos normales y los puntos de corte basados en consensos para dimensiones, volúmenes, fracción de eyección y masa del VI. En el análisis multivariado, se encontró que la edad, el género y el ASC tenían una influencia independiente significativa en los volúmenes telesistólico y telediastólico del VI (VFS,

VFD). Los resultados entre los deciles de género y edad subdivididos en valores absolutos y normalizados para ASC se muestran en la Tabla App_4 (ver Apéndice).

Dado que el origen étnico es un factor importante, los resultados del análisis por raza y género se presentan en la Tabla App_5. A partir del análisis de regresión, se proporcionan nomogramas para trazar las dimensiones del VI observadas versus ASC o los volúmenes del VI indexados por ASC versus edad (Figuras 1 y 2). También se proporcionan nomogramas para mediciones absolutas del VI versus edad (Figuras App_1 y App_2) y ASC (Figuras App_3 y App_4) (ver Apéndice).

1.4. Valores de referencia normales para Eco 3D

Varios estudios han publicado valores de referencia con Eco 3D para sujetos sanos normotensos, que se resumen en la Tabla 3¹³. Las variaciones en los rangos de normalidad reportados entre estudio y estudio son probablemente debidas a las diferencias en las poblaciones, equipo ecocardiográfico, análisis de software, y la variabilidad en las técnicas de medición. En los pacientes con buena calidad de imagen, la precisión de la Eco 3D es comparable a la RMC, aunque los volúmenes tienden a ser menores con ecocardiografía⁶.

Los efectos de la etnicidad en los volúmenes del VI por Eco 3D fueron investigados en una publicación, donde se reportó que los volúmenes del VI fueron menores entre los indios asiáticos que entre los blancos europeos, pero la fracción de eyección (FE) no difirió entre los grupos étnicos¹⁴. En la mayoría de estudios con Eco 3D, se examinó la relación entre la edad y los volúmenes del VI por Eco 3D, y se observó una débil a moderada correlación negativa entre los volúmenes del VI y la edad, mientras que la FE no cambió significativamente con la edad^{10, 15, 16}. Este hallazgo es similar a lo descrito en la literatura sobre RMC^{17, 18}. Basado en promedios ponderados de 3 estudios^{16, 19, 20}, los volúmenes del VI por Eco 3D fueron más grandes que los valores obtenidos por Eco 2D, y los correspondientes límites superiores del rango normal fueron: VFD 79 ml / m² para los hombres y 71 ml / m² para las mujeres, y VFS 32 ml / m² para los hombres y 28 ml / m² para las mujeres. Por último, será necesario un estudio a gran escala en una población diversa para establecer rangos normales de referencia para Eco3D en los diferentes grupos étnicos.

Recomendación: *El tamaño del VI debe evaluarse de forma rutinaria por Eco 2D mediante el cálculo de volúmenes utilizando la técnica biplano de suma de discos. En laboratorios con experiencia en Eco 3D, se recomienda siempre que sea*

posible dependiendo de la calidad de imagen la medición y reporte de los volúmenes 3D del VI. Cuando se informa sobre las dimensiones lineales del VI, el método recomendado es la medición guiada por 2D. Las mediciones del tamaño y volumen del VI debe ser reportado indexándolas por A SC. Como referencia general, se deben utilizar como límites superiores del correspondiente rango normal, los valores por Eco 2D del VI: VFD de 74 ml / m² para hombres y 61 ml / m² para mujeres, y VFS de 31 ml / m² para hombres y 24 ml / m² para mujeres.

2. Función sistólica global del ventrículo izquierdo

La función global del VI suele evaluarse midiendo la diferencia entre el valor telediastólico y telesistólico de un parámetro en una, dos o tres dimensiones, dividido por su valor telediastólico. Para ello, el final de la diástole se define preferiblemente como el primer cuadro después del cierre de la válvula mitral, o el cuadro del ciclo cardíaco en el que la respectiva medida de la dimensión / volumen del VI sea la más grande. Telesístole se define mejor como el cuadro tras el cierre de la válvula aórtica o el cuadro en el que la dimensión / volumen cardíaco sea la más pequeña. En los pacientes con ritmo cardíaco regular, las mediciones de los tiempos de apertura y cierre valvulares derivados de Eco en modo M, doppler de onda de pulso (PW) - o de onda continua (CW), se pueden utilizar para la definición precisa de los intervalos de tiempo ventricular.

2.1. Fracción de acortamiento

La fracción de acortamiento se puede derivar del modo M guiado por Eco 2D o preferiblemente a partir de mediciones lineales obtenidas a partir de imágenes en Eco 2D. La derivación de los parámetros de función global del VI a partir de mediciones lineales es problemática cuando hay alteraciones de la motilidad parietal regional debido a enfermedad coronaria o anomalías de conducción. En los pacientes con hipertensión, obesidad o valvulopatías no complicadas, tales diferencias regionales son raras en ausencia de infarto de miocardio clínicamente reconocido, y por consiguiente, este parámetro puede proporcionar información útil en estudios clínicos²¹. En los pacientes con el tamaño normal del VI a nivel basal pero dilatado en las porciones medias y distales, el volumen del VI sería un mejor marcador del tamaño del VI que la dimensión lineal medida en la base.

2.2. Fracción de eyección

La fracción de eyección se calcula a partir del VFD y VFS, usando la siguiente fórmula:

$$FE = (VFD - VFS) / VFD$$

Tabla 2 Valores normales de los parámetros ecocardiográficos 2D del tamaño y función del ventrículo izquierdo de acuerdo al género

Parámetro	Hombres		Mujeres	
	Media ± DS	Rango 2DS	Media±DS	Rango 2DS
Dimensión interna del VI				
Dimensión diastólica (mm)	50.2±4.1	42.0-58.4	45.0±3.6	37.8-52.2
Dimensión sistólica (mm)	32.4±3.7	25.0-39.8	28.2±3.3	21.6-34.8
Volúmenes VI (biplano)				
VFD (mL)	106±22	62-100	76±15	46-106
VFS (mL)	41±10	21-61	28±7	14-42
Volúmenes VI normalizados por ASC				
VFD (mL/m ²)	54±10	34-74	45±5	29-61
VFS (mL/m ²)	21±5	11-31	16±4	8-24
FE VI (biplana)	62±5	52-72	64±5	54-74

ASC: área de superficie corporal, DS: desviación estándar

Los cálculos de volumen del VI se pueden derivar de Eco 2D o Eco 3D, como se describió anteriormente (sección 1.2). El método biplano de discos (regla de Simpson modificada) es el método 2D recomendado actualmente para evaluar la FE VI por consenso de este comité (Tabla 1). La Tabla 4 enumera la FE VI biplano derivada de Eco 2D, incluyendo los rangos normales y los puntos de corte de severidad basados en consensos de acuerdo al género. En los pacientes con buena calidad de imagen, las mediciones de EF basadas en Eco 3D son exactas y reproducibles y deben usarse cuando esté disponible y sea factible ^{6, 10, 15, 16, 19, 20}

2.3. Strain longitudinal global

El Strain longitudinal se define como el cambio en la longitud de un objeto en una dirección determinada en relación con su longitud basal:

$$\text{Strain (\%)} = (L_t - L_0) / L_0$$

Donde L_t es la longitud en el tiempo t y L_0 es la longitud inicial en el tiempo 0. La medida basada en strain más comúnmente utilizada de la función sistólica global del LV es el strain longitudinal global (SLG). Esto es usualmente calculado por ecocardiografía speckle tracking (Eco ST) ²²⁻²⁴. En Eco 2D, el pico de SLG describe el cambio de longitud relativa del miocardio VI entre telediástole y telesístole:

$$\text{SLG (\%)} = (ML_s - ML_d) / ML_d,$$

Donde ML significa longitud miocárdica al final de la sístole (MLs) y al final de la diástole (MLd). Debido a que MLs es más pequeño que MLd, el pico de SLG es un número negativo. Esta naturaleza negativa de SLG puede llevar a confusión al describir incrementos o disminuciones de strain. Se recomienda que todas las referencias a los cambios de strain se mencionen específicamente en aumento o descenso del valor absoluto del strain, para evitar confusiones.

Después de tener una calidad de imagen optimizada, velocidad de fotogramas maximizada y acortamiento minimizado, siendo todos críticos para reducir la variabilidad de medición, el SLG se debe medir en las tres vistas apicales estándar y promediarlas ²⁵. Las mediciones deben comenzar con la vista de eje largo apical con el fin de visualizar el cierre de la válvula aórtica, utilizando los clics de apertura y cierre de la válvula aórtica o el modo M de la apertura y cierre de la válvula aórtica. Cuando el seguimiento regional es subóptimo en más de 2 segmentos de miocardio en una sola vista, se debe evitar el cálculo de SLG. En tales casos, los índices alternativos pueden utilizarse para comprender mejor la función longitudinal del VI, como la excursión sistólica del plano anular mitral o el doppler tisular (TDI) derivado de la velocidad sistólica pico anular mitral (S').

Hay definiciones concurrentes como base para el cálculo del SLG utilizando la deformación endocárdica, de mitad de pared o el promedio ²⁴. Este comité se abstiene de recomendaciones al respecto y se refiere a la iniciativa de estandarización de la ASE, EACVI y la industria de la imagen de ultrasonido ^{24, 26}. Debido a la variabilidad en el software e inter-proveedor, y la edad y la dependencia de carga, la evaluación seriada del SLG en pacientes individuales debe realizarse con el equipo del mismo fabricante y el mismo software.

La preponderancia de los datos disponibles en la actualidad es de SLG de mitad de pared. Aunque la base de evidencia para su uso en ecocardiografía clínica habitual es mucho menor que el de FE, se ha demostrado en varios estudios que las medidas de SLG de mitad de pared son sólidas, reproducibles ²⁷ y ofrecen valor predictivo incremental en pacientes no seleccionados sometidos a ecocardiografía para la evaluación de la función en reposo ^{28, 29}, así como en

la predicción de la función ventricular izquierda postoperatoria en pacientes con enfermedad valvular^{30, 31}.

2.4. Valores de referencia normales

Los valores de referencia normales para FE VI derivados de la Eco 2D se han actualizado utilizando los estudios basados en la población descritos en la Sección 1.3 anterior. Los detalles pueden encontrarse en las Tablas 2, 4 y Tablas App_2 a través App_5 (ver Apéndice). La FE no está significativamente relacionada con el género, la edad y el tamaño del cuerpo, medida por ASC. La FE normal fue de $63 \pm 5\%$ utilizando el método biplano de discos. Así, en individuos mayores de 20 años, la FE en el rango de 53% a 73% se debe clasificar como normal. Los valores normales con Eco 3D se han reportado recientemente en diferentes poblaciones étnicas (Tabla 3).

Los valores normales para SLG dependen de la definición de la posición de medición en el miocardio, el proveedor y la versión del software de análisis, lo que resulta en una considerable heterogeneidad en la literatura publicada^{27, 32, 33}. Es el consenso de este comité de redacción que las diferencias entre los vendedores y los paquetes de software son aún demasiado grandes como para recomendar valores normales universales y límites inferiores de normalidad. Para dar una orientación, el pico de SLG en el rango de -20% se puede esperar en una persona sana. Se proporciona en el apéndice una selección de los datos publicados recientemente junto con los límites inferiores de normalidad (Tabla App_6). Existe evidencia de que las mujeres tienen valores absolutos ligeramente superiores de deformación longitudinal global que los hombres, y que los valores de strain disminuyen con la edad^{32, 34}. La deformación longitudinal global es una herramienta valiosa y sensible para las evaluaciones de seguimiento, siempre que se utilicen el mismo equipo, metodología de trazado y software.

Recomendaciones: *la función sistólica del VI se debe evaluar de forma rutinaria mediante Eco 2D con el cálculo de la FE a partir del VFD y VFS. Una FE VI <52% para los hombres y <54% para las mujeres es sugestiva de función sistólica del VI anormal. El SLG derivado de Eco 2D ST parece ser factible y reproducible para uso clínico y ofrece datos pronósticos incrementales sobre la FE VI en una variedad de condiciones cardíacas, aunque las mediciones varían entre los proveedores y versiones de software. Para proporcionar alguna orientación, un pico de SLG en el rango de -20% se espera en una persona sana, y cuanto menor sea el valor absoluto de strain por debajo de este valor, más probable es que sea anormal.*

3. Función regional del ventrículo izquierdo

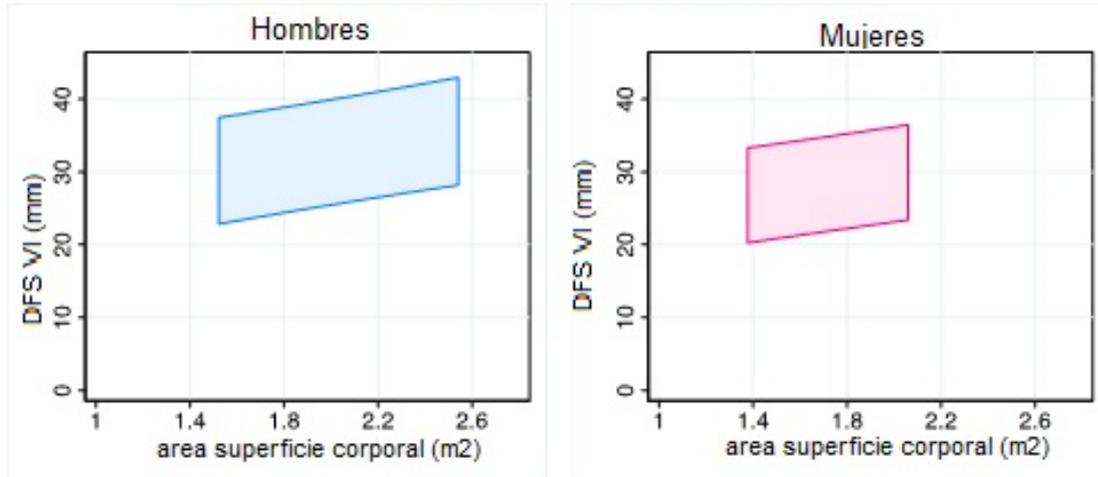
3.1. Segmentación del Ventrículo izquierdo

Para la evaluación de la función regional del VI, el ventrículo se divide en segmentos. Los esquemas de segmentación deben reflejar los territorios de perfusión coronaria, resultando en segmentos con masa miocárdica comparable y permitiendo la comunicación uniformizada en ecocardiografía y con otras modalidades de imágenes (Figura 3). En consecuencia, se utiliza comúnmente un modelo de 17 segmentos. Comenzando en el cruce anterior del septo interventricular y la pared libre del ventrículo derecho y continuando en sentido antihorario, los segmentos basales y medios ventriculares deben ser etiquetados como antero-septal, infero-septal, inferior, infero-lateral, antero-lateral y anterior. En este modelo de 17 segmentos, el ápice se divide en 5 segmentos, incluyendo los segmentos septal, inferior, lateral y anterior, así como el "casquete apical", que se define como el miocardio más allá del extremo de la cavidad VI (Figura 3 y 4)³⁵. El modelo de 17 segmentos puede ser utilizado para estudios de perfusión miocárdica o cuando se compara entre las diferentes modalidades de imagen, específicamente tomografía computarizada por emisión de fotón único, tomografía por emisión de positrones y la RMC. La figura 5 muestra una representación esquemática de los territorios de perfusión de las tres arterias coronarias principales. Al utilizar este modelo de 17 segmentos para evaluar motilidad parietal o el strain regional, el segmento 17^{mo} (el casquete apical) no debe incluirse.

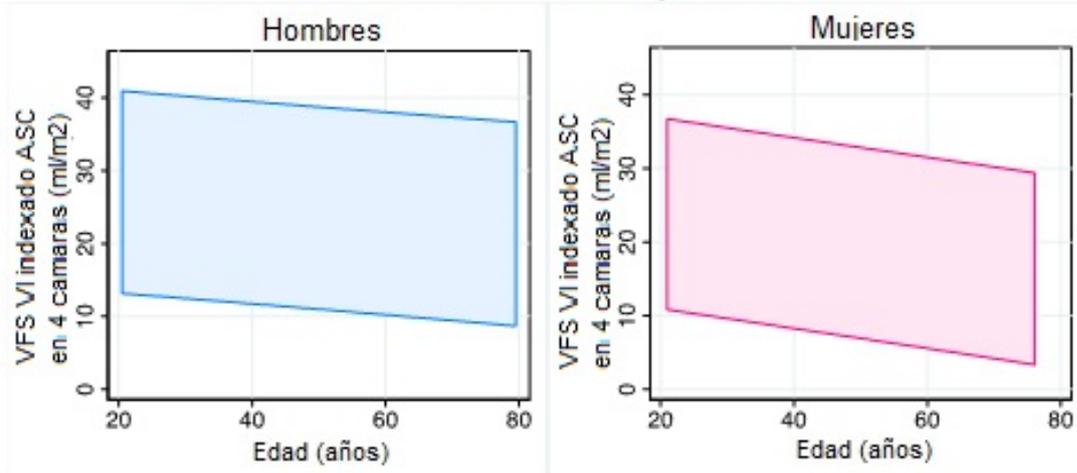
Modelos de segmentación alternativos describen el ápice de manera diferente: el modelo de 16 segmentos³⁶ divide todo el ápice en los mismos 4 segmentos (septal, inferior, lateral y anterior) (Figura 3, izquierda). Además, algunos esquemas de segmentación dividen el ápice en 6 segmentos de manera similar a los niveles basal y medios ventriculares, lo que resulta en un modelo de 18 segmentos (Figura 3, derecha) que es simple pero resulta en una ligera sobre-representación del miocardio distal cuando se realiza la puntuación.

Todos los segmentos pueden ser visualizados por medio de la Eco 2D. En promedio, la vista de dos cámaras y el eje largo apical se cruzan con la Vista de cuatro cámaras en ángulos de aproximadamente 53° y 129°, respectivamente³⁷, lo que permite la evaluación de la región central de todos los segmentos desde una ventana apical, independientemente del modelo utilizado. Aunque existe cierta variabilidad en la irrigación sanguínea coronaria a los segmentos del miocardio, éstos se suelen corresponder con las tres arterias coronarias principales (Figura 5)³⁵.

Dimension fin sistole VI vista paraesternal



Volumen fin sistole VI vista apical 4 camaras



Volumen fin sistole VI biplano

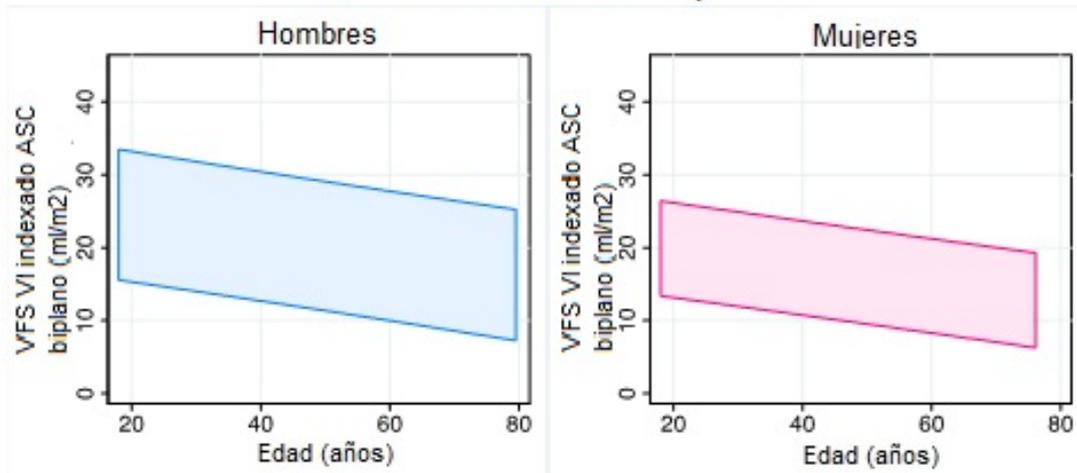
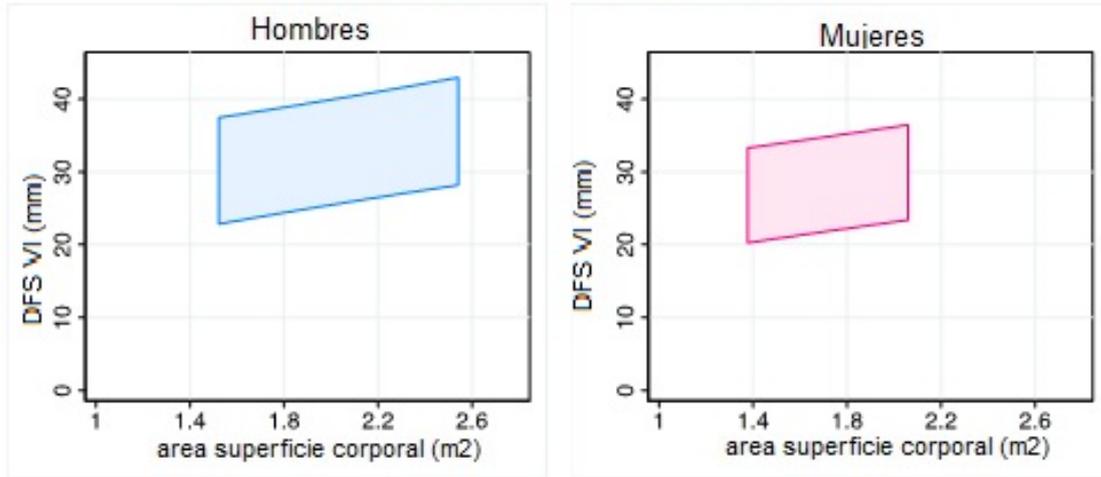
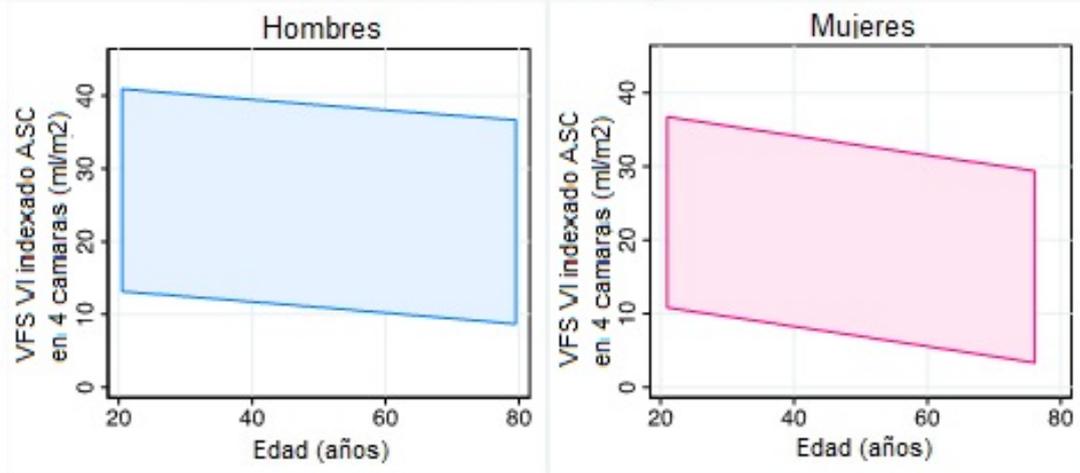


Figura 1 Hombres (izquierda) y mujeres (derecha), se presenta el 95% del intervalo de confianza para las siguientes mediciones: dimension de fin de diastole de VI medida desde vista paraesternal eje largo en base al ASC (*arriba*), volumen de fin de diastole del VI (VFD VI) indexado por ASC medido desde vista apical 4 camaras en base a la edad (*medio*), y VFD VI biplano indexado por ASC en base a la edad (*abajo*). Por ejemplo, un VFD VI normal indexado por ASC medido en vista apical 4 camaras en una mujer de 40 años caeria entre 30 y 78 mL/m² aproximadamente.

Dimension fin sistole VI vista paraesternal



Volumen fin sistole VI vista apical 4 camaras



Volumen fin sistole VI biplano

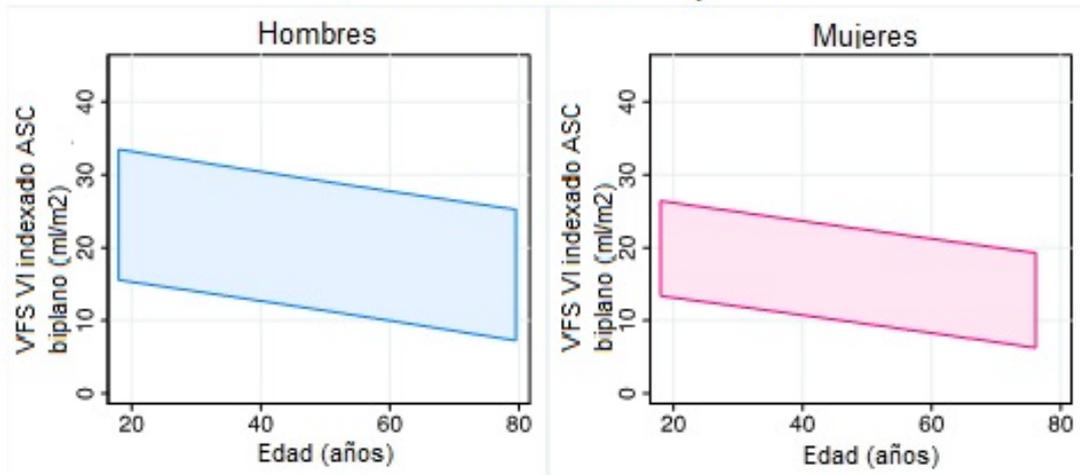


Figura 2 Hombres (izquierda) y mujeres (derecha), se presenta el 95% del intervalo de confianza para las siguientes mediciones: dimension de fin de sistole de VI medida desde vista paraesternal eje largo en base al ASC (arriba), volumen de fin de sistole del VI (VFS VI) indexado por ASC medido desde vista apical 4 camaras en base a la edad (medio), y VFS VI biplano indexado por ASC en base a la edad (abajo).

Tabla 3. Valores normales de los parámetros del ventrículo izquierdo obtenidos con ecocardiografía 3D. Modificado con permiso de N. Bhave et al.¹³

	<u>Aune et al. (2010)</u>	<u>Fukuda et al.(2012)</u>	<u>Chahal et al. (2012)</u>	<u>Murau et al (2013)</u>
Numero de sujetos	166	410	978	226
Composición étnica de la población	Escandinava	Japonesa	51% Europea blanca 49% India Asiática	Europeas blanca
FDVI (mL/m²)				
<u>Hombresmedia (LMN, LMayN)</u>	66(46,86)	50(26,74)	Blancos 49 (31,17) Indios 41 (23,59)	63 (41,85)
<u>Mujeres media (LMN, LMayN)</u>	58 (42,74)	46(28,64)	Blancos 42 (26,58) Indios 39 (23,55)	56 (40,78)
FSVI (mL/m²)				
<u>Hombresmedia (LMN, LMayN)</u>	29(17,41)	19 (9,29)	Blancos 19 (9,29) Indios 16 (6,26)	24 (14,34)
<u>Mujeres media (LMN, LMayN)</u>	23 (13,33)	17(9,25)	Blancos 16 (8,24) Indios 15 (7,23)	20 (12,28)
FE (%)				
<u>Hombresmedia (LMN, LMayN)</u>	57 (49,65)	61 (53,69)	Blancos 61 (49,63) Indios 62 (52,72)	62 (54,70)
<u>Mujeres media (LMN, LMayN)</u>	61 (49,73)	63 (55,71)	Blancos 62 (52,72) Indios 62 (52,72)	65 (57,73)

FDVI VFDVI indexado, FSVI VFSVI indexado. LMO limite menor normal, L May N limite mayor normal. ±Definidos como ± 2 DS

Tabla 4. Rangos normales y valores de corte de severidad para el volumen auricular izquierdo y la fracción de eyección ventricular izquierda por ecicardiografía 2D

	HOMBRES				MUJERES			
	<u>Rango normal</u>	<u>Levemente anormal</u>	<u>Mod anormal</u>	<u>Sev Anormal</u>	<u>Rango normal</u>	<u>Levemente anormal</u>	<u>Mod anormal</u>	<u>Sev anormal</u>
FEVI (%)	52-72	41-51	30-40	<30	54-74	41-53	30-40	<30
Volumen AI máximo/ASC (mL/m ²)	16-34	35-41	42-48	>48	16-34	35-41	42-48	>48

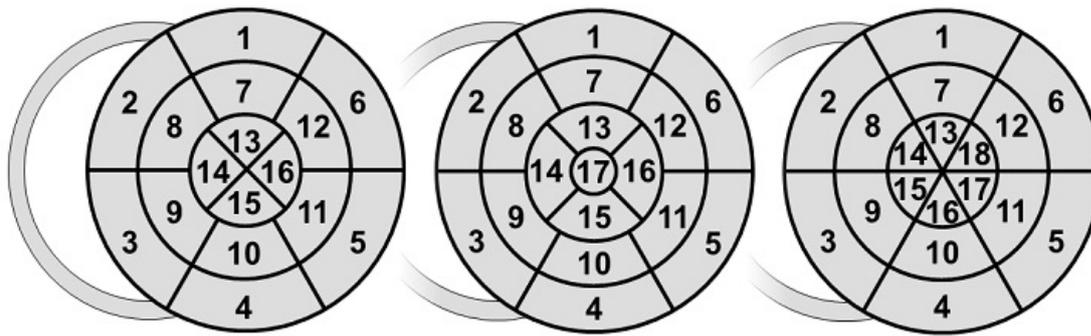
3.2. Evaluación visual

En ecocardiografía, la función miocárdica regional es evaluada basándose en la observación del engrosamiento parietal y del movimiento del endocardio de los segmentos miocárdicos. Como el movimiento del miocardio puede ser causado por tracción del segmento adyacente o desplazamiento general del VI, la deformación regional (engrosamiento, acortamiento) debe ser el foco del análisis. Sin embargo, se debe reconocer que la deformación también puede ser pasiva y, por tanto, no siempre puede reflejar con precisión la contracción miocárdica

Se recomienda que cada segmento debe ser analizado individualmente en múltiples vistas. Se

puede asignar a cada segmento una puntuación semicuantitativa de motilidad parietal con el fin de calcular el índice de motilidad VI como el promedio de la puntuación de todos los segmentos visualizados. Se recomienda el siguiente sistema de puntuación: (1) normal o hipercinético, (2) hipocinético (disminución del engrosamiento), (3) acinético (engrosamiento ausente o insignificante, por ejemplo, cicatriz), y (4) discinético (adelgazamiento sistólico o estiramiento, por ejemplo, aneurisma).

Un aneurisma es una entidad morfológica que demuestra dilatación focal y adelgazamiento (remodelación), ya sea con acinesia o deformación discinética sistólica³⁸. En contraste con la recomendación de guías anteriores^{1,2}, este Comité se abstiene de asignar una puntuación separada en el índice de motilidad para el aneurisma.



Todos los modelos

- | | |
|------------------------|-------------------------|
| 1. anterior basal | 7. anterior medio |
| 2. anteroseptal basal | 8. anteroseptal medio |
| 3. inferoseptal basal | 9. inferoseptal medio |
| 4. inferior basal | 10. inferior medio |
| 5. inferolateral basal | 11. inferolateral medio |
| 6. anterolateral basal | 12. anterolateral medio |

Modelo de 16 y 17 segmentos

- | |
|---------------------------------|
| 13. anterior apical |
| 14. septal apical |
| 15. inferior apical |
| 16. lateral apical |
| <u>Modelo solo 17 segmentos</u> |
| 17. apex |

Modelo solo 18 segmentos

- | |
|--------------------------|
| 13. anterior apical |
| 14. anteroseptal apical |
| 15. inferoseptal apical |
| 16. inferior apical |
| 17. inferolateral apical |
| 18. anterolateral apical |

Figura 3 Esquema de los diferentes modelos de segmentación del VI: modelo de 16 segmentos (izquierda),³⁶ modelo de 17 segmentos (centro),³⁵ y modelo de 18 segmentos (derecha). En todos los diagramas, el anillo exterior representa los segmentos basales, el anillo medio representa los segmentos a nivel de músculos papilares, y el anillo interno representa el nivel distal. La inserción anterior de la pared del ventrículo derecho con el ventrículo izquierdo define el borde entre los segmentos anterior y anteroseptal. Comenzando desde este punto, el miocardio se subdivide en 6 segmentos iguales de 60°. El miocardio apical en los modelos de 16 y 17 segmentos se divide en 4 segmentos iguales de 90°. En el modelo de 17 segmentos se agrega un segmento adicional (casquillo apical) en el centro del ojo de buey. (modificado de Voig y col.²⁴)

3.3. Motilidad parietal regional durante infarto e isquemia

Dependiendo de la reserva de flujo coronario regional, un ecocardiograma de estrés puede revelar estenosis coronaria significativa mediante la inducción de una anomalía en la motilidad parietal. La cicatriz miocárdica también puede resultar en disfunción regional de severidad variable. La ecocardiografía puede sobreestimar o subestimar la cantidad de miocardio isquémico o infartado, dependiendo de la función de las regiones adyacentes, las condiciones de carga regionales y el atontamiento³⁹. En ecocardiografía de estrés, el reconocimiento visual de la disfunción regional se puede mejorar con una comparación sincronizada lado a lado de las imágenes basales y en estrés, utilizando la tecnología digital⁴⁰.

3.4. Anormalidades regionales en ausencia de enfermedad arterial coronaria

En una variedad de condiciones pueden ocurrir anomalías regionales de la motilidad parietal en ausencia de enfermedad arterial coronaria, entre ellas: la miocarditis, la sarcoidosis y cardiomiopatía inducida por el estrés (Tako-tsubo). Se pueden encontrar patrones de movimiento anormal del tabique interventricular después de una operación, o en presencia de un bloqueo de rama izquierda o estimulación epicárdica del VD, así como en la disfunción del ventrículo derecho (VD) causada por la

presión del VD o sobrecarga de volumen. Por otra parte, algunos retrasos en la conducción pueden causar anomalías de la contractilidad regional en ausencia de disfunción miocárdica primaria. Esta disfunción regional es debido a la secuencia anormal de activación miocárdica, lo que ocasiona condiciones de carga heterogéneas y remodelación⁴¹. Idealmente, se debe describir la secuencia temporal de activación/movimiento. Los patrones característicos de movimiento, que resultan de secuencias de activación anormales, como rebote septal ("beaking", "flash") o el movimiento apical lateral durante la sístole ("apical rocking") deben ser reportados⁴²⁻⁴⁵.

3.5. Cuantificación de la motilidad parietal regional utilizando Doppler y speckle tracking

La cuantificación ecocardiográfica de la función miocárdica regional se basa actualmente en técnicas de TDI o Eco ST⁴⁶⁻⁴⁸. Ambas técnicas proporcionan datos de calidad comparables, aunque el TDI es conocido por ser dependiente de ángulo y con tendencia a subestimar el movimiento que no es paralelo al haz de ultrasonido. Los parámetros comúnmente utilizados incluyen velocidad, movimiento, deformación y velocidad de deformación. Como la velocidad y el movimiento se

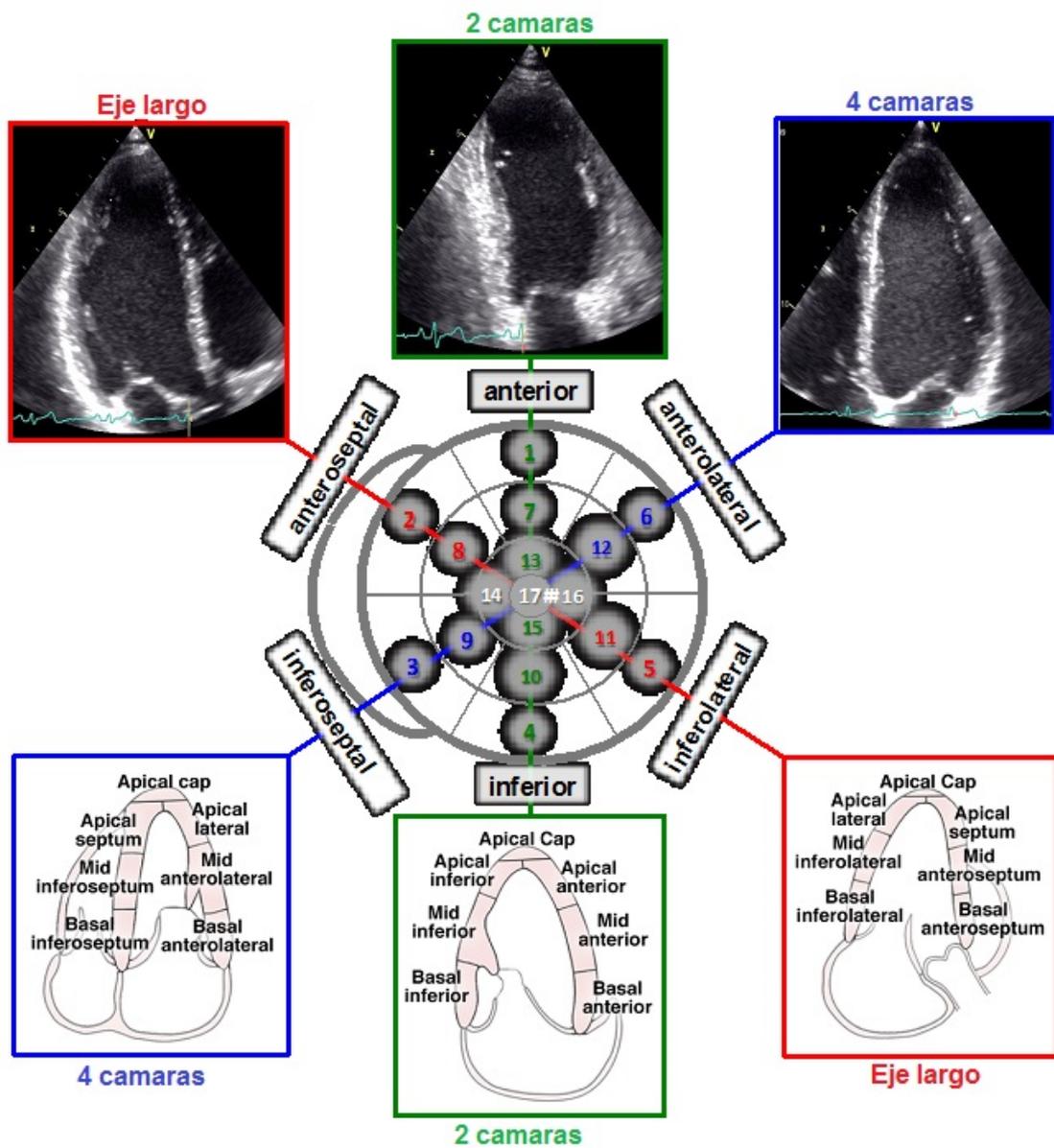


Figura 4 Orientación de las vistas apical 4 camaras (A4C), apical 2 camaras (A2C), y apical eje largo en relación con los segmentos del VI en la figura ojo de buey (centro). Los paneles superiores muestran la imagen ecocardiografica y los paneles inferiores ilustran esquemáticamente los segmentos de la pared del VI en cada vista.

miden con respecto al transductor, las mediciones pueden estar influenciadas por tironeamiento y movimiento general del corazón. Por consiguiente, es preferible el uso de parámetros tales como deformación o velocidad de deformación.

El parámetro de deformación más comúnmente utilizado es el strain longitudinal durante la sístole del VI. Similar al strain global, con la tecnología actual, las mediciones de deformación regional pueden variar en amplitud, dependiendo de la región del miocardio que se investiga, la metodología de medición, el proveedor y la definición del volumen de muestra. Por lo tanto,

no figuran rangos normales específicos en este documento. Estos valores se esperan del próximo documento de consenso del grupo de fuerza de tarea de la ASE, EACVI y la industria para la estandarización de la imagen funcional cuantitativa^{23, 25}. Independiente de la magnitud del strain, los cambios característicos en el patrón temporal de la deformación miocárdica también pueden evaluarse. El acortamiento longitudinal o engrosamiento radial del miocardio después del cierre de la válvula aórtica (acortamiento post-sistólico o engrosamiento, a veces referido como tardocinesia) de más de 20 por ciento

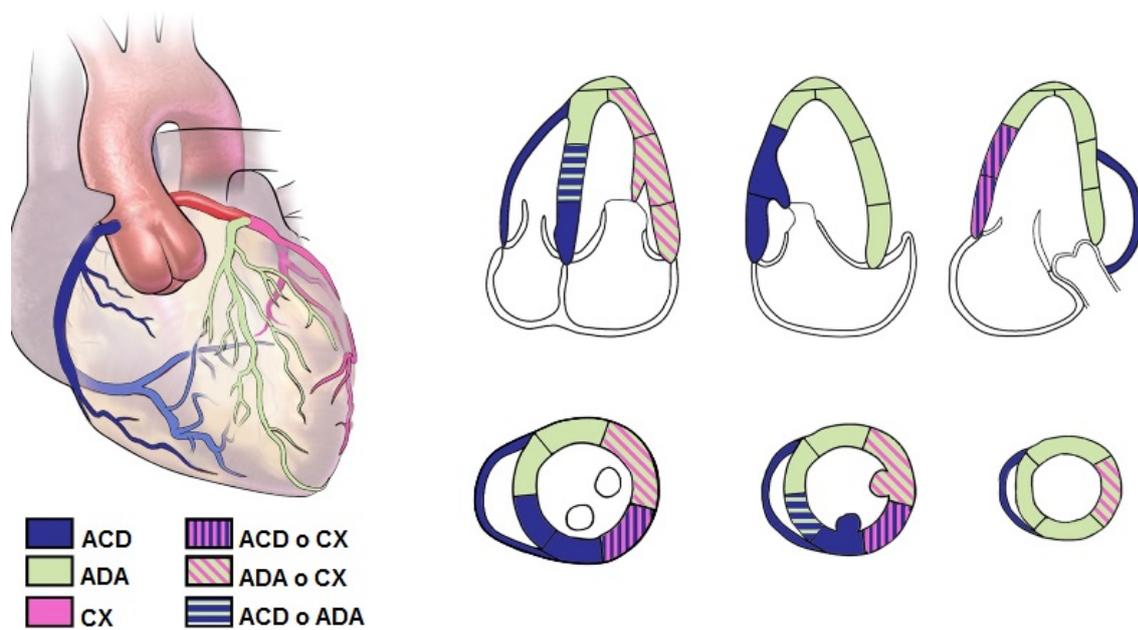


Figura 5 Distribuciones típicas de la arteria coronaria derecha (ACD), arteria descendente anterior izquierda (ADA) y arteria circunfleja (CX). La distribución arterial varía entre pacientes. Algunos segmentos tienen perfusión coronaria variable

de la deformación total durante el ciclo cardíaco es una señal consistente de falta de homogeneidad funcional regional (por ejemplo, isquemia, cicatriz, etc.)⁴⁴. El desarrollo de Acortamiento post-sistólico durante una prueba de esfuerzo ha sido propuesto como un indicador de isquemia regional⁴⁹. El valor de los parámetros de deformación regional y los patrones temporales de strain obtenidos por speckle tracking desde Eco 2D o Eco 3D es objeto de investigación en curso y aún no ha sido determinado^{50, 51}.

Recomendaciones: *Diferentes modelos de segmentación del VI se utilizan en la práctica clínica. Se recomienda el modelo de 17 segmentos para evaluar la perfusión miocárdica con ecocardiografía y otras técnicas de imagen. Se recomienda el modelo de 16 segmentos para estudios de rutina que evalúan movimiento de pared, ya que la excursión y engrosamiento del endocardio del extremo del ápex es imperceptible. Para evaluar la motilidad parietal, cada segmento debe ser evaluado en múltiples vistas y se debe aplicar una puntuación de 4 grados: (1) normal o hipercinético, (2) hipocinético, (disminución del engrosamiento), (3) acinesia (insignificante engrosamiento o ausente), y (4) discinético (Adelgazamiento sistólico o estiramiento). A pesar de los alentadores datos, la evaluación cuantitativa de la magnitud de la deformación VI regional no puede ser recomendada en este momento debido a la falta de valores de referencia, reproducibilidad subóptima y considerable variabilidad de medición entre proveedores.*

4. Masa ventricular izquierda

La masa ventricular izquierda es un importante factor de riesgo, y un fuerte predictor de eventos cardiovasculares⁵²⁻⁵⁵. Hay varios métodos que calculan efectivamente la masa VI desde modo M, Eco 2D y Eco 3D (Tabla 5). Todas las mediciones deben realizarse al final de la diástole (el cuadro antes del cierre de la válvula mitral o el cuadro en el ciclo cardíaco en el que se observe la mayor dimensión o volumen ventricular). Los que utilizan modo M (ya sea ciego o guiado por 2D) y mediciones lineales en Eco 2D del diámetro diastólico del VI y espesor de la pared, se basan en fórmulas geométricas para calcular el volumen del miocardio VI, mientras que por Eco 3D se puede medir directamente. Así, todos los métodos, convierten el volumen a masa multiplicando el volumen de miocardio por la densidad de miocardio (aproximadamente 1,05 g / mL).

Cuando todo el ventrículo se mide a partir de imágenes Eco 2D, se utilizan las técnicas de área-longitud o de elipsoide truncado¹. Cada método para la medición de masa del VI tiene ventajas, desventajas y valor en situaciones específicas (Tabla 5).

Para medir la masa del LV en un paciente individual a lo largo del tiempo, especialmente aquellos con enfermedad cardíaca, los métodos Eco 2D tienen ventajas en comparación con la técnica de dimensión lineal¹. Hay, sin embargo, algunos

estudios sobre el valor pronóstico de la masa del VI calculada por estos métodos en comparación con el método de dimensión lineal descrito a continuación. A diferencia de la dimensión lineal o método modo M, los métodos Eco 2D pueden adaptarse a la forma del ventrículo y a los cambios en el tamaño del VI que podrían ocurrir a lo largo del eje largo de la cámara. Esta es una consideración importante, ya que los cambios en la geometría VI son comunes en varias enfermedades cardíacas

Sin embargo, cuando hay necesidad de tamizar o estudiar grandes poblaciones, el método modo M tiene ventajas, ya que es simple, rápido y sujeto a una menor variabilidad de medición. Hay una gran cantidad de evidencia que apoya la exactitud de este método. La mayoría de estudios que relacionan la masa del VI con el pronóstico se basan en este método⁵⁶. Sin embargo, se deben mencionar varias advertencias. En primer lugar, es fundamental que el espesor de la pared y dimensiones del VI medido sean realmente perpendiculares al eje largo del VI. Por tanto, se prefieren el modo M guiado por 2D o mediciones desde imágenes Eco 2D, sobre el modo M ciego. En segundo lugar, la fórmula incluye una corrección para la sobreestimación del 20% que se encontró en los estudios de validación originales con la técnica en modo M.

Dado que las medidas directas en 2D del espesor de pared pueden dar valores menores que el modo M, la masa del VI calculada utilizando esta fórmula puede no ser directamente intercambiable (Tabla 5). Esto puede ser una consideración menos importante si el método se utiliza para identificar los valores de corte para pronóstico. También es importante señalar que la fórmula eleva las dimensiones lineales a la potencia de 3 y por lo tanto incluso pequeños errores en las dimensiones pueden tener efectos significativos en la masa VI calculada.

La mayoría de estudios que han comparado las mediciones en modo M guiadas por 2D de la masa del ventrículo izquierdo por área-longitud 2D o por el método del elipsoide truncado en ventrículos con forma normal han mostrado diferencias sutiles pero hay una clara ventaja de una técnica sobre la otra⁵⁷. Sin embargo, no se han realizado estudios comparativos en la época actual, donde se han logrado grandes avances en la calidad de imagen por Eco 2D. De hecho, los grandes estudios poblacionales que confirmen o restablezcan valores normales para la masa del VI con imagen armónica son limitados^{58, 59}

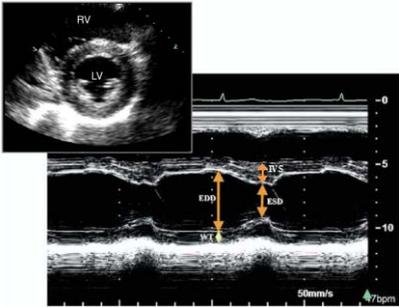
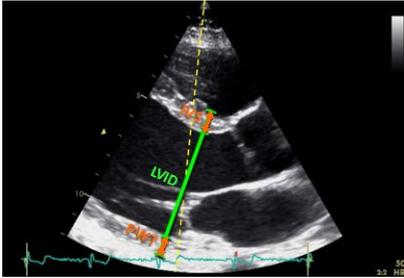
Dado que Eco 3D es el único método ecocardiográfico que mide directamente el volumen miocárdico, constituye un enfoque adecuado. Se han realizado numerosos estudios validados⁶⁰. Sin embargo, hasta la fecha, se han realizado pocos estudios para evaluar su utilidad práctica, factibilidad,

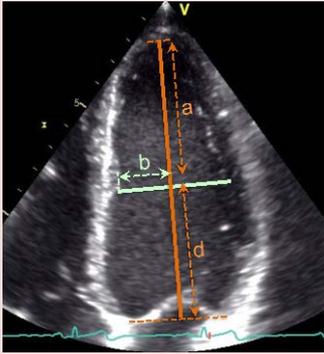
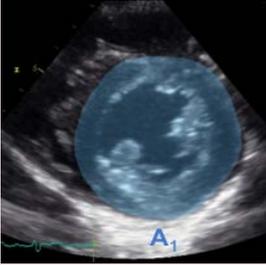
variabilidad o el valor pronóstico a gran escala en el ámbito clínico. En consecuencia, es consenso de este Comité que los datos de masa VI por Eco-3D disponibles en sujetos normales no son suficientes para recomendar valores de referencia normales. También hay que señalar que las mejoras continuas en la resolución espacial y temporal de las imágenes por Eco 3D también influirán en los valores normales y la variabilidad de medición.

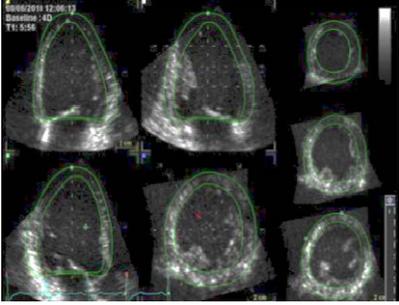
En los pacientes con hipertrofia septal superior, los métodos de dimensión lineal, que utilizan mediciones ventriculares basales, dan lugar a una sobreestimación de la verdadera masa, ya que la región más gruesa del tabique interventricular se incorpora en la medición. En contraste, el método de área-longitud, que utiliza mediciones de ventrículo medio, subestima la masa del VI, ya que la parte más gruesa del tabique interventricular no está incluida en la medición. En el contexto de hipertrofia septal superior discreta o asimétrica, si se utilizan estos métodos para evaluar la masa del VI de forma seriada en un paciente, es fundamental utilizar la misma metodología en el tiempo y medir las paredes en el mismo nivel del ventrículo. El método 3D tiene la ventaja de acomodar las diferencias regionales del espesor parietal y por lo tanto puede proporcionar mediciones más precisas de la masa del VI en este caso.

Los valores de masa del VI varían en función del sexo, la edad, el tamaño corporal, la obesidad y las regiones del mundo. Por lo tanto, valores de referencia uniformes son difíciles de definir. La masa VI es mayor en los hombres independientemente del tamaño corporal y aumenta con el tamaño corporal. Desde la publicación de las recomendaciones de 2005, varios estudios, en su mayoría utilizando mediciones lineales, han reportado valores normales de la masa del VI en poblaciones normales^{59, 62-66}. Los estudios más grandes reportaron valores cercanos a los recomendados en las directrices anteriores^{62, 65, 66}. Por lo tanto, los mismos valores de referencia y los puntos de corte de anomalía reportados en las directrices anteriores continúan siendo recomendados (Tabla 6). Sin embargo, al determinar los valores normales, debe tenerse en cuenta la caracterización de la población en estudio y las diferencias en la masa entre las diferentes poblaciones étnicas.^{10, 16, 67-69} La indexación de la masa del VI permite comparaciones en sujetos con diferentes tamaños corporales. Sin embargo, así se utilice la altura, peso o ASC para la indexación, ésta sigue siendo controvertida. Los estudios sugieren que la indexación por altura elevada a potencias alométricas, tales como 1,7, 2,13 o 2,7 tiene ventajas sobre el ASC, especialmente cuando se trata de predecir eventos en pacientes obesos^{65, 70}. Sin embargo los estudios poblacionales más grandes que reportan la masa del VI han indexado por ASC.

Tabla 5 Recomendaciones para la evaluación ecocardiográfica de la masa ventricular izquierda

Parámetros y Métodos	Imagen ecocardiográfica	Ventajas	Limitaciones
<p>Método lineal Fórmula del cubo</p> $\text{Masa VI} = 0.8 \times 1.04 \times \left[(\text{IVS} + \text{LVID} + \text{PWT})^3 - \text{LVID}^3 \right] + 0.6 \text{ g}$ <p>Donde IVS es septum interventricular; LVID es diámetro interno del ventrículo izquierdo, y PWT es el grosor de la pared inferolateral.</p> <p>Las mediciones lineales internas del VI deben ser adquiridas desde un enfoque cuidadoso paraesternal perpendicular al eje mayor del VI, y medido a nivel de la punta de las valvas de la válvula mitral. Las mediciones en modo M deben ser obtenidas desde eje corto paraesternal selectivo o desde una vista paraesternal eje largo. Todas las medidas se deben tomar en fin de diástole.</p>	<p style="text-align: center;">Trazado modo M</p>  <p style="text-align: center;">Dos dimensiones</p> 	<p>Rápido y ampliamente utilizado</p> <p>Abundantes datos publicados</p> <p>Valor pronóstico demostrado</p> <p>Bastante preciso en ventrículos con forma normal (hipertensión sistémica, estenosis aórtica)</p> <p>Simple para screening en grandes poblaciones</p> <p>Facilita la orientación perpendicular al eje largo del ventrículo izquierdo</p>	<p>Se basa en la suposición que el VI tiene forma de elipse alargado con una relación eje largo/corto 2:1 y distribución simétrica de la hipertrofia</p> <p>Orientación del haz frecuentemente fuera de eje</p> <p>Debido a que las mediciones lineales se elevan al cubo, incluso pequeños errores en la dimensión o grosor influyen en la precisión</p> <p>Sobreestimación de la masa del VI</p> <p>Impreciso en presencia de hipertrofia asimétrica, ventrículos dilatados y en otras enfermedades con variaciones del grosor parietal</p> <p>Basado en la misma asunción geométrica como en el modo M</p> <p>Iguals limitaciones que el modo M en pacientes con geometría anormal del VI</p> <p>El impacto de la imagen armónica sobre el cálculo de la masa y los valores normales aun deben ser definidos</p> <p>Los valores normales están menos establecidos que para las mediciones en modo M</p>

<p>Formulas basadas en 2D</p> <p>Elipsoide truncado:</p> <p>Masa de ventrículo izquierdo = $1.05\pi \left[(a+t)^2 \left[\frac{2}{3}(a+t) + d - \frac{d^3}{3(a+t)^2} \right] - \frac{d^3}{3} \left[\frac{2}{3}a + d - \frac{d}{3a} \right] \right]$</p> <p>Área-longitud :</p> <p>Masa VI = $1.05 \left[\left[\frac{2}{3}A_1(a+d+t) \right] - \left[\frac{2}{3}A_2(a+d) \right] \right]$</p> <p>La media del grosor parietal se obtiene desde áreas de sección transversa epicárdica (A1) y endocárdica (A2) en vista eje corto a nivel de los músculos papilares (panel superior, línea verde) considerando a los músculos papilares parte de la cavidad de VI. El radio del eje corto se calcula como: $\frac{\sqrt{\frac{A_1}{\pi}}}{2}$</p> <p>Entonces, la media del grosor parietal t se calcula como:</p> $t = \left(\sqrt{\frac{A_1}{\pi}} \right) - b$ <p>y el área de sección transversa del miocardio (A_m) en vista eje corto es: $A_m = A_1 - A_2$</p> <p>La masa del VI se calcula a partir de estas mediciones mas la longitud del VI medido desde el nivel del plano del eje corto a la base (d) y al apex (a).</p> <p>Clave: a - distancia desde el eje menor al endocardio del apex de VI; b = radio menor del VI; d - distancia desde el eje menor al plano valvular mitral; t - media grosor parietal.</p> <p>Masa VI = (volumen epicardico VI - volumen endocardico VI) x 1.05 = volumen miocardico VI x 1.05</p>	   	<p>Corrección parcial para distorsión de forma</p> <p>Menos dependiente de suposiciones geométricas que las mediciones lineales</p>	<p>Se requiere de una buena calidad de imagen y una adecuada orientación en la vista paraesternal eje corto (no planos oblicuos)</p> <p>Se requiere buena definición epicardica</p> <p>Metodológicamente engorroso</p> <p>Elevada variabilidad en las mediciones</p> <p>Pocos datos publicados</p> <p>Limitada información pronóstica</p>
---	--	---	---

<p><u>Fórmula basada en 3D</u></p>	<p>Conjunto de datos tridimensionales</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Medición directa sin suposiciones geométricas respecto de la forma de cavidad y distribución de la hipertrofia • Más precisión que las mediciones lineales o bidimensionales • Mayor reproducibilidad inter mediciones y prueba/re prueba • Mejor discriminación de pequeños cambios en un mismo paciente 	<ul style="list-style-type: none"> • Los valores normales están menos establecidos • Dependiente de la calidad de imagen • Requiere la colaboración del paciente
---	--	--	---

Por último, el cálculo del grosor parietal relativo (GPR) por la fórmula, $(2 \times \text{grosor de la pared posterior}) / (\text{diámetro interno VI al final de la diástole})$, permite la categorización del aumento de la masa del VI, ya sea como hipertrofia concéntrica ($\text{GPR} > 0,42$) o excéntrica ($\text{GPR} \leq 0,42$) y permite la identificación del remodelado concéntrico (masa del VI normal con un mayor GPR) (Figura 6).

Recomendaciones: *En el ventrículo izquierdo con forma normal, para calcular la masa del VI se pueden utilizar tanto las fórmulas por modo M como por Eco 2D. Los valores normales para estas técnicas no han cambiado desde las directrices anteriores y deben ser reportados indexados por ASC. Los límites superiores de referencia de la masa del VI normal en mediciones lineales son: 95g/m² en mujeres y 115 g/m² en hombres. Los límites superiores de referencia de la masa del VI normal por mediciones 2D son 88 g/m² en mujeres y 102 g/m² en hombres. Dado que la Eco 3D es la única técnica ecocardiográfica que mide el volumen de miocardio directamente, sin supuestos geométricos con respecto a la forma VI y distribución del engrosamiento parietal, esta técnica es prometedora y puede ser utilizada en ventrículos de forma anormal o en pacientes con hipertrofia asimétrica o localizada. Actualmente están disponibles en la literatura datos limitados sobre los límites normales superiores de masa VI por Eco 3D, pero no son suficientes para fundamentar recomendaciones para valores de referencia.*

II. VENTRICULO DERECHO

El ventrículo derecho tiene una peculiar forma de media luna, lo que añade complejidad a la cuantificación de su tamaño y función. Esta cámara juega un papel importante en la morbilidad y

mortalidad de pacientes que presentan signos y síntomas de enfermedad cardiopulmonar. Hasta hace poco tiempo, existía poca uniformidad en las imágenes ecocardiográficas del corazón derecho, debido a la falta de familiaridad con diversas técnicas, y la enorme atención dirigida hacia la cuantificación del corazón izquierdo. La ASE ha publicado recientemente un documento guía, aprobado por la EACVI y la Sociedad Canadiense de Ecocardiografía, que estandariza el enfoque para la evaluación de las dimensiones y la función del corazón derecho durante el estudio ecocardiográfico en adultos ⁷¹. En comparación con ese documento, esta sección proporciona valores de referencia actualizados para las dimensiones del VD y la mayoría de los parámetros de la función sistólica y diastólica, que deben sustituir a la guía publicada previamente.

5. Recomendaciones generales para la cuantificación del VD

En todos los estudios clínicos, se debe realizar un examen completo del ventrículo derecho, teniendo en cuenta la indicación de estudio e información clínica disponible. El operador debe examinar el VD utilizando múltiples ventanas acústicas, y el informe debe presentar una evaluación basada en ambos parámetros cualitativos y cuantitativos. Los parámetros que se pueden medir incluyen el tamaño del VD y la aurícula derecha (AD), una medida de la función sistólica del VD, valorada por al menos uno o la combinación de los siguientes: fracción de cambio de área (CAF), doppler tisular derivado de la onda de velocidad sistólica del anillo tricuspídeo lateral (S'), excursión sistólica del plano del anillo tricuspídeo (TAPSE), y el índice de performance miocárdico del

	MUJER	HOMBRE
Método Lineal		
Masa VI (g)	67-162	88-224
Masa VI/ASC (g/m ²)	43-95	49-115
Grosor parietal	0,22-0,42	0,24-0,42
Grosor septal (cm)	0,6-0,9	0,6-1,0
Grosor pared posterior	0,6-0,9	0,6-1,0
Método 2D		
Masa VI (g)	66-150	96-200
Masa VI/ASC (g/m ²)	44-88	50-102

Tabla 6. Valores normales para índice de masa ventricular izquierda.

VD (IPMVD). Cuando esté presente una dotación completa de velocidad doppler de RT, se debe informar la presión sistólica del ventrículo derecho (PSVD), típicamente calculada utilizando el jet de regurgitación tricuspídea (RT) y la estimación de la presión AD basado en el tamaño y colapsabilidad de la vena cava inferior (VCI), ⁷¹. Cuando sea posible, los parámetros adicionales tales como el volumen del VD y FE mediante Eco 3D deben complementar las mediciones por Eco 2D básicas mencionadas anteriormente.

Los métodos recomendados, así como las ventajas y limitaciones de cada parámetro se resumen en las Tablas 7 y 9, mientras que los nuevos valores de referencia se muestran en las Tablas 8 y 10. Estos valores de referencia se basan en los datos promedios y desvíos estándar publicados, obtenidos de individuos adultos normales sin antecedentes de enfermedad cardíaca o pulmonar (Tabla App_7). En este documento se utiliza la misma metodología que en las guías anteriores del VD, por lo cual se realizó un meta-análisis para cada parámetro.

No todos los valores recomendados son idénticos a los publicados en las guías anteriores ⁷¹. Basado en la inclusión de nuevos datos publicados en artículos recientes, se hicieron cambios menores en los valores de corte para la dimensión del VD, S', TAPSE e IPMVD. Nuevas publicaciones desde la última guía han resultado en cambios en los valores de referencia en la FE VD y volúmenes derivados de la Eco 3D (Tablas 8 y 10). Es importante que el lector reconozca que la mayoría de los valores propuestos no están indexados al género, el ASC o la altura, a pesar que los datos sugieren ventajas de la indexación ⁷²⁻⁷⁵.

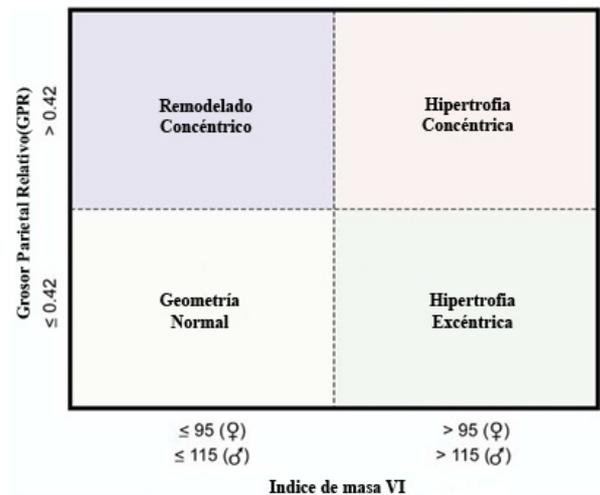


Figura 6 Comparación del grosor parietal relativo (GPR). Los pacientes con masa VI normal pueden tener remodelado concéntrico (masa normal del VI con aumento del GPR ≥ 0.42) o geometría normal (GPR ≤ 0.42 con masa VI normal). Los pacientes con aumento de la masa VI pueden tener hipertrofia concéntrica (GPR ≥ 0.42) o excéntrica (GPR ≤ 0.42). Estas mediciones de la masa del VI se basan en mediciones lineales

Como resultado, es posible que los pacientes en cualquiera de los extremos de altura o ASC puedan ser clasificados erróneamente con valores fuera de los rangos de referencia, y se recomienda que el médico que interpreta tenga en cuenta estos parámetros al generar el informe. Este potencial de errores de clasificación también se aplica a otros grupos, como los pacientes con enfermedades cardíacas congénitas y atletas de resistencia, donde los valores específicos de referencia son inexistentes ⁷⁶.

6. Vistas y ventanas esenciales

Las vistas apical de 4 cámaras, apical de 4 cámaras focalizado en VD y apical de 4 cámaras modificado (Figura 7A), ejes largo y corto paraesternal izquierdo, paraesternal izquierdo de entrada de VD, y subcostal, proporcionan las imágenes necesarias para una evaluación exhaustiva del tamaño VD, función sistólica y diastólica y presión sistólica del VD ⁷¹. En la mayoría de los casos, en la vista focalizada en VD, la visualización de toda la pared libre del VD es mejor que en una de 4 cámaras estándar, que se centra en el ventrículo izquierdo. Por ello se recomienda que para medir el ventrículo derecho, se utilice una vista focalizada en el ventrículo derecho. La Figura 7A y la Tabla 7 muestran las diferentes vistas del VD y las recomendaciones para las mediciones.

7. Mediciones del Ventrículo Derecho

7.1 Mediciones lineales

La cuantificación de las dimensiones del VD es importante y reduce la variabilidad inter-observador cuando se compara con sólo la evaluación visual ⁷⁷. Las mediciones por Eco 2D son un reto debido a la compleja geometría del VD y la falta de puntos de referencia anatómicos específicos del lado derecho para ser utilizados como puntos de referencia. La vista apical de 4 cámaras convencional (por ejemplo, focalizada en el ventrículo izquierdo) presenta una considerable variabilidad en la forma en que el corazón derecho es seccionado y, en consecuencia, las dimensiones lineales y áreas del VD pueden variar ampliamente en el mismo paciente con rotaciones relativamente menores en la posición del transductor (Figura 7B). Las dimensiones del VD son mejor estimadas a partir de un plano apical de 4 cámaras focalizado en VD obtenido con una orientación del transductor sea lateral o medial (Figura 7A y la Tabla 7). Se debe tener cautela para obtener la imagen con el ápice VI en el centro del sector, mientras que se muestra simultáneamente el diámetro basal más grande del VD y así se evita el acortamiento. Sin embargo, la exactitud de las mediciones del VD puede estar limitada cuando la pared libre del VD no está bien definida debido a la dimensión del ventrículo en sí o a su posición detrás del esternón. Datos recientes han sugerido que la indexación del "tamaño" VD por ASC puede ser importante en algunas circunstancias, sin embargo, las medidas utilizadas en estos estudios carecían de puntos de referencia de la vista focalizada en VD y con frecuencia utilizaron áreas del VD, en lugar de dimensiones lineales ^{73, 74}. Los valores de referencia para las dimensiones del VD se enumeran en la Tabla 8. En general, un diámetro > 41 mm en la base y > 35 mm en el nivel medio en la vista focalizada en VD indica dilatación del VD.

7.2 Mediciones volumétricas

La Eco 3D permite mediciones de los volúmenes del VD (Figura 8), superando así las limitaciones de las vistas convencionales por Eco 2D del VD con respecto a la orientación y puntos de referencia. Aunque técnicamente difícil, sobre todo en pacientes con calidad imperfecta de imagen o ventrículos derechos severamente agrandados, se puede obtener una estimación razonablemente precisa del VFD y VFS del VD, y el cálculo de la FE VD.

Las recomendaciones prácticas relacionadas con imágenes del VD en 3D y su análisis han sido publicadas recientemente por EAE / ASE ⁶¹. Durante el análisis del volumen del VD, es muy importante definir manualmente los cuadros de fin de diástole y fin de sístole utilizando volúmenes máximos y mínimos del VD, respectivamente, en lugar de

cambios en la cámara VI (tabla 7). Trabéculas de miocardio y la banda moderadora deben ser incluidas en la cavidad, y los contornos de VD en imágenes dinámicas deben seguir de cerca el desplazamiento del endocardio y excursión del anillo tricuspideo en todo el ciclo cardíaco.

A pesar de que se creía que la Eco 3D tiende a subestimar los volúmenes del VD en comparación con RMC ⁷⁸, la Eco 3D ha identificado relación entre los volúmenes y la FE del VD con la edad y el género, las cuales son muy similares a las descritas por RMC ⁷². En general, las mujeres tienen volúmenes VD por Eco 3D más pequeños, a pesar de la indexación por ASC, y mayor FE ⁷⁵. Además, la edad avanzada se asocia con volúmenes más pequeños (se espera una disminución de 5 mL/década para VFD y 3 mL/década para el VFS) y mayor FE (un incremento previsto de 1% por década) ⁷⁵. Los valores de referencia de los volúmenes del VD derivados de Eco 3D (indexado por ASC) y FE, obtenidos a partir de los meta-análisis de todos los estudios se resumen en las Tablas 8 y 10. Los detalles del estudio anteriormente descrito con respecto a la edad, el género, y el ASC se enumeran en la Tabla App_8 ⁷⁵. Aunque los volúmenes del VD por RMC parecen estar influenciados significativamente por la raza ⁷², no hay datos en Eco 3D aún disponibles.

Recomendaciones: *el tamaño del VD se debe evaluar de forma rutinaria por Eco 2D utilizando múltiples ventanas acústicas, y el informe debe incluir los parámetros cualitativos y cuantitativos. En laboratorios con experiencia en Eco 3D, cuando el conocimiento de los volúmenes del VD puede ser clínicamente importante, se recomienda la medición 3D de volúmenes del VD. Aunque los valores normales por Eco 3D de los volúmenes VD deben establecerse en grupos más grandes de sujetos, los datos actuales publicados sugieren como límites superiores de los correspondientes rangos normales un VFD del VD de 87 mL/m² en los hombres y 74 mL/m² para las mujeres, y el VFS del VD de 44 mL/m² para los hombres y 36 mL/m² para las mujeres.*

8. Función sistólica ventricular derecha

La función sistólica del VD ha sido evaluada utilizando varios parámetros (Tabla 9), incluyendo IPMVD, TAPSE, CAF por Eco 2D, FE por Eco 3D, S' y la deformación longitudinal y velocidad de deformación por TDI y Eco ST ²⁵. Múltiples estudios han demostrado la utilidad clínica y valor de IPMVD, TAPSE, CAF por Eco 2D y S' del anillo tricúspide, así como la deformación longitudinal por Speckle Tracking. La FE VD por Eco 3D parece ser más fiable y tener una mejor reproducibilidad cuando se realiza correctamente, y actualmente están disponibles una creciente cantidad de datos para proporcionar valores normales de referencia (Tablas 10 y App_8).

8.1. Índice de performance miocárdico ventricular derecho

El IPMVD es un índice de rendimiento global del VD. El tiempo de contracción isovolumétrico, el tiempo de relajación isovolumétrico (TRIV) y los intervalos de tiempo eectivo se deben medir en el mismo latido cardíaco utilizando Doppler espectral PW o la velocidad TDI del anillo tricúspide lateral (Tabla 9). Cuando se utiliza Doppler espectral PW para calcular el IPMVD, es importante asegurarse de que los latidos no consecutivos tengan intervalos RR similares. Esta limitación no se aplica a las mediciones del IPMVD basados en TDI. El IPMVD puede ser falsamente bajo en condiciones asociadas con presiones auriculares derechas elevadas, lo que acortará el TRIV. Un IPMVD > 0.43 por Doppler PW y > 0.54 por TDI indican disfunción del VD.

8.2 Excursión sistólica del plano del anillo tricuspídeo

El TAPSE es fácil de obtener y representa una medida de la función longitudinal del VD. Se mide por modo M con el cursor óptimamente alineado a lo largo de la dirección del anillo tricúspide lateral en la vista apical de 4 cámaras (Tabla 9). Aunque este índice refleja predominantemente la función longitudinal del VD, ha mostrado una buena correlación con parámetros de estimación de función sistólica global del VD, tales como FE VD derivada de radionúclido, el CAF de VD por Eco 2D y la FE por Eco 2D. Como medida unidimensional relativa a la posición del transductor, la medición de TAPSE puede sobre o infraestimar la función del VD debido a la traslación cardíaca ⁷⁹. Si bien puede haber pequeñas variaciones en los valores de TAPSE en función del género y el ASC, generalmente un TAPSE < 17 mm es altamente sugestivo de disfunción sistólica del VD.

8.3 Fracción de cambio de área del ventrículo derecho

La CAF (%) proporciona una estimación de la función sistólica global del VD. Es importante asegurarse de que todo el VD esté contenido en el sector de la imagen incluyendo el ápice y la pared libre tanto durante la sístole y la diástole. Al trazar el área del VD, se debe tener cuidado de incluir las trabéculas en la cavidad del VD (Tabla 9). Una CAF VD $< 35\%$ indica disfunción sistólica del VD.

8.4 Doppler tisular derivado de la velocidad sistólica del anillo lateral tricuspídeo

La velocidad de la onda S' por TDI es fácil de medir, fiable y reproducible, y se ha demostrado que se correlaciona bien con otras medidas de la función sistólica global del VD. Los valores de corte específicos relacionados con la edad se han reportado

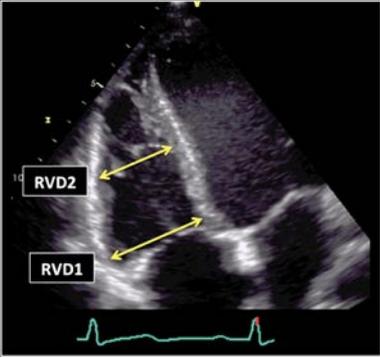
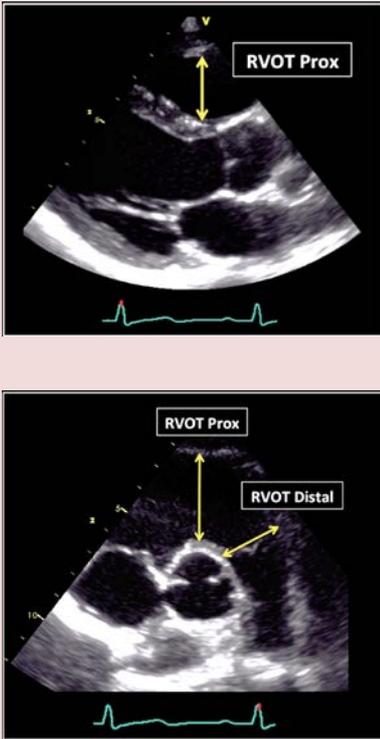
en una amplia muestra de sujetos sanos ⁸⁰. Es importante mantener el segmento basal y el anillo alineados con el cursor Doppler para evitar la subestimación de la velocidad (Tabla 9). Similar al TAPSE, la S' se mide en relación con el transductor y, por tanto, puede estar influenciada por el movimiento de todo corazón. Una velocidad de S' $< 9,5$ cm/s medida en la pared libre indica disfunción sistólica del VD.

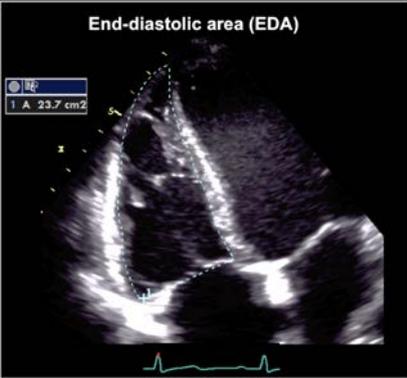
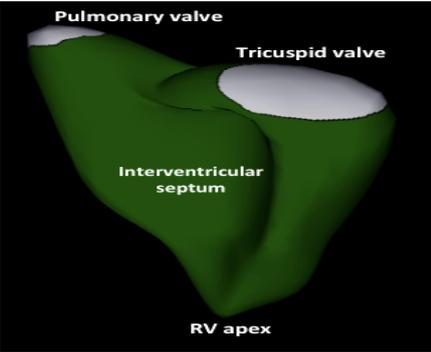
8.5 Deformación y velocidad de deformación ventricular derecha

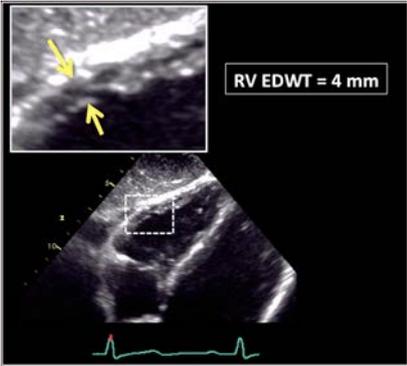
La deformación y la velocidad de deformación son parámetros útiles para la estimación de la función sistólica global y regional del VD. La deformación longitudinal se calcula como el porcentaje de acortamiento sistólico de la pared libre del VD medida de base-a-ápice, mientras la velocidad de deformación longitudinal es la velocidad de ese acortamiento. La deformación longitudinal del VD está menos influenciada por el movimiento general del corazón ^{79, 81}, pero depende de las condiciones de carga del VD, así como el tamaño y la forma del VD. La deformación longitudinal del VD debe medirse en la vista de 4 cámaras focalizada en VD. En comparación con la deformación derivada de Eco ST, la dependencia del ángulo de la deformación por TDI es una desventaja. La deformación por Speckle Tracking del VD está influenciada por la calidad de imagen, reverberaciones- y otros artefactos, así como la atenuación. La colocación de puntos de referencia basales demasiado bajos (es decir, en el lado del auricular del anillo tricuspídeo) podría dar lugar a valores de deformación basales artificialmente bajos. El ancho de la región de interés debe limitarse al miocardio, excluyendo el pericardio, que puede ser difícil dado lo generalmente delgada de la pared libre del VD (Tabla 9).

En el contexto del ventrículo derecho, GLS es un término tomado de mediciones del VI, y el software utilizado en la actualidad para medir GLS del VD por la mayoría de fabricantes ha sido diseñado para las mediciones del VI y posteriormente adaptado al ventrículo derecho. El término GLS VD generalmente se refiere tanto al promedio de la pared libre del VD y los segmentos septales, o sólo para los segmentos de pared libre del VD (Figura 9). La deformación longitudinal global pico del VD excluyendo el tabique interventricular ha sido recientemente reportada por tener valor pronóstico en diversos estados de enfermedad, tales como la insuficiencia cardíaca ^{82, 83}, infarto agudo de miocardio ⁸⁴, hipertensión pulmonar ^{85, 86 y 87}, la amiloidosis, y para predecir fracaso VD después de la implantación de dispositivos de asistencia VI ⁸⁸.

Tabla 7 Recomendaciones para la evaluación del tamaño del ventrículo derecho

Imagen ecocardiográfica	Métodos Recomendados	Ventajas	Limitaciones
<p>Medidas lineales VD (entrada)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Dimensión lineal basal de VD (RVD1) = máxima distancia transversal en el primer tercio del tracto entrada de VD en fin de diástole y en una vista centralizada de VD • Dimensión lineal medio ventricular (RVD2) = diámetro transversal del VD en el tercio medio de tracto entrada de VD, aproximadamente a la mitad entre el diámetro basal y el apex, a nivel de los músculos papilares y en fin de diástole 	<ul style="list-style-type: none"> • Fácilmente obtenible • Simple • Rápido • Abundantes datos publicados 	<ul style="list-style-type: none"> • El tamaño del VD puede ser sub-estimado debido a la forma de media luna del VD • Las dimensiones lineales del VD dependen de la rotación de la sonda y diferentes vistas del VD; con el fin de permitir una comparación entre estudios, el informe ecocardiográfico debe indicar la vista desde la cuales las mediciones fueron tomadas
<p>Medidas lineales VD (salida)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Diámetro proximal de salida del VD (RVOT Prox) = dimensión lineal medida desde pared anterior de VD a la unión entre aorta y septum interven-tricular (en vista paraesternal eje largo) o a la válvula aortica (en vista paraesternal eje corto) en fin de diástole • Diámetro distal de salida del VD (RVOT Distal) = dimensión lineal transversal medida inmediatamente proximal a la válvula pulmonar en fin de diástole 	<ul style="list-style-type: none"> • Fácilmente obtenible • Simple • Rápido 	<ul style="list-style-type: none"> • TSVD proximal es dependiente de la posición del plano de la imagen y menos reproducible que el TSVD distal • Riesgo de infraestimación o sobreestimación si la vista del VD esta orientada oblicuamente respecto al tracto de salida del VD • Las dimensiones del tracto de salida del VD pueden ser inexactas en caso de deformidad torácica o espinal • La definición endocárdica de la pared anterior del VD es a menudo subóptima • Limitadas normativas disponibles • Medición regional; puede no reflejar el tamaño global del VD (in-fra o sobreestimación)

<p>Áreas VD (entrada)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Trazado manual del borde endocárdico de VD desde el anillo tricúspide lateral a lo largo de la pared libre hasta el apex y regresando al anillo tricúspide medial por el septum interventricular en fin de sístole y fin de diástole • Trabeculaciones, músculos papilares y banda moderadora están incluidas en el área de la cavidad 	<ul style="list-style-type: none"> • Relativamente fácil de medir 	<ul style="list-style-type: none"> • Todo un desafío en caso de calidad de imagen subóptima de la pared libre del VD • Desafío en presencia de trabeculaciones • Tamaño de VD infraestimado si la cavidad está acortada • Debido al movimiento rotatorio del ventrículo izquierdo y la forma en medialuna del VD, la imagen del VD en fin de diástole puede no estar en el mismo plano tomográfico que el de fin de sístole • Es posible que no refleje con exactitud el tamaño global del VD (sobre o infraestimación)
<p>Volúmenes VD 3D</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Adquisición multi-lados 3D, con la mínima profundidad y sector de ángulo (para una resolución temporal > 20-25 fps) que abarca toda la cavidad VD • El tiempo de identificación automática de fin de diástole y fin de sístole debe ser verificado • Las trabéculas miocárdicas y la banda moderadora deben incluirse en la cavidad 	<ul style="list-style-type: none"> • Única medida del tamaño global del VD que incluye entrada, salida y región apical • Independiente de suposiciones geométricas • Validado contra resonancia magnética 	<ul style="list-style-type: none"> • Dependiente de calidad de imagen, ritmo cardiaco regular y cooperación del paciente • Necesita entrenamiento y equipos específico 3D • Valores de referencia establecidos en pocas publicaciones

<p>Grosor parietal VD</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • La medición lineal del grosor de la pared libre del VD (tanto por modo M o en ecocardiografía bidimensional) debe realizarse en fin de diástole, por debajo del anillo tricúspide a una distancia aproximada al largo de la valva anterior tricúspide, cuando se encuentra totalmente abierta y paralela a la pared libre del VD. • Trabéculas, músculos papilares y grasa epicárdica deben excluirse • Una imagen ampliada con foco en la pared media del VD y maniobras respiratorias pueden mejorar la definición del borde endocárdico 	<p>Fácil de realizar</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Medición en un solo sitio • La imagen armónica y el muestreo oblicuo en modo M pueden sobrestimar el grosor de la pared de VD • Desafío en caso de engrosamiento del pericardio visceral • No existe criterio para definir una pared de VD anormalmente delgada
--	--	--------------------------	--

El mayor cuerpo de evidencia proviene de los estudios de un único centro citados anteriormente, que involucra predominantemente equipos de imágenes y software de dos fabricantes, donde los datos reunidos se derivan de un número limitado de sujetos. Los valores de referencia actuales para deformación global de la pared libre del VD por Eco ST se presentan en la [Tabla 10](#). Los datos reunidos (aunque en gran medida sopesado por un solo

fabricante) sugieren que una deformación longitudinal global de la pared libre del VD $>-20\%$ (es decir, $<20\%$ en valor absoluto) es probablemente anormal.

Recomendaciones: *La deformación derivada de Eco ST de la pared libre del VD, parece ser factible y reproducible para uso clínico. Debido a la necesidad de datos normativos adicionales de grandes estudios con equipos de múltiples proveedores, no se recomiendan actualmente rangos de referencia definidos para deformación global o regional VD o velocidad de deformación.*

8.6 Fracción de eyección 3D del ventrículo derecho

La FE VD derivada de la Eco 3D es una medida de la función sistólica global del VD. Aunque la FE VD no refleja directamente la función contráctil del VD *per se*, proporciona una visión integrada de la interacción entre la contractilidad del VD y la carga.

La FE VD puede ser de particular valor clínico en pacientes post cirugía cardíaca (en ausencia de marcado cambio septal), cuando los índices convencionales de función longitudinal del VD (es decir TAPSE, onda S') están generalmente reducidos y no representan el desempeño global del VD ^{81, 89, 90}. La Eco 3D ha sido ampliamente validada contra la RMC ^{78, 91} y el enfoque volumétrico de detección semiautomático de bordes es el método recomendado para la evaluación de la FE VD.

Las limitaciones de la evaluación de la FE del VD por 3D son la dependencia de carga, los cambios interventriculares que afectan el movimiento septal, las ventanas acústicas pobres y los ritmos irregulares. Como se ha descrito anteriormente en la sección de volumen del VD, la FE VD es ligeramente superior en las mujeres que en los hombres debido a volúmenes más pequeños, y se recomienda referirse a valores específicos para género ([Tabla App_8](#)).

Recomendación: *En los laboratorios con experiencia y plataformas 3D apropiadas, la FE VD derivada de Eco 3D debe ser considerada como un método de cuantificación de la función sistólica VD, con las limitaciones mencionadas anteriormente. A grandes rasgos, una FE VD $< 45\%$ por lo general refleja una función sistólica anormal del VD, aunque los laboratorios pueden optar por referirse a valores en función de la edad y el género.*

Tabla 8 Valores normales de tamaño de cavidad VD

Parámetros	Media ± DS	Rango normal
Diámetro basal VD (mm)	33 ± 4	25 - 41
Diámetro medio VD (mm)	27 ± 4	19 - 35
Diámetro longitudinal VD (mm)	71 ± 6	59 - 83
Diámetro TSVD VPEL (mm)	25 ± 2.5	20 - 30
Diámetro proximal TSVD (mm)	28 ± 3.5	21 - 35
Diámetro distal TSVD (mm)	22 ± 2.5	17 - 27
Grosor parietal VD (mm)	3 ± 1	1 - 5
AFD VD (cm ²)		
Hombres	17 ± 3.5	10 - 24
Mujeres	14 ± 3	8 - 20
AFD VD indexada por ASC (cm ² /m ²)		
Hombres	8.8 ± 1.9	5 - 12.6
Mujeres	8.0 ± 1.75	4.5 - 11.5
AFS VD (cm ²)		
Hombres	9 ± 3	3 - 15
Mujeres	7 ± 2	3 - 11
AFS VD indexada por ASC (cm ² /m ²)		
Hombres	4.7 ± 1.35	2.0 - 7.4
Mujeres	4.0 ± 1.2	1.6 - 6.4
VFD VD indexado por ASC (ml/m ²)		
Hombres	61 ± 13	35 - 87
Mujeres	53 ± 10.5	32 - 74
VFS VD indexado por ASC (ml/m ²)		
Hombres	27 ± 8.5	10 - 44
Mujeres	22 ± 7	8 - 36

AFD, área fin diástole; AFS, área fin sístole; VPEL, vista paraesternal eje largo; TSVD, tracto de salida del ventrículo derecho.

III. AURICULAS IZQUIERDA Y DERECHA

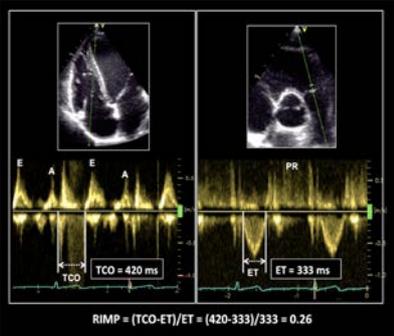
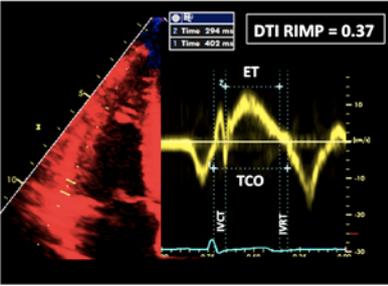
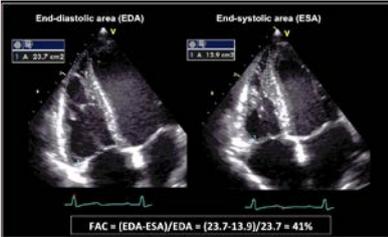
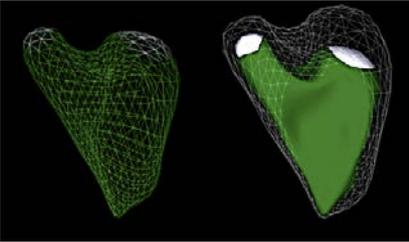
La AI cumple 3 funciones fisiológicas principales que influyen en el llenado y rendimiento VI. La aurícula izquierda actúa como (1) una bomba contráctil que proporciona 15% a 30% de todo el llenado del VI, (2) depósito que recibe el retorno venoso pulmonar durante la sístole ventricular, y (3) conducto para el paso de la sangre almacenada desde la aurícula al ventrículo izquierdo durante la diástole ventricular precoz^{92, 93}. Una AI de gran tamaño se asocia con eventos adversos cardiovasculares⁹⁴⁻⁹⁹. En ausencia de enfermedad valvular mitral, un aumento del tamaño AI refleja más comúnmente incremento de la tensión de la pared como resultado del aumento de la presión AI¹⁰⁰⁻¹⁰³, así también como deterioro en la función AI secundaria a una miopatía auricular^{104, 105}. Existe una clara relación entre un tamaño incrementado AI y la incidencia de fibrilación auricular e ictus^{92, 106 - 115}, riesgo de mortalidad global post-infarto de miocardio^{104, 105, 116, 117}, riesgo de muerte y hospitalización en pacientes con miocardiopatía dilatada¹¹⁸⁻¹²² y eventos cardíacos mayores o muerte en pacientes con diabetes mellitus¹²³. La AI dilatada es un marcador de gravedad y cronicidad de la disfunción diastólica y de la magnitud de elevación de la presión AI^{98, 100-103}.

9 Mediciones de la aurícula izquierda

9.1 Consideraciones generales para el tamaño auricular izquierdo

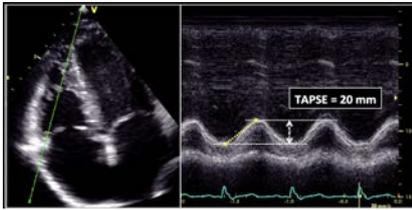
La ETT es el enfoque recomendado para evaluar el tamaño de la AI. Las recomendaciones para la cuantificación AI se resumen en la Tabla 11. Con frecuencia, con la ecocardiografía transesofágica (ETE), la totalidad de la aurícula izquierda puede no encajar en el sector de la imagen. En consecuencia, la ETE no debe utilizarse para evaluar el tamaño AI. El tamaño de la AI se debe medir al final de la sístole del VI, cuando la cámara AI esté en su mayor dimensión. Durante la adquisición de imágenes para medir el tamaño y el volumen de la AI, se debe tener cuidado para evitar el acortamiento de la aurícula izquierda. Dado que el eje longitudinal del ventrículo izquierdo y la aurícula izquierda se encuentran con frecuencia en diferentes planos, se debe obtener desde el enfoque apical adquisiciones de la AI para una medición óptima del volumen AI. La base de la aurícula izquierda debe estar en su mayor dimensión, lo que indica que el plano de la imagen pasa a través de la zona máxima del eje corto. La longitud AI también debe maximizarse para asegurar la alineación a lo largo del verdadero eje largo de la AI. Cuando se utiliza el método biplano de sumatoria de discos para calcular los volúmenes AI, la longitud del eje largo medido en las vistas de 2 y 4 cámaras debe ser similar. Al trazar los bordes de la aurícula izquierda, se deben excluir la

Tabla 9. Recomendaciones para la evaluación ecocardiográfica de la función de VD

Imágen ecocardiográfica	Métodos recomendados	Ventajas	Limitaciones
Función global del VD			
Doppler pulsado RIMP			
	<p>RIMP (Índice TEI) por Doppler pulsado:</p> $RIMP = (TCO-ET)/ET$	<p>Valor pronóstico</p> <p>Menos afectado por la frecuencia cardíaca</p>	<p>Requiere coincidir los intervalos RR cuando las mediciones se realizan en registros separados</p> <p>Poco fiable cuando la presión en AD está elevada</p>
Doppler tisular RIMP			
	<p>RIMP por Doppler tisular:</p> $RIMP = (IVRT + IVCT) / ET = (TCO - ET) / ET$	<p>Menos afectado por la frecuencia cardíaca</p> <p>Grabación de un solo latido sin necesidad de coincidir el intervalo RR</p>	<p>Poco fiable cuando la presión en AD está elevada</p>
Función sistólica global VD			
FAC			
	<p>FAC VD en vista apical 4 cámaras focalizada en VD:</p> $RV FAC (\%) = 100 \times (EDA - ESA) / EDA$	<p>Valor pronóstico establecido</p> <p>Refleja los componentes longitudinal y radial de la contracción del VD</p> <p>Correlación con FE del VD por resonancia magnética cardíaca</p>	<p>Deja de lado la contribución del tracto de salida del VD a la función sistólica global</p> <p>Poca reproducibilidad inter-observador</p>
FE			
	<p>Cambio del volumen fraccional del VD por ecocardiografía transtorácica 3D:</p> $RV EF (\%) = 100 \times (EDV - ESV) / EDV$	<p>Incluye la contribución del tracto de salida a la función global</p> <p>Correlación con FE de VD por resonancia magnética cardíaca</p>	<p>Depende de una adecuada calidad de imagen</p> <p>Dependencia de carga</p>

Función sistólica longitudinal del VD

TAPSE



Excursión longitudinal del anillo tricuspideo por modo M (mm), medido entre fin de diástole y pico sistólico

La alineación del cursor en modo M con la dirección de la excursión longitudinal debe lograrse desde un enfoque apical

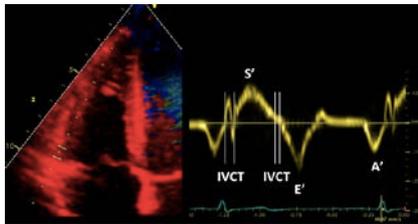
Valor pronóstico establecido

Validado contra FE por radionucleotidos

Angulo dependiente

Parcialmente representativa de la función global del VD*

Onda S por Doppler tisular pulsado



Velocidad pico sistólica del anillo tricuspideo por DTI onda pulsada (cm/s), obtenida desde un enfoque apical, en la vista, en la vista que se logra la alineación paralela del haz ultrasónico con la excursión longitudinal de la pared libre del VD

Fácil de realizar

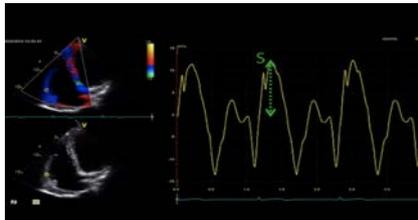
Reproducible

Validado contra FE por radionucleotidos

Angulo dependiente

No totalmente representativa de la función global del VD, particularmente luego de toracotomía, tromboendarterectomía pulmonar o trasplante cardíaco

Onda S por Doppler tisular color



Velocidad pico sistólica del anillo tricuspideo por DTI color (cm/s)

El muestreo se realiza luego de la adquisición de las imágenes

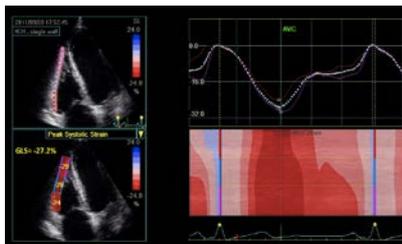
Permite el muestreo de varios sitios en el mismo latido

Angulo dependiente

No totalmente representativa de la función global del VD, particularmente luego de toracotomía, tromboendarterectomía pulmonar o trasplante cardíaco

Valores absolutos y rangos de referencia mas bajos que la onda S del DTI pulsado

Strain longitudinal global



Valor pico longitudinal del speckle tracking 2D derivado del strain, como promedio de los 3 segmentos de la pared libre del VD en una vista apical 4 cámaras con foco en ventrículo derecho (%)

Angulo independiente

Valor pronóstico establecido

Dependiente de proveedor

AFD, area fin diástole; AFS, area fin sistole; VFS, volumen fin sistole; ET, tiempo de eyeccion; IVCT, tiempo contraccion isovolumetrica; IVRT; tiempo relajacion isovolumetrica; TCO, tiempo aperture-cierre de valvula tricuspide.

Tabla 10 Valores normales de los parámetros de función VD

Parámetros	Media \pm SD	Umbral de anormalidad
TAPSE (mm)	24 \pm 3.5	<17
Onda S por doppler Pulsado (cm/s)	14.1 \pm 2.3	<9.5
Onda S por doppler Color (cm/s)	9.7 \pm 1.85	<6.0
Cambio área fraccional VD (%)	49 \pm 7	<35
Strain 2D pared libre VD [†] (%)	-29 \pm 4.5	> -20 (<20 en magnitud con signo negativo)
Fracción de eyección 3D VD (%)	58 \pm 6.5	<45
IPM por doppler Pulsado	0.26 \pm 0.085	>0.43
IPM por doppler Tisular	0.38 \pm 0.08	>0.54
Tiempo desaceleración onda E (ms)	180 \pm 31	<119 or >242
E/A	1.4 \pm 0.3	<0.8 or >2.0
e'/a'	1.18 \pm 0.33	<0.52
e'	14.0 \pm 3.1	<7.8
E/e'	4.0 \pm 1.0	>6.0

IPM, índice de performance miocárdico.

† Datos limitados; los valores pueden variar dependiendo del proveedor y versión del software.

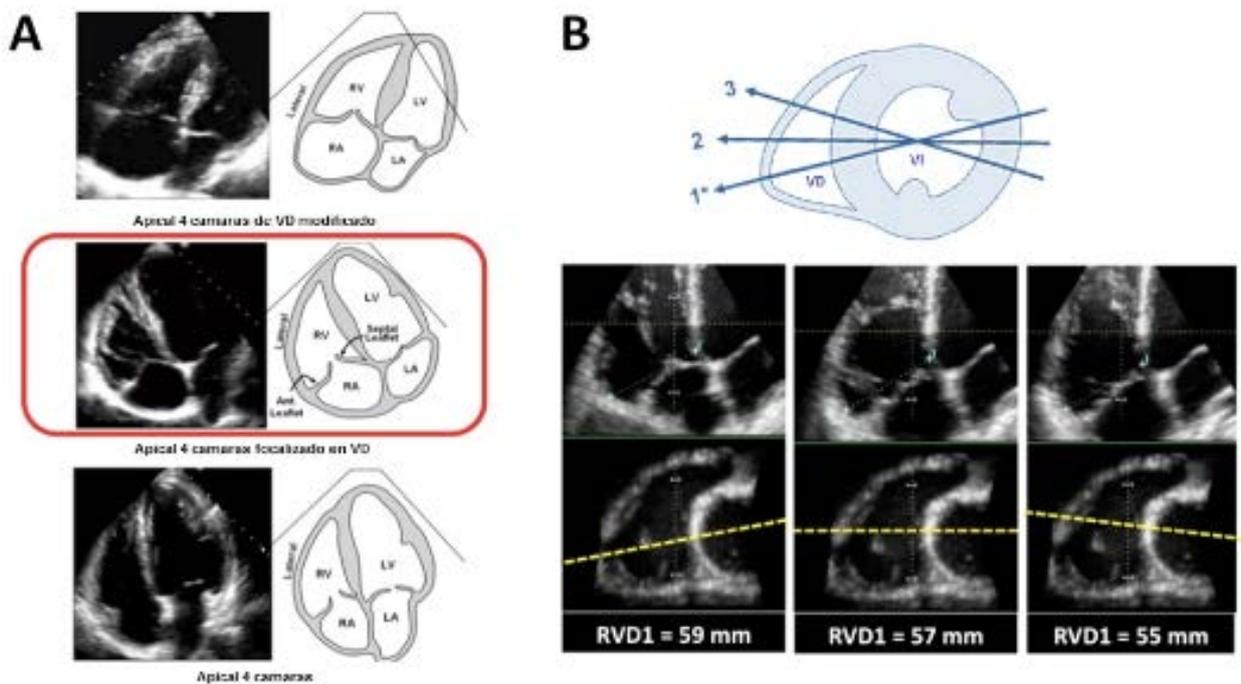


Figura 7 (A) Tres imágenes apicales mostrando diferentes vistas del VD. La imagen del centro muestra la vista focalizada en VD. (B) El objetivo es maximizar la dimensión basal del VD en la vista focalizada de VD. En la imagen inferior, tras la manipulación post proceso del mismo conjunto de datos 3D del VD, es evidente que pequeñas variaciones en la posición del plano de 4 cámaras (línea de trazos con respecto a la forma de media luna del VD) puede resultar en variaciones del tamaño del VD cuando se realiza con medidas lineales

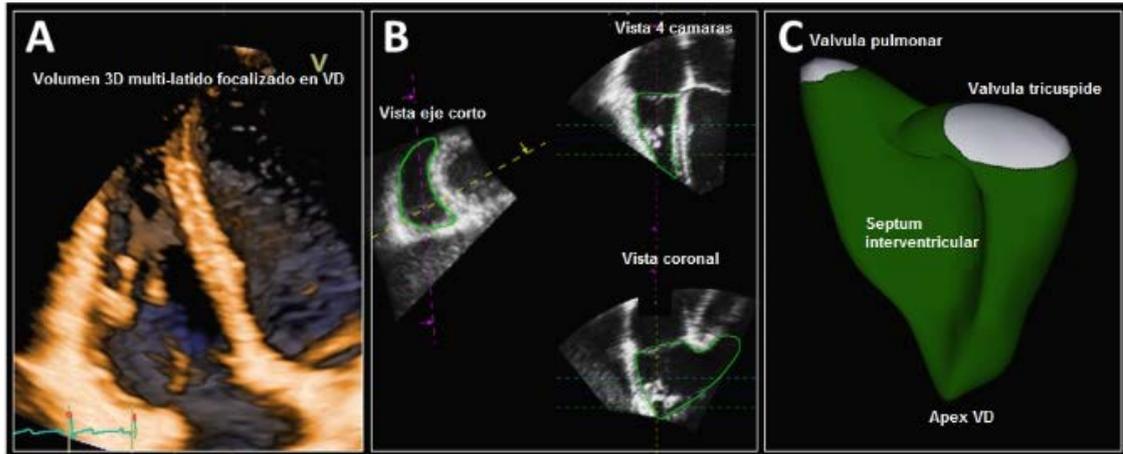


Figura 8 Análisis tridimensional del VD (A) Un conjunto de datos en 3D es adquirido desde la vista apical 4 cámaras focalizada en VD uniendo los subvolúmenes generados en varios latidos consecutivos (4 a 6). (B) La superficie endocárdica del VD es identificada semiautomáticamente luego del inicio manual en las vistas eje corto, 4 cámaras y coronal del VD tanto en fin de sístole como en fin de diástole. (C) El modelo 3D generado del VD permite la cuantificación del volumen de fin de diástole y sístole, volumen sistólico y fracción de eyección del VD.

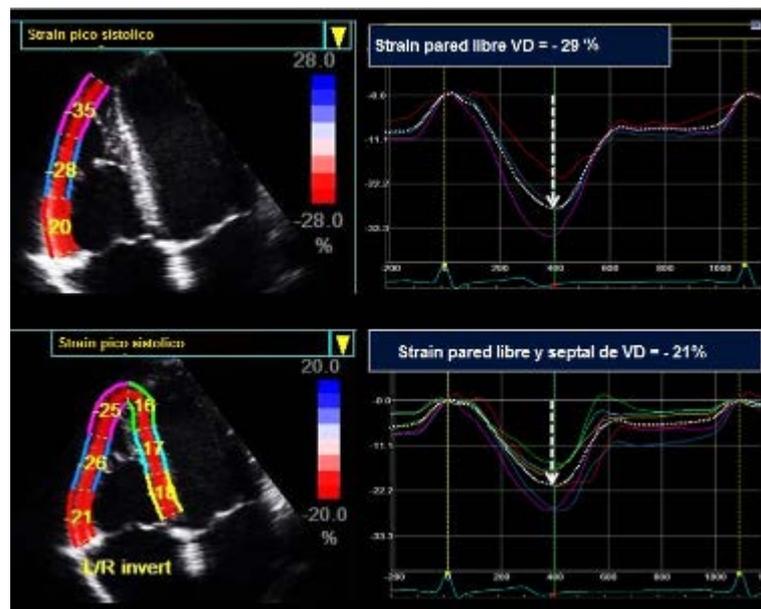


Figura 9 Medición del strain sistólico del VD por Eco ST 2D. El panel superior muestra el strain global de la pared libre del VD para el cual se promedian los 3 segmentos de la pared libre y el panel inferior muestra el strain longitudinal global de los 6 segmentos en la vista apical de 4 cámaras (3 segmentos de pared libre y 3 segmentos septales). Observe que el strain longitudinal del VD es significativamente mayor (en valor absoluto) que el strain promediado de los segmentos septales y pared libre. Hasta que se establezca una norma universal la interpretación de los valores de strain longitudinal del VD debe tener en cuenta la metodología y los valores de referencia específicos del fabricante

confluencia de las venas pulmonares, y la orejuela AI. La interfaz aurículo-ventricular debe estar representada por el plano del anillo mitral y no por la punta de las valvas mitrales.

9.2 Mediciones de dimensiones lineales y área

La dimensión lineal más utilizada es la medición antero-posterior (AP) de la AI en el eje largo paraesternal utilizando el modo M o, preferiblemente, la Eco 2D^{92, 107, 109, 110, 114, 118, 120, 121, 124, 125}. A pesar de que esta medida se ha utilizado ampliamente en la práctica clínica e investigación, ha quedado claro que

con frecuencia puede no representar una imagen precisa del tamaño AI ^{126, 127}. Tradicionalmente, la dimensión AP fue ampliamente utilizada, ya que se le conocía como la medida más reproducible. Sin embargo, la evaluación del tamaño de la AI utilizando sólo el diámetro AP asume que, cuando la aurícula izquierda se agranda, todas sus dimensiones cambian de manera similar, lo que a menudo no ocurre durante la remodelación AI ¹²⁸⁻¹³⁰. Por lo tanto, la dimensión lineal AP no debe ser utilizada como la única medida del tamaño de la AI. El área de la AI puede ser medido por planimetría en las vistas apicales de 4 y 2 cámaras y los valores normales para estos parámetros han sido reportados ¹². Deben obtenerse contornos óptimos de manera ortogonal alrededor del eje largo de la aurícula izquierda a partir de imágenes de buena calidad y evitar el acortamiento ¹. La facilidad con la que se pueden obtener los volúmenes de la AI en la práctica clínica además de la gran literatura existente sobre los valores normales y el valor pronóstico de los volúmenes de la AI vuelven innecesario el reporte del área de la AI.

9.3 Mediciones volumétricas

Al evaluar el tamaño y la remodelación de la AI, se recomienda la medición del volumen de la AI. La evaluación del volumen tiene en cuenta las alteraciones en el tamaño de la cámara AI en todas las direcciones. El volumen AI ha demostrado ser una variable potente de pronóstico en una variedad de enfermedades cardíacas ^{99, 106, 112, 113, 115-117, 122, 131-136}. En comparación con el diámetro AP, el volumen de la AI tiene una fuerte asociación con eventos en pacientes cardíacos ^{113, 137}. Los volúmenes por Eco 2D de la AI suelen ser más pequeños que los notificados por tomografía computarizada o RMC ¹³⁸⁻¹⁴². Las mediciones de los volúmenes de la AI son importantes, ya que reflejan la carga y la cronicidad de las presiones de llenado elevadas del VI y son un fuerte predictor de resultados.

Existen diferentes métodos para la medición de volúmenes de la AI. Mientras que tres mediciones lineales se han utilizado para calcular el volumen de la AI utilizando un modelo elipsoide ^{131, 137, 143}, la inexactitud relativa de estas mediciones lineales limita este método. El volumen de la AI debe ser medido utilizando el algoritmo de sumatoria de discos, similar al que se utiliza para medir el volumen del VI (Tabla 11) ^{144, 145}.

Los bordes endocárdicos de la AI deben ser trazados en ambas vistas apicales de 4 y 2 cámaras. Se puede utilizar también un enfoque de un único plano, pero este método se basa en la suposición geométrica que la aurícula izquierda es circular en el plano de eje corto, que puede no ser siempre preciso ¹⁴⁶. Aunque no se recomienda para el uso rutinario, este enfoque

podría ser utilizado en los casos en que la planimetría en ambas vistas sea difícil. El volumen AI indexado del plano apical de 4 cámaras es típicamente de 1 a 2 mL/m² más pequeño que el volumen medido en plano apical 2 cámaras ^{12, 146}.

Alternativamente, un cálculo biplano también podría llevarse a cabo utilizando las áreas y longitudes de la AI medidas desde las vistas apicales de 4 (A1) y 2 cámaras (A2) (Tabla 11). Mientras que el método de área-longitud todavía asume una forma elipsoidal de la AI, tiene la ventaja de reducir las dimensiones lineales a sólo dos mediciones de la longitud de la aurícula desde la que se selecciona la más corta ^{98, 147}.

9.4 Valores normales de las mediciones de la aurícula izquierda

Desde la publicación de la guía de cuantificación de cavidades del 2005, dos artículos han reportado valores normales para las mediciones lineales de la AI ^{12, 143}. Estos valores están en concordancia con las recomendaciones anteriores, y en consecuencia no se han hecho modificaciones a los valores normales de los diámetros AP de la AI (Tabla App_9). Aunque no se recomienda para el uso clínico de rutina, se han reportado los valores normales para mediciones lineales y mediciones no indexadas de área y volumen de AI en las vistas apicales de 4 y 2 cámaras ¹².

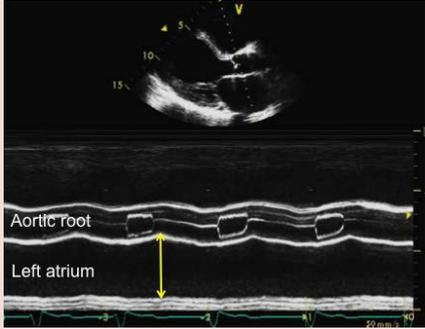
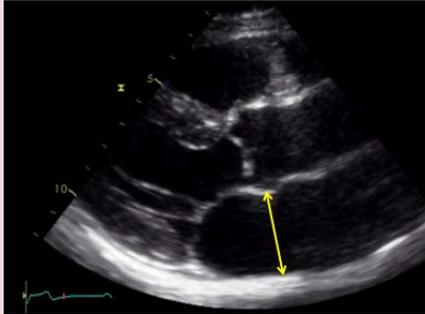
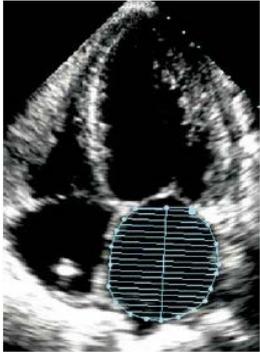
El tamaño de la AI depende del género. Sin embargo, las diferencias de género en el tamaño de la AI generalmente se contabilizan cuando se ajusta por el tamaño corporal ¹². Se han propuesto varios métodos de indexación ^{137, 148}, pero la indexación por ASC cuenta con los datos más disponibles y está recomendado por el grupo de redacción. La indexación por ASC explica las diferencias de género en el tamaño de la AI, de tal manera que sólo se debe informar el valor indexado ^{93, 137, 149, 150}.

En el documento guía anterior de cuantificación de cavidades, los valores normales reportados del volumen AI indexado por ASC se basaron en 2 estudios realizados en un pequeño número de sujetos ^{98, 144}. Desde la publicación de ese documento, se han reportado 8 estudios adicionales (1234 pacientes) que describen los valores normales de los volúmenes de la AI utilizando las técnicas del elipsoide área-longitud o de sumatoria de discos ^{11, 12, 145, 147, 151-155}. Esto ha resultado en un cambio en el valor superior normal recomendado del volumen AI indexado a 34 mL/m² (previamente 28 mL/m²). Además, la información sobre el volumen AI estuvo disponible en 1331 pacientes de las 5 bases de datos descritas anteriormente en este documento, en la que la media calculada del volumen AI fue de 25 mL/m². Este valor superior normal revisado de 34 mL/m² también parece encajar muy bien con un enfoque basado en el riesgo para la determinación de puntos de corte entre

AI normal y dilatada ^{106, 123, 134, 136}. Este valor de corte también es consistente con el documento guía de la ASE/EAE para la evaluación de la función diastólica ¹⁵⁶. Los volúmenes biplanos de la AI derivados de Eco 2D se enumeran en la Tabla 4, incluyendo los rangos

normales y los puntos de corte de partición de severidad. Es de destacar que el volumen de la AI puede incrementarse en atletas de élite, lo cual debe ser tenido en cuenta para evitar malas interpretaciones como anormal ¹⁴⁶.

Tabla 11. Recomendaciones para la evaluación ecocardiográfica del tamaño de la AI

Parámetros y métodos	Imagen ecocardiográfica	Ventajas	Limitaciones
Trazado en modo-M			
<p>Dimensiones internas lineales.</p> <p>El diámetro anteroposterior de la aurícula izquierda puede ser medido en la vista paraesternal eje largo perpendicular al eje largo de la raíz aortica, y medido a nivel de los senos aórticos utilizando por convención de borde anterior a borde anterior.</p>		<ul style="list-style-type: none"> • Reproducible • Alta resolución temporal • Abundantes datos publicados 	<ul style="list-style-type: none"> • Dimensión simple no representativa del real tamaño de aurícula izquierda (particularmente en aurícula dilatada)
Mediciones lineales guiadas 2D			
		<ul style="list-style-type: none"> • Facilita la orientación perpendicular de la pared posterior de la aurícula izquierda 	<ul style="list-style-type: none"> • Menor velocidad de cuadros que en el modo M • Una dimensión solamente
<p>Área</p> <p>Medida en vista apical 4 cámaras, en fin de sístole, en el cuadro justo antes de la apertura de la válvula mitral mediante el trazado del borde interno auricular, excluyendo el área debajo del anillo valvular mitral y la entrada de las venas pulmonares.</p>	<p>Imagen bidimensional</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Más representativo del real tamaño auricular izquierdo que el diámetro antero-posterior aislado. 	<ul style="list-style-type: none"> • Necesidad de una vista específica para evitar el acortamiento de la aurícula izquierda. • Asume una forma simétrica de la aurícula.

Volúmen

Las mediciones volumétricas en 2D se basan en trazados de la interfaz sangre-tejido en las vistas apical 2 y 4 cámaras. A nivel de la válvula mitral, el contorno se cierra mediante la conexión de las 2 secciones opuestas del anillo mitral con una línea recta. El trazado endocárdico debe excluir la orejuela auricular y venas pulmonares. La longitud (L) de la aurícula izquierda se define como el menor de los 2 ejes largos medidos en las vistas apical 2 y 4 cámaras (para proporcionar cálculos fiables la diferencia entre las dos longitudes no debe exceder los 5 mm). Los volúmenes se pueden calcular utilizando la aproximación área-longitud:

$$\frac{\pi}{3L} \left| \frac{A_1 + A_2}{2} \right|$$

donde A1 y A2 corresponden a las áreas de AI.

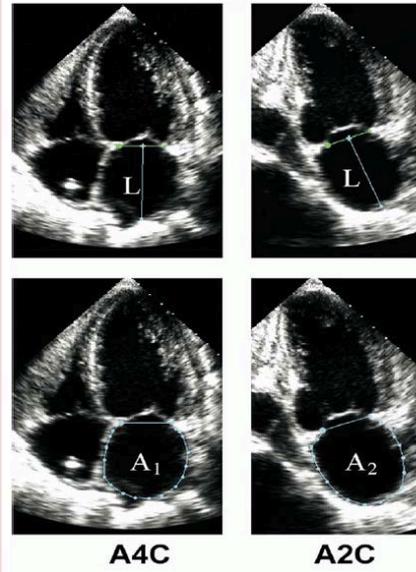
Alternativamente el volumen de AI puede ser calculado usando la técnica de sumatoria de discos añadiendo la suma de un volumen de varios discos de altura (h) y área calculada por ejes ortogonales transversales mayor y menor (D1 y D2) asumiendo una forma oval:

$$\pi/4 (h) \sum (D1) (D2)$$

Conjunto de datos tridimensionales se obtienen generalmente desde un enfoque apical utilizando una adquisición de volumen completo multilado

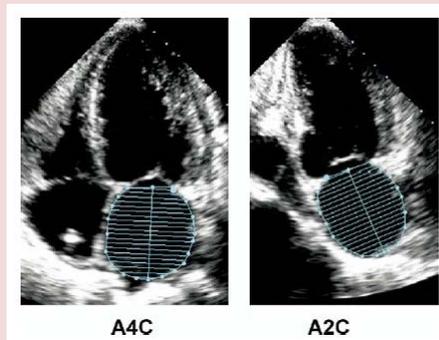
Ecocardiografía bidimensional

Técnica Área-longitud

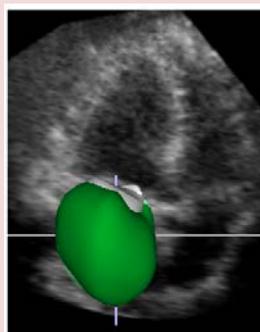


- Permite la evaluación precisa del remodelado asimétrico de la aurícula izquierda
- Asunción geométrica de la forma de la aurícula izquierda
- Pocos datos recogidos en población normal
- Predictor más fuerte de eventos cardiovasculares que las mediciones lineales o área
- Los cálculos del volumen en un solo plano son inexactos, ya que se asume que A1 = A2

Método de disco biplano



Ecocardiografía 3D



- No asunción geométrica de la forma de AI
- Dependiente de una adecuada calidad de imagen
- Mayor precisión comparada con mediciones 2D
- Baja resolución temporal
- Pocos datos sobre valores normales
- Requiere de la cooperación del paciente

La Eco 3D es una promesa en la evaluación del volumen de la AI y se correlaciona con tomografía cardíaca^{157, 158} y RMC^{159, 160}. En comparación con la evaluación por 2D del volumen de la AI, la Eco 3D es más precisa en comparación con RMC^{159, 160} y tiene capacidad pronóstica superior,^{161, 162}. Los volúmenes por Eco 3D de la AI son típicamente más grandes que los volúmenes por Eco 2D en la mayoría de los estudios^{160, 163}. A pesar de estas ventajas, la falta de una metodología estandarizada y datos normativos limitados¹⁶⁴ evitan que este Comité recomiende el uso de valores normales con Eco 3D en la actualidad.

Recomendaciones: *Debido a que es teóricamente más preciso que el método área-longitud, la técnica biplano de sumatoria de discos que incorpora menos suposiciones geométricas debe ser el método preferido para medir el volumen de la AI en la práctica clínica. El límite superior de la normalidad para el volumen AI por Eco 2D es de 34 mL/m² para ambos géneros.*

10. Mediciones de la aurícula derecha

Existe menor cantidad de datos disponibles sobre la investigación y resultados clínicos en la cuantificación del tamaño de la AD. Aunque la aurícula derecha se puede apreciar desde diferentes vistas, la cuantificación de tamaño de la AD se realiza más comúnmente en la vista apical de 4 cámaras (Tabla 12). La dimensión del eje menor debe ser tomada de un plano perpendicular al eje longitudinal de la aurícula derecha, que se extiende desde el borde lateral de la aurícula derecha al tabique interauricular. En contraste con la AI, el tamaño de la AD parece ser dependiente del género, sin embargo, las guías anteriores de la ASE no tenían suficiente información para proporcionar datos normativos por género^{1, 71}. Los datos recientes obtenidos a partir de 3 cohortes de más de 2400 pacientes ahora proporcionan valores normales de las dimensiones de la AD para varones y mujeres^{12, 73, 165}.

Al igual que con la aurícula izquierda, los volúmenes de la AD son probablemente más sólidos y precisos para la determinación del tamaño de la AD en comparación con las dimensiones lineales. En la época del documento guía anterior, estaba disponible información limitada para la determinación de los volúmenes de la AD. Como no hay vistas ortogonales estándar de la AD a utilizar para un cálculo apical biplano, se ha propuesto para la determinación del volumen AD una vista única de área-longitud y/o técnicas de sumatoria de discos^{150, 153, 165-167}. Es de destacar que los volúmenes normales de la AD para los varones son ligeramente más grandes que los de las mujeres, con la indexación por ASC no se puede igualar los valores entre los géneros, por razones que no se comprenden totalmente^{150, 165}. Las

recomendaciones para los datos normativos del volumen de la AD están elaboradas a partir de las dos más grandes bases de datos contemporáneas^{12, 165} (Tabla 13). Los volúmenes de la AD se subestiman con técnicas de Eco 2D en comparación con Eco 3D^{164, 165, 168}. Los volúmenes de la AD en sujetos adultos parecen ser más pequeños que los volúmenes de la AI^{12, 150, 153, 165}. Esto es porque los volúmenes de la AD se obtuvieron usando un método de discos en un único plano a comparación de los volúmenes de la AI, que se establecieron mediante la técnica biplano.

Recomendaciones: *El parámetro recomendado para evaluar el tamaño de la AD es el volumen AD calculado utilizando el método área-longitud o de sumatoria de discos en un solo plano, apical de 4 cámaras. El rango normal de volumen AD por Eco 2D es de 25 ± 7 mL/m² en varones y 21 ± 6 mL/m² en mujeres.*

IV. ANILLO AORTICO Y RAIZ AORTICA

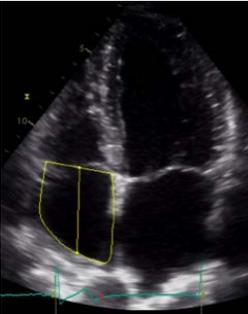
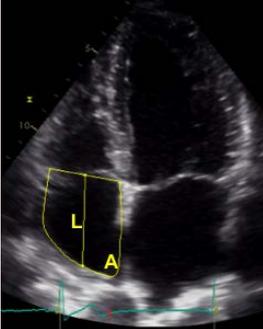
El conocimiento detallado y la cuantificación de la raíz aórtica y la morfología de la válvula aórtica se han vuelto aún más cruciales con el creciente uso de los procedimientos de implantación/reemplazo transcatóter de válvula aórtica (TAVI/TAVR). Este conocimiento es de importancia crítica para la planificación previa al procedimiento, orientación intra-procedimiento y evaluación post-procedimiento.

La raíz aórtica se extiende desde la fijación basal de los velos de la válvula aórtica dentro del tracto de salida VI hasta su fijación distal en la porción tubular de la aorta (la unión sinotubular)¹⁶⁹. La raíz de la aorta es una estructura geoméricamente compleja que incluye: (1) el anillo valvular aórtico, (2) los triángulos inter-valvares, (3) los velos aórticos semilunares y su fijación, (4) los senos de Valsalva aórticos, y (5) la unión sinotubular¹⁷⁰⁻¹⁷². Las mediciones aórticas se deben hacer en los siguientes sitios: (1) anillo valvular aórtico; (2) el diámetro máximo de los senos de Valsalva; (3) la unión sinotubular (generalmente una transición delimitada entre los senos de Valsalva y la porción tubular de la aorta ascendente); y (4) el diámetro máximo de la aorta ascendente proximal, incluyendo una anotación de la distancia entre el lugar de medición y la unión sinotubular (Figura 10A).

11. Anillo Aórtico

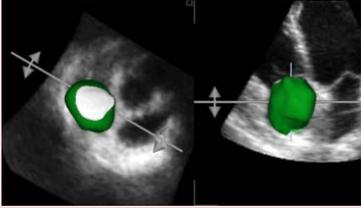
El "anillo aórtico" no es una estructura anatómica verdadera o visible, es un anillo virtual que puede ser definido por la unión de la fijación basal, o el nadir, de las tres valvas aórticas. La porción distal de las valvas (la más superior), en forma de una corona, forma un verdadero anillo anatómico^{169, 173} (Figura 10B)

Tabla 12. Recomendaciones para la evaluación ecocardiográfica del tamaño de la AD

Parámetros y métodos	Imagen ecocardiográfica	Ventajas	Limitaciones
<p>Dimensiones lineales</p> <p>El eje menor de la aurícula derecha debe ser medido en la vista apical de 4 cámaras como la distancia entre la pared lateral de la aurícula derecha y el septum interauricular, a nivel medio auricular definido por la mitad del eje largo de la aurícula derecha.</p>	<p>Mediciones lineales guiadas por 2D</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Fácil de obtener • Valores normales establecidos 	<ul style="list-style-type: none"> • Sólo en una dimensión • Asume que el agrandamiento de la aurícula derecha es simétrico • Vista dependiente
<p>Área</p> <p>Medida en vista apical de 4 cámaras y en fin de sístole, en el cuadro justo antes de la apertura de la válvula tricúspide, mediante el trazado de la interfaz sangre-tejido de la AD, excluyendo el área debajo del anillo de la válvula tricúspide</p>	<p>Vista bidimensional</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Más representativo del tamaño real de la AD que las dimensiones lineales • Valores normales establecidos 	<ul style="list-style-type: none"> • Necesidad de una vista específica para evitar el acortamiento de la aurícula derecha • Asume una forma simétrica de la cavidad • Vista dependiente
<p>Volumen</p> <p>Las medidas volumétricas 2D están basadas por lo general en los trazados de la interfaz sangre-tejido desde la vista apical 4 cámaras. A nivel de la válvula tricúspide, el contorno se cierra mediante la conexión de los 2 tramos opuestos del anillo tricúspide con una línea recta. Los volúmenes pueden ser calculados usando tanto el área-longitud en un solo plano:</p> $\frac{8}{3\pi} \left[\frac{(A)^2}{L} \right]$ <p>o la técnica de la suma de discos</p>	<p>Vista bidimensional</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Más representativa del tamaño real de la aurícula derecha que las mediciones lineales 	<ul style="list-style-type: none"> • Asume una forma simétrica de la cavidad • El cálculo del volumen en un solo plano puede ser inexacto ya que se asume que el agrandamiento de la aurícula derecha es simétrico • Los valores normales no están bien establecidos

El conjunto de datos 3D se obtiene desde un enfoque apical utilizando una adquisición de volumen completo.

Conjunto de datos tridimensional



- No asunción geométrica
- Valores normales establecidos
- Dependiente de calidad de imagen
- Baja resolución temporal
- Requiere de colaboración por parte del paciente

Aproximadamente dos tercios de la circunferencia de la parte inferior de la raíz aórtica se encuentra junto al tabique interventricular muscular, mientras que el tercio restante está en continuidad fibrosa con la valva anterior de la válvula mitral¹⁷⁴. La medición del anillo valvular aórtico previo al TAVI/TAVR constituye un reto y la modalidad ideal para su medición aún no se ha establecido. Durante la experiencia inicial del TAVI/TAVR, las mediciones del anillo aórtico se realizaron rutinariamente usando Eco 2D^{174, 175}. Aunque el enfoque estándar durante los primeros años de TAVI/TAVR fue la ecocardiografía utilizando una medición unidimensional, este método tiene limitaciones claras para el dimensionamiento de la válvula TAVI /TAVR. En la actualidad, las dos técnicas de imágenes más utilizadas para medir el anillo aórtico previo al TAVI/TAVR son la ecocardiografía y la tomografía computarizada multidetector (TCMD).

Con ecocardiografía, las mediciones del anillo aórtico se deben hacer en el modo zoom utilizando calibradores electrónicos estándar en mitad de sístole, cuando el anillo se encuentra un poco más grande y más redondeado que en diástole, entre los puntos de unión de las cúspides de la válvula aórtica (por lo general entre el extremo de la cúspide coronariana derecha y el borde del seno hacia el lado de las comisuras entre la cúspide izquierda y la no coronariana) desde el borde interno-a-interno. Todas las demás mediciones de la aorta se deben hacer al final de la diástole, en un plano estrictamente perpendicular al eje largo de la aorta. Las mediciones del anillo aórtico pueden ser difíciles en pacientes con interferencia acústica causada por un anillo aórtico calcificado¹⁷⁶⁻¹⁷⁹. Como regla general, las protuberancias de calcio deben ser consideradas como parte de la luz y no de la pared aórtica, y por lo tanto excluidas de la medición del diámetro.

El diámetro antero-posterior es medido habitualmente tanto en ETT 2D (desde la vista paraesternal eje largo) y ETE 3D (vista longitudinal de la raíz de aorta proximal generalmente 110° a 130°) y aproxima la menor dimensión del anillo medido por TCMD^{3, 176, 180}. Sin embargo, debido a que el anillo es

a menudo elíptico, con diámetros variables, es preferible medir el anillo en una vista en sección transversal, usando imagen tridimensional, según lo recomendado por las guías de la EAE/ASE¹⁸¹, el documento de consenso sobre TAVR de la ACC/AATS/SCAI/STS¹⁸², el documento de consenso de expertos en TCMD de la SCCT¹⁸³ y otros¹⁸⁴⁻¹⁸⁷.

Usando la ETE 3D, tanto el diámetro más pequeño (antero-posterior; sagital) y más grande (medial-lateral; coronal), así como el perímetro y el área anular, se deben medir en una vista en sección transversal en medio-sístole (Figura 11). Cabe señalar que la diferencia entre los diámetros mayor y menor puede ser de hasta 6 mm^{173, 188-193}. Para un enfoque detallado, paso a paso, sobre estas mediciones utilizando ETE 3D, que está más allá del alcance de este documento, se remite al lector a cuatro publicaciones recientes¹⁸⁴⁻¹⁸⁷. Mediante el uso de estas técnicas de acuerdo con TCMD se puede lograr^{184, 185}. Cabe señalar que los defensores de cada una de las dos modalidades (ETE 3D y TCMD) ofrecen ventajas. De hecho, cada uno de estos métodos tiene ciertas ventajas y limitaciones. Las limitaciones de TCMD incluyen la necesidad de medios de contraste, exposición a la radiación, la imposibilidad de obtener mediciones en tiempo real durante el procedimiento, y la necesidad de controlar la frecuencia cardíaca para un estudio adecuado. La ETE 3D también tiene limitaciones. En primer lugar, el software necesario para utilizar la metodología descrita por Kasel y Pershad no está actualmente disponible en todas las plataformas ecocardiográficas. En segundo lugar, la visualización de la parte anterior del anillo puede ser oscurecida por interferencias de ecos debido a la calcificación anular. Además, la calcificación a nivel del anillo puede dificultar la capacidad de determinar la definición de los bordes y puede hacer su forma irregular. En tercer lugar, el plano formado por los nadires de las 3 cúspides a menudo no es ortogonal al del tracto de salida ventricular izquierdo o al de la raíz aórtica – con frecuencia la inserción de la cúspide coronaria derecha es inferior a la de las cúspides izquierda y no coronariana¹⁸³.

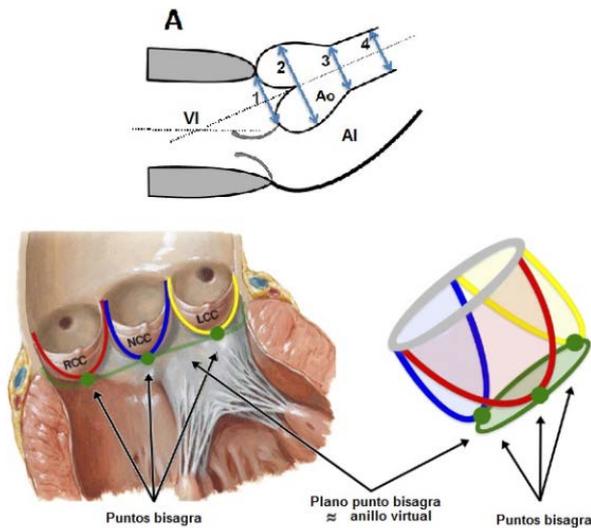


Figura 10 (A) Sitios para las medidas de raíz aórtica y aorta ascendente. Este diagrama ilustra los 4 lugares en los cuales se recomiendan las mediciones (flechas celeste) (1) anillo de válvula aórtica (punto bisagra de las valvas aórticas), (2) senos de Valsalva (diámetro máximo, generalmente en la parte media), (3) unión sinotubular y (4) aorta ascendente proximal (la distancia entre el sitio de medición y el plano anular -puntas de flecha violeta- siempre debe ser informado). El anillo aórtico debe medirse en el pico sistólico, en contraste con el resto de las mediciones, que se realizan en fin de diástole. Las líneas discontinuas, representando el eje longitudinal del VI, y el de raíz aórtica y aorta ascendente proximal, son diferentes. Tener en cuenta que el ángulo entre estos 2 ejes varía de individuo a individuo con la edad y la patología. **(B)** Anatomía del anillo aórtico. El anillo aórtico representa la parte más estrecha de la raíz aórtica y es definido como un anillo virtual (sombreado) con 3 puntos de anclaje anatómico en el nadir de cada una de las tres valvas aórticas. Reproducido con permiso de Kasel y col.¹⁸⁴

En cuarto lugar, tanto la resolución temporal como espacial de la Eco 3D están actualmente limitadas. Por último, esta técnica es dependiente del operador y puede ser difícil a veces incluso en manos experimentadas^{173, 174}. Debido a estas limitaciones potenciales, es deseable utilizar un enfoque multimodal para la medición del anillo aórtico.

12. Raíz aórtica

Con ETT 2D, el diámetro de la raíz aórtica (el diámetro máximo de los senos de Valsalva) se debe obtener desde el eje largo de la vista paraesternal, que representa la raíz aórtica y la aorta ascendente proximal. Este plano es ligeramente diferente que el del eje largo del ventrículo izquierdo (Figura 10A). La adquisición de esta vista del eje largo del VI se puede realizar desde diferentes espacios intercostales y a

Tabla 13 Tamaño normal de la aurícula derecha obtenido desde estudios con ecocardiografía 2D

	Mujeres	Hombres
Eje menor AD (cm/m ²)	1.9±0.3	1.9±0.3
Eje mayor AD (cm/m ²)	2.5±0.3	2.4±0.3
Vol AD por 2DE (mL/m ²)	21±6	25±7

Los datos se presentan como media ±SD.

varias distancias desde el borde esternal izquierdo. El uso de imágenes ortogonales biplano simultáneas realizadas por los transductores matriciales puede ser útil. La aorta ascendente tubular a menudo no se visualiza adecuadamente desde una ventana paraesternal estándar. En estos casos, moviendo el transductor más cerca al esternón puede permitir la visualización de una porción más larga de la aorta ascendente. Además, la aorta ascendente a veces puede visualizarse bien desde la ventana paraesternal derecha en el segundo o tercer espacio intercostal, especialmente cuando la aorta está dilatada.

Las mediciones deben hacerse en la vista que represente el diámetro aórtico máximo perpendicular al eje largo de la aorta. En los pacientes con válvulas aórticas tricúspide, la línea de cierre de las valvas (típicamente la cúspide derecha y no coronariana) está en el centro del lumen de la raíz aórtica, y las valvas cerradas son vistas en el lado aórtico como una línea que conecta los puntos de unión de los dos valvas visualizadas. Una línea de cierre asimétrico, en el que las puntas de las valvas cerradas están más cerca de uno de los puntos de articulación, es una indicación de que la sección transversal no está abarcando el diámetro más grande de la raíz (Figura 12).

Desafortunadamente, no existe un método uniforme de medición de la raíz aórtica y la aorta. La ecocardiografía emplea la convención de borde principal a borde principal (L-L), pero otras técnicas, como la TCMD y la RMC, utilizan la convención borde interno a borde interno (I-I) o borde externo a borde externo (O-O).

En el documento de consenso¹⁹⁴, el comité de redacción de la ASE/EACVI tomó la iniciativa de proporcionar un estándar común para la medición de la raíz aórtica y la aorta mediante la recomendación de un cambio para el uso de la convención I-I, para la

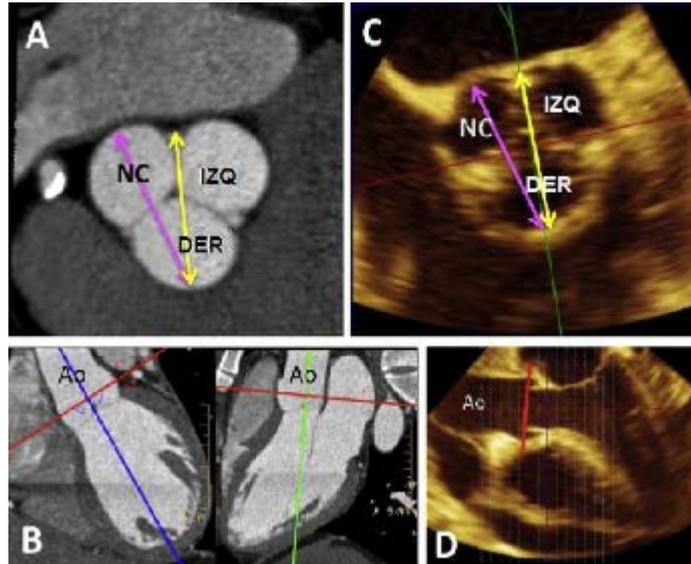


Figura 11 El diámetro más pequeño (anteroposterior, sagital) de raíz aortica se mide utilizando tomografía computarizada (A) o ETE 3D (C, vista de sección transversa ampliada) entre los bordes internos de las comisuras izquierda (IZQ) y derecha (DER) opuesto al seno no coronario (NC) (A y C, doble flecha amarilla). El diámetro más grande (medio-lateral, coronal) se mide desde el centro del seno derecho al punto más alejado del seno NC (A y C, doble flecha violeta). (B) Vistas de sección transversa ampliada por tomografía computarizada de raíz aortica a nivel de los senos de Valsalva utilizando una doble imagen oblicua para orientación. (D) Una vista del eje largo de aorta obtenida por reconstrucción multiplanar. Las líneas rojas en (B) y (D) representan los planos desde los cuales debe medirse el diámetro de raíz aortica a nivel de los senos de Valsalva.

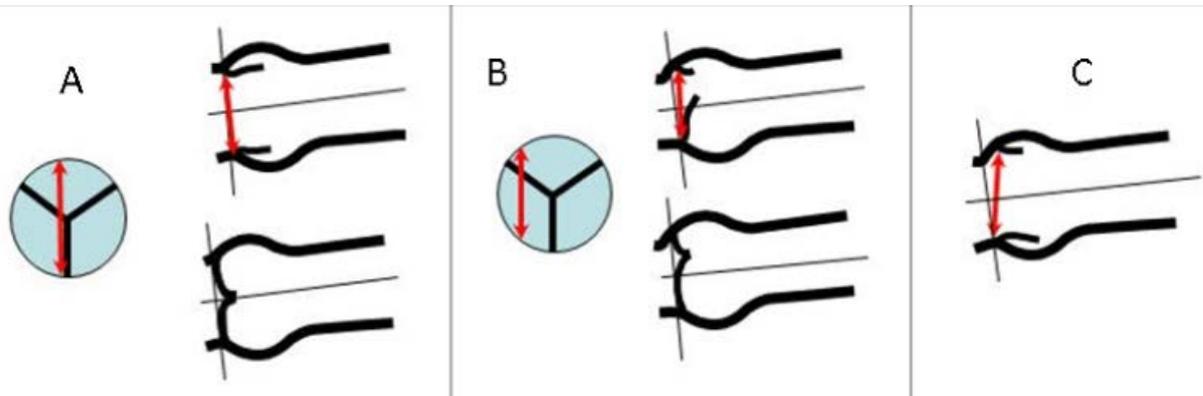


Figura 12 Medición correcta (A) e incorrecta (B y C) del anillo aortico (doble flecha). (A) Centralmente ubicado el diámetro y cierre de las valvas. Las líneas finas corresponden al eje largo de la aorta ascendente y, ortogonalmente, la correcta orientación del diámetro anular. (B) Incorrecto, medición anular excéntrica. Los puntos de articulación están desplazados ligeramente hacia arriba y no se corresponden con el nadir de las cuspides, con apertura y cierre incompleta de las valvas. (C) Incorrecto, medición anular oblicua. Ver texto para más detalles.

ecocardiografía. Sin embargo, este objetivo de lograr la uniformidad entre modalidades fue por último abandonada por varias razones. En primer lugar, los valores de referencia de larga data que se utilizan actualmente para la aorta fueron obtenidos utilizando la convención L-L^{195, 196}. En segundo lugar, la convención L-L ofrece diámetros estadísticamente mayores que la convención I-I (2-4 mm) y el cambio a I-I planteó la preocupación de que los pacientes en riesgo potencial de desarrollar complicaciones que ponen en peligro la vida como disección y/o rotura aórtica podrían caer por debajo de un umbral para la

recomendación de intervención en las guías actuales. En consecuencia, el anillo aórtico debe medirse utilizando la convención I-I, continuamos recomendando la convención L-L para las mediciones de la raíz aórtica y la aorta.

Las mediciones del diámetro aórtico por Eco 2D son preferibles a las mediciones en modo M, debido a que el movimiento cardíaco puede resultar en cambios en la posición del cursor en modo M con respecto al diámetro máximo de los senos de Valsalva. Este movimiento de traslación puede resultar en la subestimación sistemática (aproximadamente 2 mm)

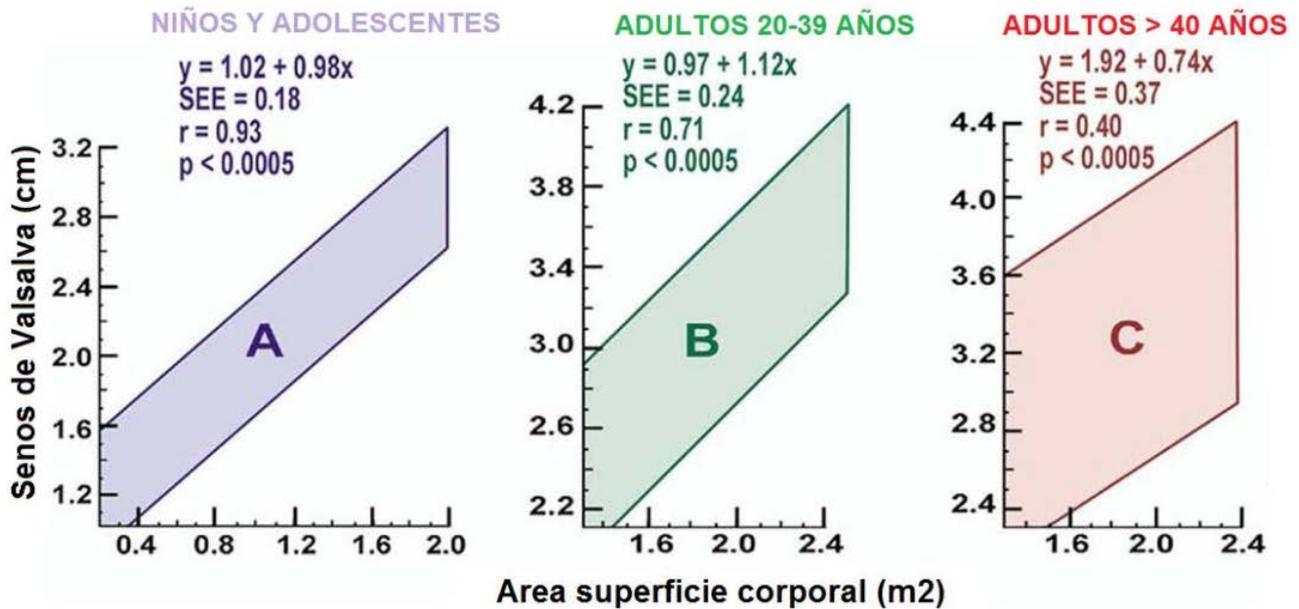


Figura 13 95% de intervalo de confianza para el diámetro de raíz aórtica en los senos de Valsalva en base a ASC en niños y adolescentes (A), adultos entre 20 y 39 años (B) y adultos mayores de 40 años (C). Reimpreso con permiso de Roman y col.¹⁹⁵

Tabla 14 Dimensiones de raíz aórtica en adultos normales

Raíz Aórtica	Valores Absolutos (cm)		Valores Indexados (cm/m ²)	
	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres
Anillo	2.6 ± 0.3	2.3 ± 0.2	1.3 ± 0.1	1.3 ± 0.1
Senos de Valsalva	3.4 ± 0.3	3.0 ± 0.3	1.7 ± 0.2	1.8 ± 0.2
Unión Sino-tubular	2.9 ± 0.3	2.6 ± 0.3	1.5 ± 0.2	1.5 ± 0.2
Aorta ascendente proximal	3.0 ± 0.4	2.7 ± 0.4	1.5 ± 0.2	1.6 ± 0.3

Adaptado de Roman et al¹⁹⁵ y Hiratza et al²⁰⁴

del diámetro de la aorta por modo M, en comparación con las mediciones por Eco 2D¹⁹⁵

La aorta torácica pueden ser mejor evaluada utilizando ETE en comparación con el enfoque ETT, ya que este segmento aórtico se encuentra en un campo cercano del transductor ETE. La raíz aórtica y la aorta ascendente se pueden ver mejor en la vista eje largo de la válvula aórtica a nivel medio esofágico (vista 3-cámaras a unos 120 a 140 grados)³. La vista en eje corto de la aorta ascendente se obtiene mejor utilizando un enfoque medio-esofágico a unos 45 grados. Para las mediciones de la aorta descendente, las vistas de eje corto a 0 grados, y vistas de eje largo a unos 90 grados, deben obtenerse desde el nivel del diafragma hasta el arco aórtico. La función de imagen biplano en los sistemas actuales de imágenes ecocardiográficas en 3D permite la visualización simultánea de vistas tanto en eje largo y como en eje corto.

13. Identificación de la dilatación de la raíz aórtica.

La dilatación de la raíz aórtica está asociada con la presencia y la progresión de regurgitación aórtica¹⁹⁷ y con la aparición de disección aórtica. La presencia de hipertensión parece tener un impacto mínimo en el diámetro de la raíz aórtica a nivel de los senos de Valsalva¹⁹⁷, pero se asocia con el crecimiento de segmentos más distales de la aorta. Las medidas del diámetro de la raíz aórtica a nivel de los senos de Valsalva están estrechamente relacionadas con el ASC y la edad. Por lo tanto, el ASC puede ser utilizado para predecir el diámetro de la raíz aórtica en 3 grupos etarios: menores de 20 años, 20 a 40 años, y mayores de 40 años, según las ecuaciones publicadas¹⁹⁵. La dilatación de la raíz aórtica a nivel de los senos de Valsalva se define como un diámetro de la raíz aórtica por encima del límite superior del intervalo de

confianza del 95% de la distribución en una población de referencia general. La dilatación aórtica puede ser fácilmente detectada por el trazado observado del diámetro de la raíz aórtica frente al ASC en los nomogramas publicados anteriormente (Figura 13) ¹⁹⁵. Las ecuaciones para determinar el diámetro aórtico esperado a nivel de los senos de Valsalva en relación con el ASC para cada uno de los 3 grupos etarios también se muestran en la Figura 13. El índice de raíz aórtica o la relación entre el diámetro de la raíz aórtica observado y esperado, se puede calcular dividiendo el diámetro observado por el diámetro esperado.

Recomendaciones: *El anillo aórtico debe medirse en medio-sístole del borde interno al borde interno. Todas las demás mediciones de la raíz aórtica (es decir, el diámetro máximo de los senos de Valsalva, la unión sinotubular, y la aorta ascendente proximal) deben realizarse al final de la diástole, en un plano estrictamente perpendicular al del eje largo de la aorta usando la convención de borde principal. Las mediciones del diámetro máximo de la raíz aórtica a nivel de los senos de Valsalva se deben comparar con los nomogramas de acuerdo a la edad y al ASC o a los valores calculados a partir de las ecuaciones alométricas específicas. La medida exacta del anillo aórtico antes del TAVI/TAVR es crucial. Hasta la fecha, no existe una técnica estándar de oro establecida para medir el anillo aórtico antes del TAVI/TAVR. La ETT 3D y la TCMD están surgiendo como métodos fiables y posiblemente preferidos para mediciones del anillo aórtico.*

V. VENA CAVA INFERIOR

El examen de la VCI desde la vista subcostal debe ser incluido como parte del examen ETT de rutina. En general se acepta que el diámetro de la VCI se debe medir en la vista subcostal con el paciente en posición supina en 1,0 a 2,0 cm de la unión con la AD, utilizando la vista de eje largo. Para mayor precisión, esta medición debe hacerse perpendicular al eje largo de la VCI. El diámetro de la VCI disminuye en respuesta a la inspiración cuando la presión intratorácica negativa conduce a un aumento en el llenado del VD desde las venas sistémicas. El diámetro de la VCI y el porcentaje de disminución en el diámetro durante la inspiración se correlacionan con la presión de la AD. La relación puede ser cuantificada como el índice de colapsabilidad ¹⁹⁸. La evaluación de la respuesta inspiratoria a menudo requiere una breve aspiración, debido a que la inspiración normal puede no provocar esta respuesta.

Por simplicidad y uniformidad de los informes, se deben utilizar valores específicos de presión de la AD, en lugar de rangos, para la determinación de la PSAP. Un diámetro de VCI < 2,1 cm que colapsa > 50% con la inspiración sugiere presión normal de la AD de 3

mmHg (rango, 0-5 mmHg), mientras que un diámetro de VCI > 2,1 cm que colapsa < 50% con la inspiración sugiere presión elevada en AD de 15 mmHg (rango, 10-20 mmHg) ¹⁹⁹. En escenarios en los que el diámetro de la VCI y el colapso no se ajustan a este paradigma, se puede utilizar un valor intermedio de 8 mm Hg (rango, 5-10 mm Hg) o, preferiblemente, deben integrarse otros índices de presión de la AD para reducir o aumentar a los valores normales o altos de presión de la AD. Cabe señalar que en atletas jóvenes normales, la VCI puede estar dilatada en presencia de presión normal ^{200, 201}. Además, la VCI está comúnmente dilatada y puede no colapsar en pacientes en ventilación mecánica, por lo que no debe utilizarse rutinariamente en estos casos para estimar la presión de la AD ²⁰². Sin embargo, el diámetro de la VCI medido por ETE en la unión cavo auricular ha sido utilizado con éxito para obtener PVC en pacientes anestesiados con ventilación mecánica ²⁰³. Se alienta el uso del tamaño y la dinámica de la VCI para la estimación de la presión de la AD. Este valor se debe utilizar en la estimación de la presión de la arteria pulmonar basado en la velocidad del chorro de regurgitación tricuspídeo, en lugar de asumir una presión AD constante para todos los pacientes.

AVISO Y DESCARGO

Este informe se pone a disposición de la ASE y EACVI como fuente de referencia de cortesía para los miembros. Este informe contiene sólo recomendaciones y no debe ser utilizado como la única base para tomar decisiones médicas prácticas o para una acción disciplinaria contra cualquier empleado. Las declaraciones y recomendaciones contenidas en este informe se basan principalmente en las opiniones de expertos, más que en datos comprobados científicamente. La ASE y EACVI no dan ninguna garantía expresa o implícita con respecto a la integridad o exactitud de la información contenida en este informe, incluyendo la garantía de comerciabilidad o aptitud para un propósito particular. En ningún caso, la ASE y EACVI se responsabilizan ante usted, sus pacientes, o cualquier otro tercero por cualquier decisión o acción tomada por usted o esas otras partes basándose en esta información. Tampoco el uso de esta información constituye la oferta de consultas médicas por ASE y EACVI o crea ninguna relación médico-paciente entre ASE / EACVI y sus pacientes o cualquier otra persona.

REFERENCIAS

- Lang RM, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pellikka PA, et al. Recommendations for chamber quantification: a report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, developed in conjunction with the European Association of Echocardiography, a branch of the European Society of Cardiology. *J Am Soc Echocardiogr* 2005;18:1440-63.
- Lang RM, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pellikka PA, et al. Recommendations for chamber quantification. *Eur J Echocardiogr* 2006;7:79-108.
- Hahn RT, Abraham T, Adams MS, Bruce CJ, Glas KE, Lang RM, et al. Guidelines for performing a comprehensive transesophageal echocardiographic examination: recommendations from the American Society of Echocardiography and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists. *J Am Soc Echocardiogr* 2013;26:921-64.
- Mulvagh SL, Rakowski H, Vannan MA, Abdelmoneim SS, Becher H, Bierig SM, et al. American Society of Echocardiography Consensus Statement on the Clinical Applications of Ultrasonic Contrast Agents in Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2008;21:1179-201; quiz 281.
- Hoffmann R, von Bardeleben S, Kasprzak JD, Borges AC, ten Cate F, Firschke C, et al. Analysis of regional left ventricular function by cineventriculography, cardiac magnetic resonance imaging, and unenhanced and contrast-enhanced echocardiography: a multicenter comparison of methods. *J Am Coll Cardiol* 2006;47:121-8.
- Doroszló JL, Lezotte DC, Weitzkamp DA, Allen LA, Salcedo EE. Performance of 3-dimensional echocardiography in measuring left ventricular volumes and ejection fraction: a systematic review and meta-analysis. *J Am Coll Cardiol* 2012;59:1799-808.
- Rietzschel ER, De Buyzere ML, Bekaert S, Segers P, De Bacquer D, Cooman L, et al. Rationale, design, methods and baseline characteristics of the Asklepios Study. *Eur J Cardiovasc Prev Rehabil* 2007;14:179-91.
- Kuznetsova T, Herbots L, Lopez B, Jin Y, Richart T, Thijs L, et al. Prevalence of left ventricular diastolic dysfunction in a general population. *Circ Heart Fail* 2009;2:105-12.
- Friedman GD, Cutter GR, Donahue RP, Hughes GH, Hulley SB, Jacobs DR, Jr., et al. CARDIA: study design, recruitment, and some characteristics of the examined subjects. *J Clin Epidemiol* 1988;41:1105-16.
- Muraru D, Badano LP, Peluso D, Dal Bianco L, Casablanca S, Kocabay G, et al. Comprehensive analysis of left ventricular geometry and function by three-dimensional echocardiography in healthy adults. *J Am Soc Echocardiogr* 2013;26:618-28.
- Lancellotti P, Badano LP, Lang RM, Akhaladze N, Athanassopoulos GD, Barone D, et al. Normal Reference Ranges for Echocardiography: rationale, study design, and methodology (NORRE Study). *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2013;14:303-8.
- Kou S, Caballero L, Dulgheru R, Voilliot D, De Sousa C, Kacharava G, et al. Echocardiographic reference ranges for normal cardiac chamber size: results from the NORRE study. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2014 (in press).
- Bhave NM, Lang RM. Evaluation of left ventricular structure and function by three-dimensional echocardiography. *Curr Opin Crit Care* 2013;19:387-96.
- Chahal NS, Lim TK, Jain P, Chambers JC, Kooner JS, Senior R. Population-based reference values for 3D echocardiographic LV volumes and ejection fraction. *JACC Cardiovasc Imaging* 2012;5:1191-7.
- Kaku K, Takeuchi M, Otani K, Sugeng L, Nakai H, Haruki N, et al. Age- and gender-dependency of left ventricular geometry assessed with real-time three-dimensional transthoracic echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2011;24:541-7.
- Fukuda S, Watanabe H, Daimon M, Abe Y, Hirashiki A, Hirata K, et al. Normal values of real-time 3-dimensional echocardiographic parameters in a healthy Japanese population: the JAMP-3D Study. *Circ J* 2012;76:1177-81.
- Germans T, Gotte MJ, Nijveldt R, Spreeuwenberg MD, Beek AM, Bronzwaer JG, et al. Effects of aging on left atrioventricular coupling and left ventricular filling assessed using cardiac magnetic resonance imaging in healthy subjects. *Am J Cardiol* 2007;100:122-7.
- Sandstede J, Lipke C, Beer M, Hofmann S, Pabst T, Kenn W, et al. Age- and gender-specific differences in left and right ventricular cardiac function and mass determined by cine magnetic resonance imaging. *Eur Radiol* 2000;10:438-42.
- Muraru D, Badano LP, Piccoli G, Gianfagna P, Del Mestre L, Ermacora D, et al. Validation of a novel automated border-detection algorithm for rapid and accurate quantitation of left ventricular volumes based on three-dimensional echocardiography. *Eur J Echocardiogr* 2010;11:359-68.
- Aune E, Baekkevar M, Rodevand O, Otterstad JE. Reference values for left ventricular volumes with real-time 3-dimensional echocardiography. *Scand Cardiovasc J* 2010;44:24-30.
- Lang RM, Borow KM, Neumann A, Janzen D. Systemic vascular resistance: an unreliable index of left ventricular afterload. *Circulation* 1986;74:1114-23.
- Reisner SA, Lysyansky P, Agmon Y, Mutlak D, Lessick J, Friedman Z. Global longitudinal strain: a novel index of left ventricular systolic function. *J Am Soc Echocardiogr* 2004;17:630-3.
- Dalen H, Thorstensen A, Aase SA, Ingul CB, Torp H, Vatten LJ, et al. Segmental and global longitudinal strain and strain rate based on echocardiography of 1266 healthy individuals: the HUNT study in Norway. *Eur J Echocardiogr* 2010;11:176-83.
- Voigt JU, Pedrizzetti G, Lysyansky P, Marwick TH, Houle HC, Baumann R, et al. Definitions for a Common Standard for 2D Speckle Tracking Echocardiography. Consensus document of the EACVI/ASE/Industry Task Force to

- Standardize Deformation Imaging. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2014;(in press).
25. Mor-Avi V, Lang RM, Badano LP, Belohlavek M, Cardim NM, Derumeaux G, et al. Current and evolving echocardiographic techniques for the quantitative evaluation of cardiac mechanics: ASE/EAE consensus statement on methodology and indications endorsed by the Japanese Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2011;24:277-313.
 26. Thomas JD, Badano LP. EACVI-ASE-industry initiative to standardize deformation imaging: a brief update from the co-chairs. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2013;14:1039-40.
 27. Yingchoncharoen T, Agarwal S, Popovic ZB, Marwick TH. Normal ranges of left ventricular strain: a meta-analysis. *J Am Soc Echocardiogr* 2013;26:185-91.
 28. Mignot A, Donal E, Zaroui A, Reant P, Salem A, Hamon C, et al. Global longitudinal strain as a major predictor of cardiac events in patients with depressed left ventricular function: a multicenter study. *J Am Soc Echocardiogr* 2010;23:1019-24.
 29. Stanton T, Leano R, Marwick TH. Prediction of all-cause mortality from global longitudinal speckle strain: comparison with ejection fraction and wall motion scoring. *Circ Cardiovasc Imaging* 2009;2:356-64.
 30. Di Salvo G, Rea A, Mormile A, Limongelli G, D'Andrea A, Pergola V, et al. Usefulness of bidimensional strain imaging for predicting outcome in asymptomatic patients aged \leq 16 years with isolated moderate to severe aortic regurgitation. *Am J Cardiol* 2012;110:1051-5.
 31. Witkowski TG, Thomas JD, Debonnaire PJ, Delgado V, Hoke U, Ewe SH, et al. Global longitudinal strain predicts left ventricular dysfunction after mitral valve repair. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2013;14:69-76.
 32. Kocabay G, Muraru D, Peluso D, Cucchini U, Mihaila S, Padayattil-Jose S, et al. Normal left ventricular mechanics by two-dimensional speckle tracking echocardiography. *Rev Esp Cardiol* 2014;(in press).
 33. Takigiku K, Takeuchi M, Izumi C, Yuda S, Sakata K, Ohte N, et al. Normal range of left ventricular 2-dimensional strain: Japanese Ultrasound Speckle Tracking of the Left Ventricle (JUSTICE) study. *Circ J* 2012;76:2623-32.
 34. Kuznetsova T, Herbots L, Richart T, D'Hooge J, Thijs L, Fagard RH, et al. Left ventricular strain and strain rate in a general population. *Eur Heart J* 2008;29:2014-23.
 35. Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, Jacobs AK, Kaul S, Laskey WK, et al. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. A statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. *Circulation* 2002;105:539-42.
 36. Schiller NB, Shah PM, Crawford M, DeMaria A, Devereux R, Feigenbaum H, et al. Recommendations for quantitation of the left ventricle by two-dimensional echocardiography. American Society of Echocardiography Committee on Standards, Subcommittee on Quantitation of Two-Dimensional Echocardiograms. *J Am Soc Echocardiogr* 1989;2:358-67.
 37. Amzulescu MS, Slavich M, Florian A, Goetschalckx K, Voigt JU. Does two-dimensional image reconstruction from three-dimensional full volume echocardiography improve the assessment of left ventricular morphology and function? *Echocardiography* 2013;30:55-63.
 38. Voigt JU, Lindenmeier G, Exner B, Regenfus M, Werner D, Reulbach U, et al. Incidence and characteristics of segmental postsystolic longitudinal shortening in normal, acutely ischemic, and scarred myocardium. *J Am Soc Echocardiogr* 2003;16:415-23.
 39. Lieberman AN, Weiss JL, Jugdutt BI, Becker LC, Bulkley BH, Garrison JG, et al. Two-dimensional echocardiography and infarct size: relationship of regional wall motion and thickening to the extent of myocardial infarction in the dog. *Circulation* 1981;63:739-46.
 40. Takeuchi M, Sonoda S, Miura Y, Kuroiwa A. Reproducibility of dobutamine digital stress echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1997;10:344-51.
 41. Lumens J, Leenders GE, Cramer MJ, De Boeck BW, Doevendans PA, Prinzen FW, et al. Mechanistic evaluation of echocardiographic dyssynchrony indices: patient data combined with multiscale computer simulations. *Circ Cardiovasc Imaging* 2012;5:491-9.
 42. Little WC, Reeves RC, Arciniegas J, Katholi RE, Rogers EW. Mechanism of abnormal interventricular septal motion during delayed left ventricular activation. *Circulation* 1982;65:1486-91.
 43. Parsai C, Bijnens B, Sutherland GR, Baltabaeva A, Claus P, Marciniak M, et al. Toward understanding response to cardiac resynchronization therapy: left ventricular dyssynchrony is only one of multiple mechanisms. *Eur Heart J* 2009;30:940-9.
 44. Voigt JU, Schneider TM, Korder S, Szulik M, Gurel E, Daniel WG, et al. Apical transverse motion as surrogate parameter to determine regional left ventricular function inhomogeneities: a new, integrative approach to left ventricular asynchrony assessment. *Eur Heart J* 2009;30:959-68.
 45. Stankovic I, Aaronson M, Smith HJ, Voros G, Kongsgaard E, Neskovic AN, et al. Dynamic relationship of left-ventricular dyssynchrony and contractile reserve in patients undergoing cardiac resynchronization therapy. *Eur Heart J* 2013 (in press).
 46. Heimdal A, Stoylen A, Torp H, Skjaerpe T. Real-time strain rate imaging of the left ventricle by ultrasound. *J Am Soc Echocardiogr* 1998;11:1013-9.
 47. Leitman M, Lysyansky P, Sidenko S, Shir V, Peleg E, Binenbaum M, et al. Two-dimensional strain—a novel software for real-time quantitative echocardiographic assessment of myocardial function. *J Am Soc Echocardiogr* 2004;17:1021-9.

48. Stefani L, Toncelli L, Gianassi M, Manetti P, Di Tante V, Vono MR, et al. Two-dimensional tracking and TDI are consistent methods for evaluating myocardial longitudinal peak strain in left and right ventricle basal segments in athletes. *Cardiovasc Ultrasound* 2007;5:7.
49. Voigt JU, Exner B, Schmiedehausen K, Huchzermeyer C, Reulbach U, Nixdorff U, et al. Strain-rate imaging during dobutamine stress echocardiography provides objective evidence of inducible ischemia. *Circulation* 2003;107:2120-6.
50. Maffessanti F, Nesser HJ, Weinert L, Steringer-Mascherbauer R, Niel J, Gorissen W, et al. Quantitative evaluation of regional left ventricular function using three-dimensional speckle tracking echocardiography in patients with and without heart disease. *Am J Cardiol* 2009;104:1755-62.
51. Badano LP, Cucchini U, Muraru D, Al Nono O, Sarais C, Iliceto S. Use of three-dimensional speckle tracking to assess left ventricular myocardial mechanics: inter-vendor consistency and reproducibility of strain measurements. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2013;14:285-93.
52. Verdecchia P, Carini G, Circo A, Dovellini E, Giovannini E, Lombardo M, et al. Left ventricular mass and cardiovascular morbidity in essential hypertension: the MAVI study. *J Am Coll Cardiol* 2001;38:1829-35.
53. Schillaci G, Verdecchia P, Porcellati C, Cuccurullo O, Cosco C, Perticone F. Continuous relation between left ventricular mass and cardiovascular risk in essential hypertension. *Hypertension* 2000;35:580-6.
54. Ghali JK, Liao Y, Simmons B, Castaner A, Cao G, Cooper RS. The prognostic role of left ventricular hypertrophy in patients with or without coronary artery disease. *Ann Intern Med* 1992;117:831-6.
55. Verma A, Meris A, Skali H, Ghali JK, Arnold JM, Bourgoun M, et al. Prognostic implications of left ventricular mass and geometry following myocardial infarction: the VALIANT (VALsartan In Acute myocardial iNfarcTion) Echocardiographic Study. *JACC Cardiovasc Imaging* 2008;1:582-91.
56. Armstrong AC, Gidding S, Gjesdal O, Wu C, Bluemke DA, Lima JA. LV mass assessed by echocardiography and CMR, cardiovascular outcomes, and medical practice. *JACC Cardiovasc Imaging* 2012;5:837-48.
57. Park SH, Shub C, Nobrega TP, Bailey KR, Seward JB. Two-dimensional echocardiographic calculation of left ventricular mass as recommended by the American Society of Echocardiography: correlation with autopsy and M-mode echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1996;9:119-28.
58. McGavigan AD, Dunn FG, Goodfield NE. Secondary harmonic imaging overestimates left ventricular mass compared to fundamental echocardiography. *Eur J Echocardiogr* 2003;4:178-81.
59. de Las Fuentes L, Spence KE, Davila-Roman VG, Waggoner AD. Are normative values for LV geometry and mass based on fundamental imaging valid with use of harmonic imaging? *J Am Soc Echocardiogr* 2010;23:1317-22.
60. Mor-Avi V, Sugeng L, Weinert L, MacEneaney P, Caiani EG, Koch R, et al. Fast measurement of left ventricular mass with real-time three-dimensional echocardiography: comparison with magnetic resonance imaging. *Circulation* 2004;110:1814-8.
61. Lang RM, Badano LP, Tsang W, Adams DH, Agricola E, Buck T, et al. EAE/ASE recommendations for image acquisition and display using three-dimensional echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2012;25:3-46.
62. Lam CS, Roger VL, Rodeheffer RJ, Bursi F, Borlaug BA, Ommen SR, et al. Cardiac structure and ventricular-vascular function in persons with heart failure and preserved ejection fraction from Olmsted County, Minnesota. *Circulation* 2007;115:1982-90.
63. Ng AC, Tran da T, Newman M, Allman C, Vidaic J, Lo ST, et al. Left ventricular longitudinal and radial synchrony and their determinants in healthy subjects. *J Am Soc Echocardiogr* 2008;21:1042-8.
64. Chahal NS, Lim TK, Jain P, Chambers JC, Kooner JS, Senior R. Ethnicity-related differences in left ventricular function, structure and geometry: a population study of UK Indian Asian and European white subjects. *Heart* 2010;96:466-71.
65. Chirinos JA, Segers P, De Buyzere ML, Kronmal RA, Raja MW, De Bacquer D, et al. Left ventricular mass: allometric scaling, normative values, effect of obesity, and prognostic performance. *Hypertension* 2010;56:91-8.
66. Cuspidi C, Facchetti R, Sala C, Bombelli M, Negri F, Carugo S, et al. Normal values of left-ventricular mass: echocardiographic findings from the PAMELA study. *J Hypertens* 2012;30:997-1003.
67. Kizer JR, Arnett DK, Bella JN, Paranicas M, Rao DC, Province MA, et al. Differences in left ventricular structure between black and white hypertensive adults: the Hypertension Genetic Epidemiology Network study. *Hypertension* 2004;43:1182-8.
68. Rodriguez CJ, Diez-Roux AV, Moran A, Jin Z, Kronmal RA, Lima J, et al. Left ventricular mass and ventricular remodeling among Hispanic subgroups compared with non-Hispanic blacks and whites: MESA (Multi-ethnic Study of Atherosclerosis). *J Am Coll Cardiol* 2010;55:234-42.
69. Park CM, March K, Ghosh AK, Jones S, Coady E, Tuson C, et al. Left-ventricular structure in the Southall And Brent REvisited (SABRE) study: explaining ethnic differences. *Hypertension* 2013;61:1014-20.
70. de Simone G, Kizer JR, Chinali M, Roman MJ, Bella JN, Best LG, et al. Normalization for body size and population-attributable risk of left ventricular hypertrophy: the Strong Heart Study. *Am J Hypertens* 2005;18:191-6.
71. Rudski LG, Lai WW, Afilalo J, Hua L, Handschumacher MD, Chandrasekaran K, et al. Guidelines for the echocardiographic assessment of the right heart in adults: a report from the American Society of Echocardiography

- endorsed by the European Association of Echocardiography, a registered branch of the European Society of Cardiology, and the Canadian Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2010;23:685-713; quiz 86-8.
72. Kawut SM, Lima JA, Barr RG, Chahal H, Jain A, Tandri H, et al. Sex and race differences in right ventricular structure and function: the multi-ethnic study of atherosclerosis-right ventricle study. *Circulation* 2011;123:2542-51.
 73. D'Oronzio U, Senn O, Biaggi P, Gruner C, Jenni R, Tanner FC, et al. Right heart assessment by echocardiography: gender and body size matters. *J Am Soc Echocardiogr* 2012;25:1251-8.
 74. Willis J, Augustine D, Shah R, Stevens C, Easaw J. Right ventricular normal measurements: time to index? *J Am Soc Echocardiogr* 2012;25:1259-67.
 75. Maffessanti F, Muraru D, Esposito R, Gripari P, Ermacora D, Santoro C, et al. Age-, body size-, and sex-specific reference values for right ventricular volumes and ejection fraction by three-dimensional echocardiography: a multicenter echocardiographic study in 507 healthy volunteers. *Circ Cardiovasc Imaging* 2013;6:700-10.
 76. D'Andrea A, Cocchia R, Caso P, Riegler L, Scarafille R, Salerno G, et al. Global longitudinal speckle-tracking strain is predictive of left ventricular remodeling after coronary angioplasty in patients with recent non-ST elevation myocardial infarction. *Int J Cardiol* 2011;153:185-91.
 77. Ling LF, Obuchowski NA, Rodriguez L, Popovic Z, Kwon D, Marwick TH. Accuracy and interobserver concordance of echocardiographic assessment of right ventricular size and systolic function: a quality control exercise. *J Am Soc Echocardiogr* 2012;25:709-13.
 78. Shimada YJ, Shiota M, Siegel RJ, Shiota T. Accuracy of right ventricular volumes and function determined by three-dimensional echocardiography in comparison with magnetic resonance imaging: a meta-analysis study. *J Am Soc Echocardiogr* 2010;23:943-53.
 79. Giusca S, Dambrauskaite V, Scheurwegs C, D'Hooge J, Claus P, Herbots L, et al. Deformation imaging describes right ventricular function better than longitudinal displacement of the tricuspid ring. *Heart* 2010;96:281-8.
 80. Innelli P, Esposito R, Olibet M, Nistri S, Galderisi M. The impact of ageing on right ventricular longitudinal function in healthy subjects: a pulsed tissue Doppler study. *Eur J Echocardiogr* 2009;10:491-8.
 81. Maffessanti F, Gripari P, Tamborini G, Muratori M, Fusini L, Alamanni F, et al. Evaluation of right ventricular systolic function after mitral valve repair: a two-dimensional Doppler, speckle-tracking, and three-dimensional echocardiographic study. *J Am Soc Echocardiogr* 2012;25:701-8.
 82. Verhaert D, Mullens W, Borowski A, Popovic ZB, Curtin RJ, Thomas JD, et al. Right ventricular response to intensive medical therapy in advanced decompensated heart failure. *Circ Heart Fail* 2010;3:340-6.
 83. Guendouz S, Rappeneau S, Nahum J, Dubois-Rande JL, Gueret P, Monin JL, et al. Prognostic significance and normal values of 2D strain to assess right ventricular systolic function in chronic heart failure. *Circ J* 2012;76:127-36.
 84. Antoni ML, Scherptong RW, Atary JZ, Boersma E, Holman ER, van der Wall EE, et al. Prognostic value of right ventricular function in patients after acute myocardial infarction treated with primary percutaneous coronary intervention. *Circ Cardiovasc Imaging* 2010;3:264-71.
 85. Hardegeer EL, Sachdev A, Villarraga HR, Frantz RP, McGoon MD, Kushwaha SS, et al. Role of serial quantitative assessment of right ventricular function by strain in pulmonary arterial hypertension. *Am J Cardiol* 2013;111:143-8.
 86. Haecck ML, Scherptong RW, Marsan NA, Holman ER, Schalij MJ, Bax JJ, et al. Prognostic value of right ventricular longitudinal peak systolic strain in patients with pulmonary hypertension. *Circ Cardiovasc Imaging* 2012;5:628-36.
 87. Cappelli F, Porciani MC, Bergesio F, Perlini S, Attana P, Moggi Pignone A, et al. Right ventricular function in AL amyloidosis: characteristics and prognostic implication. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2012;13:416-22.
 88. Grant AD, Smedira NG, Starling RC, Marwick TH. Independent and incremental role of quantitative right ventricular evaluation for the prediction of right ventricular failure after left ventricular assist device implantation. *J Am Coll Cardiol* 2012;60:521-8.
 89. Unsworth B, Casula RP, Kyriacou AA, Yadav H, Chukwuemeka A, Cherian A, et al. The right ventricular annular velocity reduction caused by coronary artery bypass graft surgery occurs at the moment of pericardial incision. *Am Heart J* 2010;159:314-22.
 90. Lindqvist P, Holmgren A, Zhao Y, Henein MY. Effect of pericardial repair after aortic valve replacement on septal and right ventricular function. *Int J Cardiol* 2012;155:388-93.
 91. Sugeng L, Mor-Avi V, Weinert L, Niel J, Ebner C, Steringer-Mascherbauer R, et al. Multimodality comparison of quantitative volumetric analysis of the right ventricle. *JACC Cardiovasc Imaging* 2010;3:10-8.
 92. Rosca M, Lancellotti P, Popescu BA, Pierard LA. Left atrial function: pathophysiology, echocardiographic assessment, and clinical applications. *Heart* 2011;97:1982-9.
 93. Spencer KT, Mor-Avi V, Goresan J, DeMaria AN, Kimball TR, Monaghan MJ, et al. Effects of aging on left atrial reservoir, conduit, and booster pump function: a multi-institution acoustic quantification study. *Heart* 2001;85:272-7.
 94. Bouzas-Mosquera A, Brouillon FJ, Alvarez-Garcia N, Mendez E, Peteiro J, Gandara-Sambade T, et al. Left atrial size and risk for all-cause mortality and ischemic stroke. *Canadian Medical Association Journal* 2011;183:E657-E664.

95. Kizer JR, Bella JN, Palmieri V, Liu JE, Best LG, Lee ET, et al. Left atrial diameter as an independent predictor of first clinical cardiovascular events in middle-aged and elderly adults: The Strong Heart Study (SHS). *American Heart Journal* 2006;151:412-8.
96. Lancellotti P, Donal E, Magne J, Moonen M, O'Connor K, Daubert JC, et al. Risk stratification in asymptomatic moderate to severe aortic stenosis: the importance of the valvular, arterial and ventricular interplay. *Heart* 2010;96:1364-71.
97. Le Tourneau T, Messika-Zeitoun D, Russo A, Detaint D, Topilsky Y, Mahoney DW, et al. Impact of Left Atrial Volume on Clinical Outcome in Organic Mitral Regurgitation. *Journal of the American College of Cardiology* 2010;56:570-8.
98. Tsang TSM, Barnes ME, Gersh BJ, Bailey KR, Seward JB. Left atrial volume as a morphophysiological expression of left ventricular diastolic dysfunction and relation to cardiovascular risk burden. *American Journal of Cardiology* 2002;90:1284-9.
99. Tsang TSM, Barnes ME, Gersh BJ, Takemoto Y, Rosales AG, Bailey KR, et al. Prediction of risk for first age-related cardiovascular events in an elderly population: The incremental value of echocardiography. *Journal of the American College of Cardiology* 2003;42:1199-205.
100. Appleton CP, Galloway JM, Gonzalez MS, Gaballa M, Basnight MA. Estimation of left ventricular filling pressures using two-dimensional and Doppler echocardiography in adult patients with cardiac disease. Additional value of analyzing left atrial size, left atrial ejection fraction and the difference in duration of pulmonary venous and mitral flow velocity at atrial contraction. *J Am Coll Cardiol* 1993;22:1972-82.
101. Geske JB, Sorajja P, Nishimura RA, Ommen SR. The Relationship of Left Atrial Volume and Left Atrial Pressure in Patients With Hypertrophic Cardiomyopathy: An Echocardiographic and Cardiac Catheterization Study. *Journal of the American Society of Echocardiography* 2009;22:961-6.
102. Guron CW, Hartford M, Rosengren A, Thelle D, Wallentin I, Caidahl K. Usefulness of atrial size inequality as an indicator of abnormal left ventricular filling. *American Journal of Cardiology* 2005;95:1448-52.
103. Simek CL, Feldman MD, Haber HL, Wu CC, Jayaweera AR, Kaul S. Relationship between left ventricular wall thickness and left atrial size: comparison with other measures of diastolic function. *J Am Soc Echocardiogr* 1995;8:37-47.
104. Ersboll M AM, Valeur N, Mogensen UM, Waziri H, Moller JE, Hassager C, Soggard P, Kober L. The prognostic value of left atrial peak reservoir strain in acute myocardial infarction is dependent on left ventricular longitudinal function and left atrial size. *Circulation Cardiovascular Imaging* 2013;6:26-33.
105. Lonborg JT, Engstrom T, Moller JE, Ahtarovski KA, Kelbaek H, Holmvang L, et al. Left atrial volume and function in patients following ST elevation myocardial infarction and the association with clinical outcome: a cardiovascular magnetic resonance study. *European Heart Journal-Cardiovascular Imaging* 2013;14:118-26.
106. Barnes ME, Miyasaka Y, Seward JB, Gersh BJ, Rosales AG, Bailey KR, et al. Left atrial volume in the prediction of first ischemic stroke in an elderly cohort without atrial fibrillation. *Mayo Clinic Proceedings* 2004;79:1008-14.
107. Benjamin EJ, D'Agostino RB, Belanger AJ, Wolf PA, Levy D. Left Atrial Size and the Risk of Stroke and Death - the Framingham Heart-Study. *Circulation* 1995;92:835-41.
108. Bolca O, Akdemir O, Eren M, Dagdeviren B, Yildirim A, Tezel T. Left atrial maximum volume is a recurrence predictor in lone-atrial fibrillation - An acoustic quantification study. *Japanese Heart Journal* 2002;43:241-8.
109. Di Tullio MR, Sacco RL, Sciacca RR, Homma S. Left atrial size and the risk of ischemic stroke in an ethnically mixed population. *Stroke* 1999;30:2019-24.
110. Flaker GC, Fletcher KA, Rothbart RM, Halperin JL, Hart RG. Clinical and Echocardiographic Features of Intermittent Atrial-Fibrillation That Predict Recurrent Atrial-Fibrillation. *American Journal of Cardiology* 1995;76:355-8.
111. Kottkamp H. Fibrotic Atrial Cardiomyopathy: A Specific Disease/Syndrome Supplying Substrates for Atrial Fibrillation, Atrial Tachycardia, Sinus Node Disease, AV Node Disease, and Thromboembolic Complications. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology* 2012;23:797-9.
112. Tsang TS, Gersh BJ, Appleton CP, Tajik AJ, Barnes ME, Bailey KR, et al. Left ventricular diastolic dysfunction as a predictor of the first diagnosed nonvalvular atrial fibrillation in 840 elderly men and women. *J Am Coll Cardiol* 2002;40:1636-44.
113. Tsang TSM, Barnes ME, Bailey KR, Leibson CL, Montgomery SC, Takemoto Y, et al. Left atrial volume: Important risk marker of incident atrial fibrillation in 1655 older men and women. *Mayo Clinic Proceedings* 2001;76:467-75.
114. Vaziri SM, Larson MG, Benjamin EJ, Levy D. Echocardiographic predictors of nonrheumatic atrial fibrillation. The Framingham Heart Study. *Circulation* 1994;89:724-30.
115. Tsang TSM, Barnes ME, Gersh BJ, Bailey KR, Seward JB. Risks for atrial fibrillation and congestive heart failure in patients \geq 65 years of age with abnormal left ventricular diastolic relaxation. *American Journal of Cardiology* 2004;93:54-8.
116. Beinart R, Boyko V, Schwammenthal E, Kuperstein R, Sagie A, Hod H, et al. Long-term prognostic significance of left atrial volume in acute myocardial infarction. *Journal of the American College of Cardiology* 2004;44:327-34.
117. Moller JE, Hillis GS, Oh JK, Seward JB, Reeder GS, Wright RS, et al. Left atrial volume - A powerful predictor of survival after acute myocardial infarction. *Circulation* 2003;107:2207-12.

118. Dini FL, Cortigiani L, Baldini U, Boni A, Nuti R, Barsotti L, et al. Prognostic value of left atrial enlargement in patients with idiopathic dilated cardiomyopathy and ischemic cardiomyopathy. *American Journal of Cardiology* 2002;89:518-23.
119. Kim H, Cho YK, Jun DH, Nam CW, Han SW, Hur SH, et al. Prognostic implications of the NT-ProBNP level and left atrial size in non-ischemic dilated cardiomyopathy. *Circulation Journal* 2008;72:1658-65.
120. Modena MG, Muia N, Sgura FA, Molinari R, Castelli A, Rossi R. Left atrial size is the major predictor of cardiac death and overall clinical outcome in patients with dilated cardiomyopathy: A long-term follow-up study. *Clinical Cardiology* 1997;20:553-60.
121. Quinones MA, Greenberg BH, Kopelen HA, Koilpillai C, Limacher MC, Shindler DM, et al. Echocardiographic predictors of clinical outcome in patients with Left Ventricular Dysfunction enrolled in the SOLVD Registry and Trials: Significance of left ventricular hypertrophy. *Journal of the American College of Cardiology* 2000;35:1237-44.
122. Sabharwal N, Cemin R, Rajan K, Hickman M, Lahiri A, Senior R. Usefulness of left atrial volume as a predictor of mortality in patients with ischemic cardiomyopathy. *American Journal of Cardiology* 2004;94:760-3.
123. Poulsen MK, Dahl JS, Henriksen JE, Hey TM, Hoiland-Carlsen PF, Beck-Nielsen H, et al. Left atrial volume index: relation to long-term clinical outcome in type 2 diabetes. *J Am Coll Cardiol* 2013.
124. Olshansky B, Heller EN, Mitchell LB, Chandler M, Slater W, Green M, et al. Are transthoracic echocardiographic parameters associated with atrial fibrillation recurrence or stroke? - Results from the atrial fibrillation follow-up investigation of rhythm management (AFFIRM) study. *Journal of the American College of Cardiology* 2005;45:2026-33.
125. Rusinaru D, Tribouilloy C, Grigioni F, Avierinos JF, Suri RM, Barbieri A, et al. Left Atrial Size Is a Potent Predictor of Mortality in Mitral Regurgitation Due to Flail Leaflets Results From a Large International Multicenter Study. *Circulation-Cardiovascular Imaging* 2011;4:473-U43.
126. Schabelman S, Schiller NB, Silverman NH, Ports TA. Left Atrial Volume Estimation by Two-Dimensional Echocardiography. *Catheterization and Cardiovascular Diagnosis* 1981;7:165-78.
127. Wade MR, Chandraratna PAN, Reid CL, Lin SL, Rahimtoola SH. Accuracy of Nondirected and Directed M-Mode Echocardiography as an Estimate of Left Atrial Size. *American Journal of Cardiology* 1987;60:1208-11.
128. Lester SJ, Ryan EW, Schiller NB, Foster E. Best method in clinical practice and in research studies to determine left atrial size. *American Journal of Cardiology* 1999;84:829-32.
129. Loperfido F, Pennestri F, Digaetano A, Scabbia E, Santarelli P, Mongiardo R, et al. Assessment of left atrial dimensions by cross sectional echocardiography in patients with mitral valve disease. *Br Heart J* 1983;50:570-8.
130. Vyas H, Jackson K, Chenzbraun A. Switching to volumetric left atrial measurements: impact on routine echocardiographic practice. *European Journal of Echocardiography* 2011;12.
131. Gottdiener JS, Kitzman DW, Aurigemma GP, Arnold AM, Manolio TA. Left atrial volume, geometry, and function in systolic and diastolic heart failure of persons ≥ 65 years of age (The Cardiovascular Health Study). *American Journal of Cardiology* 2006;97:83-9.
132. Losi Ma, Betocchi S, Aversa M, Lombardi R, Miranda M, Ciampi Q, et al. Determinants of the development of atrial fibrillation in hypertrophic cardiomyopathy. *Circulation* 2002;106:710-.
133. Rossi A, Cicoira M, Zanolla L, Sandrini R, Golia G, Zardini P, et al. Determinants and prognostic value of left atrial volume in patients with dilated cardiomyopathy. *Journal of the American College of Cardiology* 2002;40:1425-30.
134. Takemoto Y, Barnes ME, Seward JB, Lester SJ, Appleton CA, Gersh BJ, et al. Usefulness of left atrial volume in predicting first congestive heart failure in patients ≥ 65 years of age with well-preserved left ventricular systolic function. *American Journal of Cardiology* 2005;96:832-6.
135. Tani T, Tanabe K, Ono M, Yamaguchi K, Okada M, Sumida T, et al. Left atrial volume and the risk of paroxysmal atrial fibrillation in patients with hypertrophic cardiomyopathy. *Journal of the American Society of Echocardiography* 2004;17:644-8.
136. Tsang TSM, Abhayaratna WP, Barnes ME, Miyasaka Y, Gersh BJ, Bailey KR, et al. Prediction of cardiovascular outcomes with left atrial size - Is volume superior to area or diameter? *Journal of the American College of Cardiology* 2006;47:1018-23.
137. Pritchett AM, Jacobsen SJ, Mahoney DW, Rodeheffer RJ, Bailey KR, Redfield MM. Left atrial volume as an index of left atrial size: a population-based study. *J Am Coll Cardiol* 2003;41:1036-43.
138. Jenkins C, Bricknell K, Marwick TH. Use of real-time three-dimensional echocardiography to measure left atrial volume: Comparison with other echocardiographic techniques. *Journal of the American Society of Echocardiography* 2005;18:991-7.
139. Maceira aM, Cosin-Sales J, Roughton M, Prasad SK, Pennell DJ. Reference left atrial dimensions and volumes by steady state free precession cardiovascular magnetic resonance. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* 2010;12.
140. Rodevand O, Bjornerheim R, Ljosland M, Maehle J, Smith HJ, Ihlen H. Left atrial volumes assessed by three- and two-dimensional echocardiography compared to MRI estimates. *International Journal of Cardiac Imaging* 1999;15:397-410.
141. Stojanovska J, Cronin P, Patel S, Gross BH, Oral H, Chughtai K, et al. Reference Normal Absolute and Indexed Values From ECG-Gated MDCT: Left Atrial Volume, Function, and Diameter. *American Journal of Roentgenology* 2011;197:631-7.

142. Ujino K, Barnes ME, Cha SS, Langins AP, Bailey KR, Seward JB, et al. Two-dimensional echocardiographic methods for assessment of left atrial volume. *American Journal of Cardiology* 2006;98:1185-8.
143. Aurigemma GP, Gottdiener JS, Arnold AM, Chinali M, Hill JC, Kitzman D. Left Atrial Volume and Geometry in Healthy Aging The Cardiovascular Health Study. *Circulation-Cardiovascular Imaging* 2009;2:282-9.
144. Thomas L, Levett K, Boyd A, Leung DYC, Schiller NB, Ross DL. Compensatory changes in atrial volumes with normal aging: Is atrial enlargement inevitable? *Journal of the American College of Cardiology* 2002;40:1630-5.
145. Yamaguchi K, Tanabe K, Tani T, Yagi T, Fujii Y, Konda T, et al. Left atrial volume in normal Japanese adults. *Circulation Journal* 2006;70:285-8.
146. Russo C, Hahn RT, Jin ZZ, Homma S, Sacco RL, Di Tullio MR. Comparison of Echocardiographic Single-Plane versus Biplane Method in the Assessment of Left Atrial Volume and Validation by Real Time Three-Dimensional Echocardiography. *Journal of the American Society of Echocardiography* 2010;23:954-60.
147. Nistri S, Galderisi M, Ballo P, Olivotto I, D'Andrea A, Pagliani L, et al. Determinants of echocardiographic left atrial volume: implications for normalcy. *European Journal of Echocardiography* 2011;12:826-33.
148. Vasan RS, Levy D, Larson MG, Benjamin EJ. Interpretation of echocardiographic measurements: a call for standardization. *Am Heart J* 2000;139:412-22.
149. Knutsen KM, Stugaard M, Michelsen S, Otterstad JE. M-mode echocardiographic findings in apparently healthy, non-athletic Norwegians aged 20-70 years. Influence of age, sex and body surface area. *J Intern Med* 1989;225:111-5.
150. Wang Y, Gutman JM, Heilbron D, Wahr D, Schiller NB. Atrial volume in a normal adult population by two-dimensional echocardiography. *Chest* 1984;86:595-601.
151. Cacciapuoti F, Scognamiglio A, Paoli VD, Romano C, Cacciaputo F. Left Atrial Volume Index as Indicator of Left Ventricular Diastolic Dysfunction. *Journal of Cardiovascular Ultrasound* 2012;20:25-9.
152. Orban M, Bruce CJ, Pressman GS, Leinveber P, Romero-Corral A, Korinek J, et al. Dynamic Changes of Left Ventricular Performance and Left Atrial Volume Induced by the Mueller Maneuver in Healthy Young Adults and Implications for Obstructive Sleep Apnea, Atrial Fibrillation, and Heart Failure. *American Journal of Cardiology* 2008;102:1557-61.
153. Whitlock M, Garg A, Gelow J, Jacobson T, Broberg C. Comparison of Left and Right Atrial Volume by Echocardiography Versus Cardiac Magnetic Resonance Imaging Using the Area-Length Method. *American Journal of Cardiology* 2010;106:1345-50.
154. Yoshida C, Nakao S, Goda A, Naito Y, Matsumoto M, Otsuka M, et al. Value of assessment of left atrial volume and diameter in patients with heart failure but with normal left ventricular ejection fraction and mitral flow velocity pattern. *European Journal of Echocardiography* 2009;10:278-81.
155. Iwataki M, Takeuchi M, Otani K, Kuwaki H, Haruki N, Yoshitani H, et al. Measurement of left atrial volume from transthoracic three-dimensional echocardiographic datasets using the biplane Simpson's technique. *J Am Soc Echocardiogr* 2012;25:1319-26.
156. Nagueh SF, Appleton CP, Gillebert TC, Marino PN, Oh JK, Smiseth OA, et al. Recommendations for the evaluation of left ventricular diastolic function by echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:107-33.
157. Miyasaka Y, Tsujimoto S, Maeba H, Yuasa F, Takehana K, Dote K, et al. Left atrial volume by real-time three-dimensional echocardiography: validation by 64-slice multidetector computed tomography. *J Am Soc Echocardiogr* 2011;24:680-6.
158. Rohner A, Brinkert M, Kawel N, Buechel RR, Leibundgut G, Grize L, et al. Functional assessment of the left atrium by real-time three-dimensional echocardiography using a novel dedicated analysis tool: initial validation studies in comparison with computed tomography. *Eur J Echocardiogr* 2011;12:497-505.
159. Artang R, Migrino RQ, Harmann L, Bowers M, Woods TD. Left atrial volume measurement with automated border detection by 3-dimensional echocardiography: comparison with Magnetic Resonance Imaging. *Cardiovasc Ultrasound* 2009;7:16.
160. Mor-Avi V, Yodwut C, Jenkins C, Kuhl H, Nesser HJ, Marwick TH, et al. Real-time 3D echocardiographic quantification of left atrial volume: multicenter study for validation with CMR. *JACC Cardiovasc Imaging* 2012;5:769-77.
161. Caselli S, Canali E, Foschi ML, Santini D, Di Angelantonio E, Pandian NG, et al. Long-term prognostic significance of three-dimensional echocardiographic parameters of the left ventricle and left atrium. *Eur J Echocardiogr* 2010;11:250-6.
162. Suh IW, Song JM, Lee EY, Kang SH, Kim MJ, Kim JJ, et al. Left atrial volume measured by real-time 3-dimensional echocardiography predicts clinical outcomes in patients with severe left ventricular dysfunction and in sinus rhythm. *J Am Soc Echocardiogr* 2008;21:439-45.
163. Maddukuri PV, Vieira ML, DeCastro S, Maron MS, Kuvin JT, Patel AR, et al. What is the best approach for the assessment of left atrial size? Comparison of various unidimensional and two-dimensional parameters with three-dimensional echocardiographically determined left atrial volume. *J Am Soc Echocardiogr* 2006;19:1026-32.
164. Aune E, Baekkevar M, Roislien J, Rodevand O, Otterstad JE. Normal reference ranges for left and right atrial volume indexes and ejection fractions obtained with real-time three-dimensional echocardiography. *European Journal of Echocardiography* 2009;10:738-44.
165. Peluso D, Badano LP, Muraru D, Dianco LD, Cucchini U, Kocabay G, et al. Right Atrial Size and Function assessed with three-dimensional and speckle-tracking

- echocardiography in 200 healthy volunteers. *European Heart Journal-Cardiovascular Imaging* 2013;In press.
166. DePace NL, Ren JF, Kotler MN, Mintz GS, Kimbiris D, Kalman P. Two-dimensional echocardiographic determination of right atrial emptying volume: a noninvasive index in quantifying the degree of tricuspid regurgitation. *Am J Cardiol* 1983;52:525-9.
 167. Kaplan JD, Evans GT, Foster E, Lim D, Schiller NB. Evaluation of Electrocardiographic Criteria for Right Atrial Enlargement by Quantitative 2-Dimensional Echocardiography. *Journal of the American College of Cardiology* 1994;23:747-52.
 168. Quraini D, Pandian NG, Patel AR. Three-Dimensional Echocardiographic Analysis of Right Atrial Volume in Normal and Abnormal Hearts: Comparison of Biplane and Multiplane Methods. *Echocardiography-a Journal of Cardiovascular Ultrasound and Allied Techniques* 2012;29:608-13.
 169. Anderson RH. Clinical anatomy of the aortic root. *Heart* 2000;84:670-3.
 170. Anderson RH. Further anatomical insights regarding the Ross procedure. *Ann Thorac Surg* 2006;81:411-2.
 171. Piazza N, de Jaegere P, Schultz C, Becker AE, Serruys PW, Anderson RH. Anatomy of the aortic valvar complex and its implications for transcatheter implantation of the aortic valve. *Circ Cardiovasc Interv* 2008;1:74-81.
 172. Ho SY. Structure and anatomy of the aortic root. *Eur J Echocardiogr* 2009;10:i3-10.
 173. Messika-Zeitoun D, Serfaty JM, Brochet E, Ducrocq G, Lepage L, Detaint D, et al. Multimodal assessment of the aortic annulus diameter: implications for transcatheter aortic valve implantation. *J Am Coll Cardiol* 2010;55:186-94.
 174. Moss RR, Ivens E, Pasupati S, Humphries K, Thompson CR, Munt B, et al. Role of echocardiography in percutaneous aortic valve implantation. *JACC Cardiovasc Imaging* 2008;1:15-24.
 175. Walther T, Dewey T, Borger MA, Kempfert J, Linke A, Becht R, et al. Transapical aortic valve implantation: step by step. *Ann Thorac Surg* 2009;87:276-83.
 176. Tops LF, Wood DA, Delgado V, Schuijf JD, Mayo JR, Pasupati S, et al. Noninvasive evaluation of the aortic root with multislice computed tomography implications for transcatheter aortic valve replacement. *JACC Cardiovasc Imaging* 2008;1:321-30.
 177. Kazui T, Izumoto H, Yoshioka K, Kawazoe K. Dynamic morphologic changes in the normal aortic annulus during systole and diastole. *J Heart Valve Dis* 2006;15:617-21.
 178. Shiran A, Adawi S, Ganaeem M, Asmer E. Accuracy and reproducibility of left ventricular outflow tract diameter measurement using transthoracic when compared with transesophageal echocardiography in systole and diastole. *Eur J Echocardiogr* 2009;10:319-24.
 179. Hamdan A, Guetta V, Konen E, Goitein O, Segev A, Raanani E, et al. Deformation dynamics and mechanical properties of the aortic annulus by 4-dimensional computed tomography: insights into the functional anatomy of the aortic valve complex and implications for transcatheter aortic valve therapy. *J Am Coll Cardiol* 2012;59:119-27.
 180. Chin D. Echocardiography for transcatheter aortic valve implantation. *Eur J Echocardiogr* 2009;10:i21-9.
 181. Zamorano JL, Badano LP, Bruce C, Chan KL, Goncalves A, Hahn RT, et al. EAE/ASE recommendations for the use of echocardiography in new transcatheter interventions for valvular heart disease. *J Am Soc Echocardiogr* 2011;24:937-65.
 182. Holmes DR, Jr., Mack MJ, Kaul S, Agnihotri A, Alexander KP, Bailey SR, et al. 2012 ACCF/AATS/SCAI/STS expert consensus document on transcatheter aortic valve replacement. *J Am Coll Cardiol* 2012;59:1200-54.
 183. Achenbach S, Delgado V, Hausleiter J, Schoenhagen P, Min JK, Leipsic JA. SCCT expert consensus document on computed tomography imaging before transcatheter aortic valve implantation (TAVI)/transcatheter aortic valve replacement (TAVR). *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2012;6:366-80.
 184. Kasel AM, Cassese S, Bleiziffer S, Amaki M, Hahn RT, Kastrati A, et al. Standardized imaging for aortic annular sizing: implications for transcatheter valve selection. *JACC Cardiovasc Imaging* 2013;6:249-62.
 185. Pershad A, Stone D, Morris MF, Fang K, Gellert G. Aortic annulus measurement and relevance to successful transcatheter aortic valve replacement: a new technique using 3D TEE. *J Interv Cardiol* 2013;26:302-9.
 186. Hahn RT, Khalique O, Williams MR, Koss E, Paradis JM, Daneault B, et al. Predicting paravalvular regurgitation following transcatheter valve replacement: utility of a novel method for three-dimensional echocardiographic measurements of the aortic annulus. *J Am Soc Echocardiogr* 2013;26:1043-52.
 187. Flachskampf FA, Wouters PF, Edvardsen T, Evangelista A, Habib G, Hoffman P, et al. Recommendations for transoesophageal echocardiography: EACVI update 2014. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2014;15:353-65.
 188. Hutter A, Opitz A, Bleiziffer S, Ruge H, Hettich I, Mazzitelli D, et al. Aortic annulus evaluation in transcatheter aortic valve implantation. *Catheter Cardiovasc Interv* 2010;76:1009-19.
 189. Leipsic J, Gurvitch R, Labounty TM, Min JK, Wood D, Johnson M, et al. Multidetector computed tomography in transcatheter aortic valve implantation. *JACC Cardiovasc Imaging* 2011;4:416-29.
 190. Delgado V, Ng AC, van de Veire NR, van der Kley F, Schuijf JD, Tops LF, et al. Transcatheter aortic valve implantation: role of multi-detector row computed tomography to evaluate prosthesis positioning and deployment in relation to valve function. *Eur Heart J* 2010;31:1114-23.

191. Willson AB, Webb JG, Freeman M, Wood DA, Gurvitch R, Thompson CR, et al. Computed tomography-based sizing recommendations for transcatheter aortic valve replacement with balloon-expandable valves: Comparison with transesophageal echocardiography and rationale for implementation in a prospective trial. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2012;6:406-14.
192. Utsunomiya H, Yamamoto H, Horiguchi J, Kunita E, Okada T, Yamazato R, et al. Underestimation of aortic valve area in calcified aortic valve disease: effects of left ventricular outflow tract ellipticity. *Int J Cardiol* 2012;157:347-53.
193. Gurvitch R, Webb JG, Yuan R, Johnson M, Hague C, Willson AB, et al. Aortic annulus diameter determination by multidetector computed tomography: reproducibility, applicability, and implications for transcatheter aortic valve implantation. *JACC Cardiovasc Interv* 2011;4:1235-45.
194. Goldstein SA, Evangelista A, Abbara S, Arai A, Acsh F, Badano LP, et al. ASE/EAE recommendations for multimodality imaging techniques for diseases of the aorta: Expert consensus statement. *J Am Soc Echocardiogr* 2014;(in press).
195. Roman MJ, Devereux RB, Kramer-Fox R, O'Loughlin J. Two-dimensional echocardiographic aortic root dimensions in normal children and adults. *Am J Cardiol* 1989;64:507-12.
196. Vasan RS, Larson MG, Benjamin EJ, Levy D. Echocardiographic reference values for aortic root size: the Framingham Heart Study. *J Am Soc Echocardiogr* 1995;8:793-800.
197. Roman MJ, Devereux RB, Niles NW, Hochreiter C, Kligfield P, Sato N, et al. Aortic root dilatation as a cause of isolated, severe aortic regurgitation. Prevalence, clinical and echocardiographic patterns, and relation to left ventricular hypertrophy and function. *Ann Intern Med* 1987;106:800-7.
198. Moreno FL, Hagan AD, Holmen JR, Pryor TA, Strickland RD, Castle CH. Evaluation of size and dynamics of the inferior vena cava as an index of right-sided cardiac function. *Am J Cardiol* 1984;53:579-85.
199. Brennan JM, Blair JE, Goonewardena S, Ronan A, Shah D, Vasaiwala S, et al. Reappraisal of the use of inferior vena cava for estimating right atrial pressure. *J Am Soc Echocardiogr* 2007;20:857-61.
200. Kircher BJ, Himelman RB, Schiller NB. Noninvasive estimation of right atrial pressure from the inspiratory collapse of the inferior vena cava. *Am J Cardiol* 1990;66:493-6.
201. Goldhammer E, Mesnick N, Abinader EG, Sagiv M. Dilated inferior vena cava: a common echocardiographic finding in highly trained elite athletes. *J Am Soc Echocardiogr* 1999;12:988-93.
202. Jue J, Chung W, Schiller NB. Does inferior vena cava size predict right atrial pressures in patients receiving mechanical ventilation? *J Am Soc Echocardiogr* 1992;5:613-9.
203. Arthur ME, Landolfo C, Wade M, Castresana MR. Inferior vena cava diameter (IVCD) measured with transesophageal echocardiography (TEE) can be used to derive the central venous pressure (CVP) in anesthetized mechanically ventilated patients. *Echocardiography* 2009;26:140-9.
204. Hiratzka LF, Bakris GL, Beckman JA, Bersin RM, Carr VF, Casey DE, Jr., et al. 2010 ACCF/AHA/AATS/ACR/ASA/SCA/SCAI/SIR/STS/SVM guidelines for the diagnosis and management of patients with Thoracic Aortic Disease: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines, American Association for Thoracic Surgery, American College of Radiology, American Stroke Association, Society of Cardiovascular Anesthesiologists, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Society of Interventional Radiology, Society of Thoracic Surgeons, and Society for Vascular Medicine. *Circulation* 2010;121:e266-369.
205. Mosteller RD. Simplified calculation of body-surface area. *N Engl J Med* 1987;317:1098.
206. Rodriguez-Bailon I, Jimenez-Navarro MF, Perez-Gonzalez R, Garcia-Orta R, Morillo-Velarde E, de Teresa-Galvan E. Left ventricular deformation and two-dimensional echocardiography: temporal and other parameter values in normal subjects. *Rev Esp Cardiol* 2010;63:1195-9.
207. Saleh HK, Villarraga HR, Kane GC, Pereira NL, Raichlin E, Yu Y, et al. Normal left ventricular mechanical function and synchrony values by speckle-tracking echocardiography in the transplanted heart with normal ejection fraction. *J Heart Lung Transplant* 2011;30:652-8.
208. Bussadori C, Moreo A, Di Donato M, De Chiara B, Negura D, Dall'Aglio E, et al. A new 2D-based method for myocardial velocity strain and strain rate quantification in a normal adult and paediatric population: assessment of reference values. *Cardiovasc Ultrasound* 2009;7:8.

APENDICE

Métodos

Cuando fue posible se obtuvieron datos sobre presión sanguínea sistólica y diastólica, diagnóstico y tratamiento de hipertensión, diagnóstico de diabetes, niveles de glucemia en ayunas, niveles de creatinina, colesterol, lipoproteínas de baja densidad y triglicéridos. El área de superficie corporal fue calculada utilizando la fórmula de Mosteller.²⁰⁵ El índice de masa corporal (IMC) fue calculado dividiendo el peso en kilogramos por la altura al cuadrado en metros.

Mediciones ecocardiográficas

Las medidas por ecocardiografía transtorácica de cada estudio fueron realizadas según las guías disponibles publicadas.¹ Los valores de las mediciones se obtuvieron de las siguientes vistas por ETT 2D: diámetro fin diástole (DFD) y fin sístole (DFS) del ventrículo izquierdo (VI) desde vista paraesternal eje largo; volumen fin diástole

(VFD) y fin sístole (VFS) y fracción de eyección (FE) del VI desde vistas apical 2 y 4 cámaras; y VFD, VFS, volumen sistólico (VS) y FE desde vista biplano.

Análisis estadístico

Se encontró que todos los parámetros estudiados responden a una normal distribución utilizando el test Kolmogorov-Smirnov y el resumen de los datos de esas variables se presentan como media \pm DS (desvío estandar). Se realizó un análisis multivariado para determinar la dependencia de los parámetros medidos sobre edad, sexo, y ASC (área superficie corporal). La regresión lineal simple contra la edad fue utilizada para construir los nomogramas presentados normalizados por ASC y divididos por género como media y 95% de intervalo de confianza. Un valor de $P < 0.05$ fue considerado significativo.

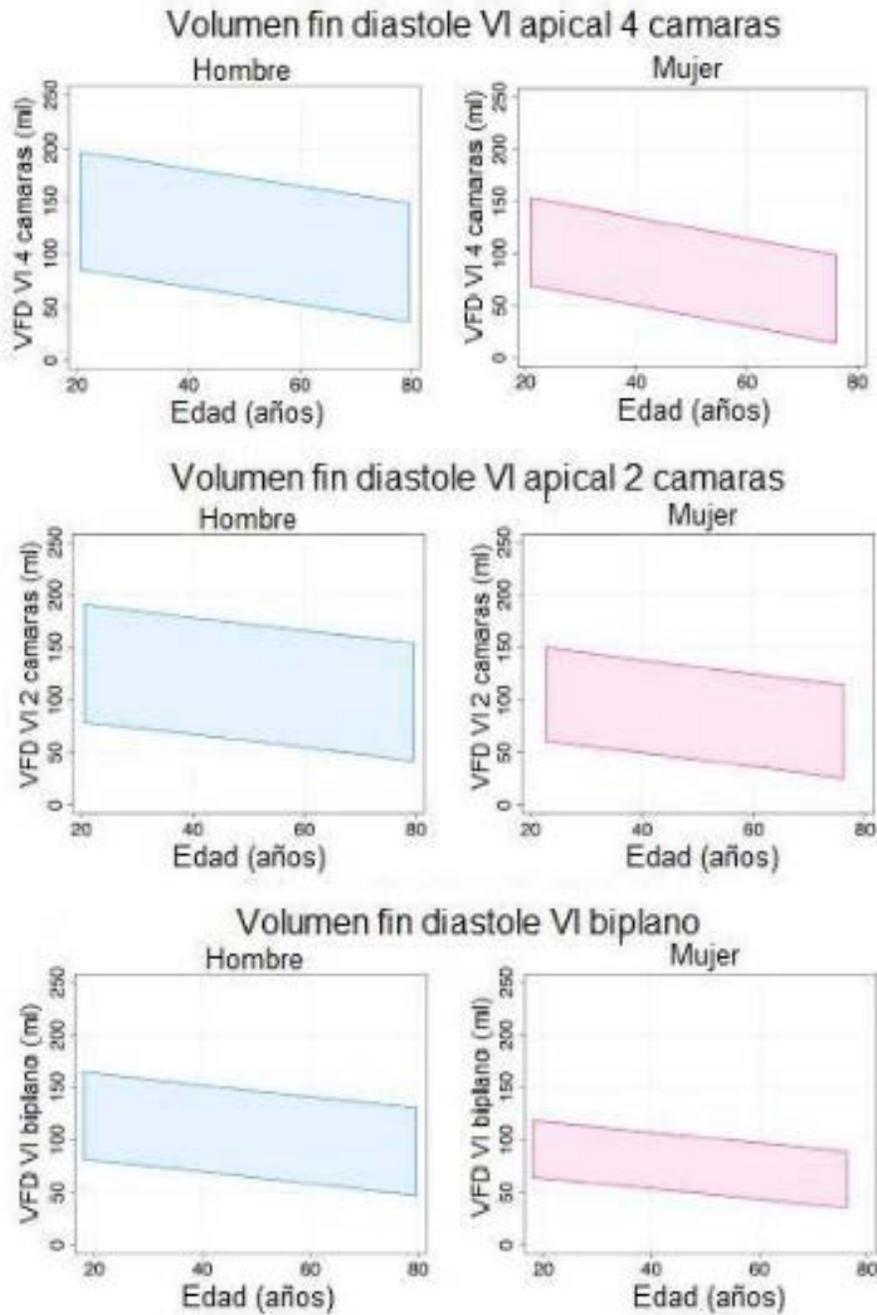


Figura App 1. Hombres (columna izquierda) y mujeres (columna derecha), intervalo de confianza del 95% para vista apical 4 cámaras (fila superior), vista apical 2 cámaras (fila central) y biplano (fila inferior) del volumen fin diástole (VFD) del ventrículo izquierdo (VI) en base a edad

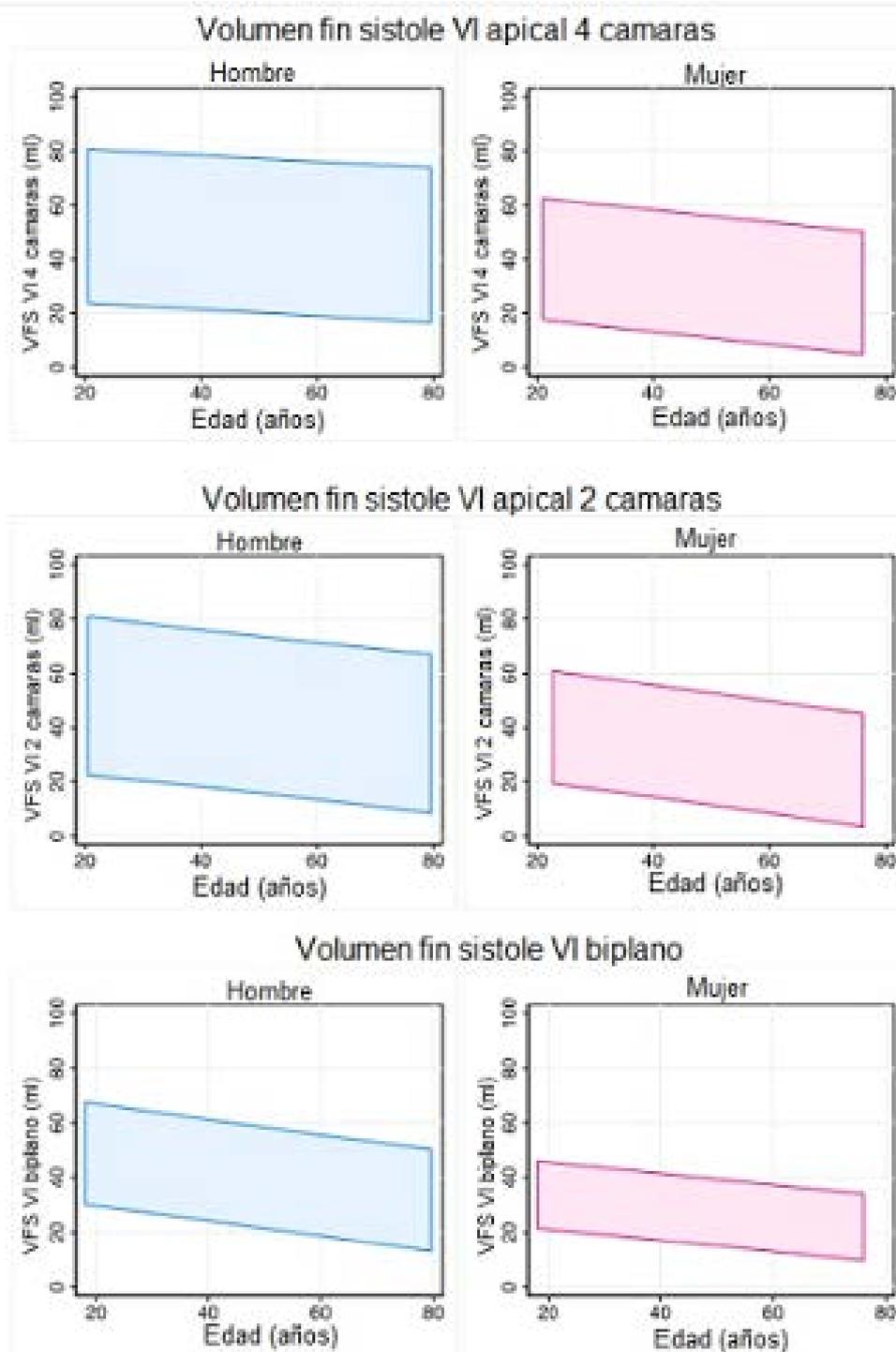


Figura App 2. Hombres (columna izquierda) y mujeres (columna derecha), intervalo de confianza del 95% para vista apical 4 cámaras (fila superior), vista apical 2 cámaras (fila central) y biplano (fila inferior) del volumen fin sístole (VFS) del ventrículo izquierdo (VI) en base a edad.

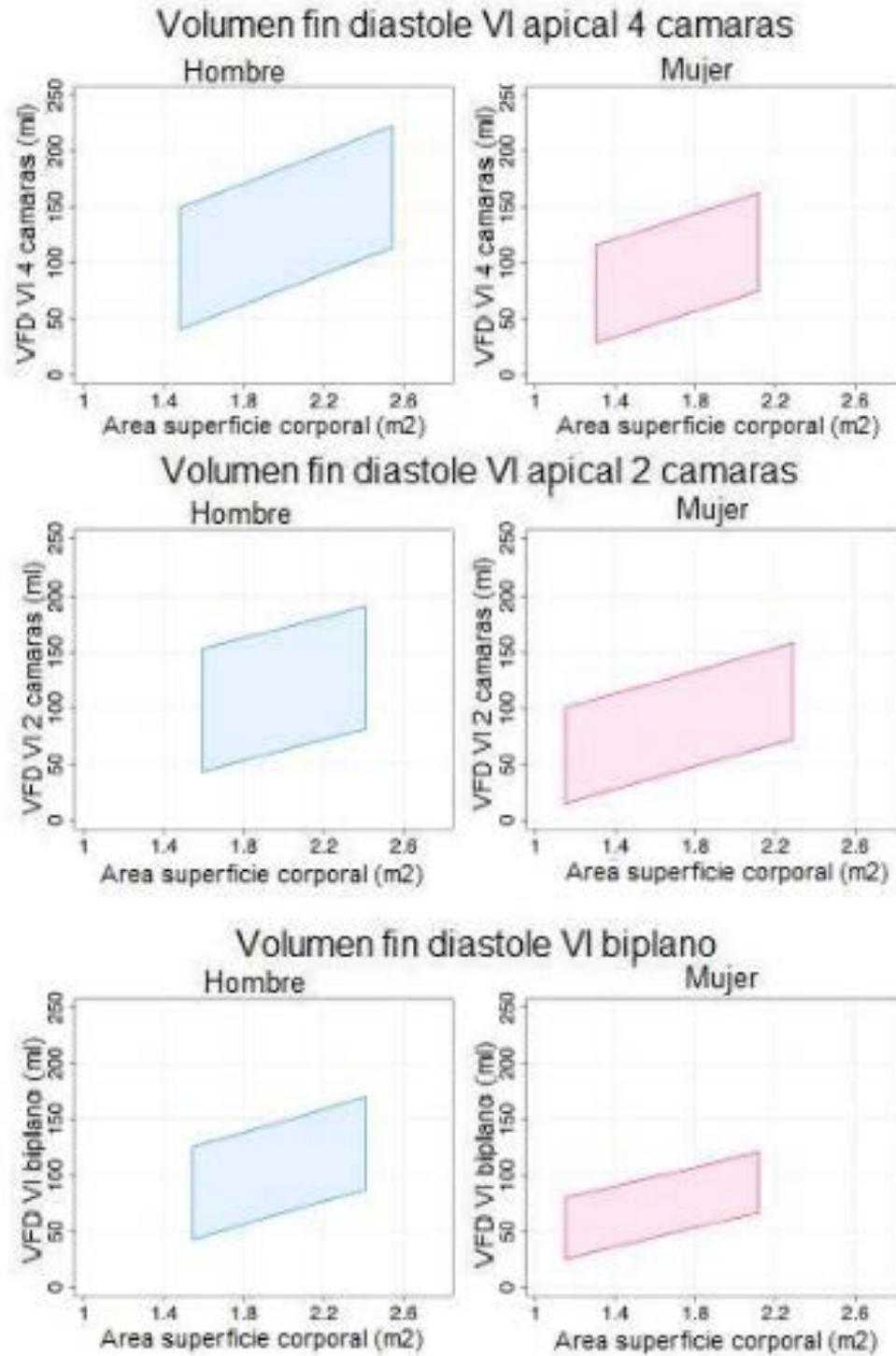


Figura App 3. Hombres (columna izquierda) y mujeres (columna derecha), intervalo de confianza del 95% para vista apical 4 cámaras (fila superior), vista apical 2 cámaras (fila central) y biplano (fila inferior) del volumen fin diástole (VFD) del ventrículo izquierdo (VI) en base al área de superficie corporal.

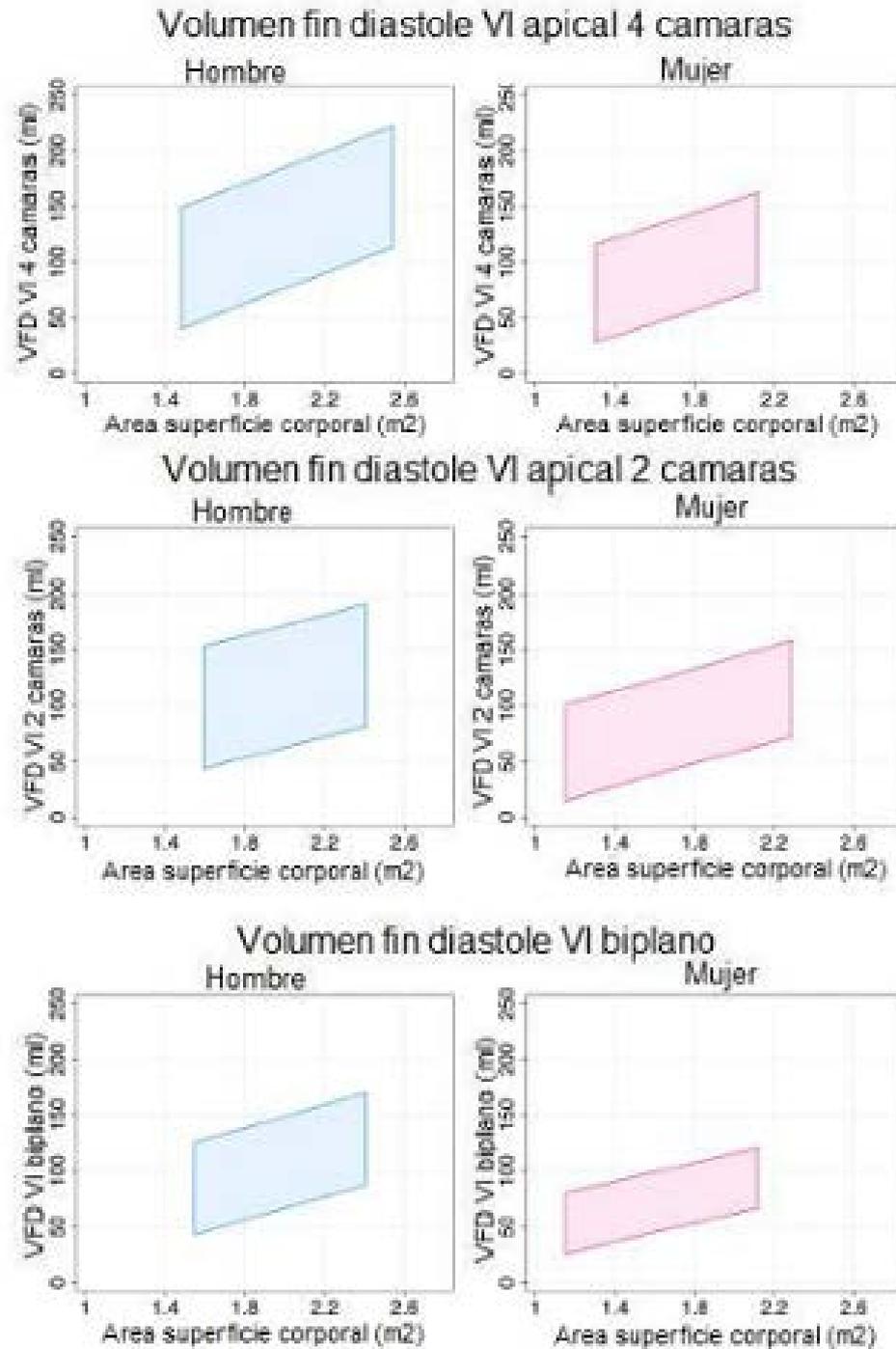


Figura App 4. Hombres (columna izquierda) y mujeres (columna derecha), intervalo de confianza del 95% para vista apical 4 cámaras (fila superior), vista apical 2 cámaras (fila central) y biplano (fila inferior) del volumen fin sístole (VFS) del ventrículo izquierdo (VI) en base al área de superficie corporal.

Tabla App 1. Fuente de datos de las que se obtuvieron las mediciones ventriculares, agrupadas por vistas ecocardiográficas, sexo y características basales

	Vista paraesternal eje largo	Vista apical 4 cámaras	Vista apical 2 cámaras	Vista biplano
Fuente Datos (N)	Asklepios (1019) Flemengho (252)	Cardia5 (1027) Asklepios (1006) Flemengho (245)	Cardia25 (588) Asklepios10 (161) Flemengho (244)	Padua (111) Asklepios10 (161) Flemengho (248)
Hombres				
N	502	962	410	201
Raza Blanca	502	770	345	201
Raza Negra	0	192	65	0
Edad	45±8	37±10	50±8	47±14
Estatura	177±7	178±7	178±7	177±8
Peso	78±10	77±10	80±10	79±11
ASC	1.96±0.14	1.94±0.15	1.99±0.15	1.97±0.17
IMC	25±3	24±3	25±3	25±3
Mujeres				
N	769	1316	583	319
Raza Blanca	769	244	509	319
Raza Negra	0	1072	74	0
Edad	45±7	37±10	50±7	48±12
Estatura	164±6	164±6	165±6	164±7
Peso	63±8	62±9	66±9	63±9
ASC	1.69±0.13	1.68±0.13	1.73±0.15	1.70±0.14
IMC	23±3	23±3	24±3	24±3

Tabla App 2. Valores normales de los parámetros tamaño y función ventricular izquierda para hombres y mujeres obtenidos desde diferentes vistas ecocardiográficas, mostrando el número de sujetos utilizados para su obtención.

Parámetros	Hombre			Mujer		
	N	Media DS	Rango 2DS	N	Media DS	Rango 2DS
Vista paraesternal eje largo *						
Tamaño diastólico interno VI, mm	502	50.2 ± 4.1	42.0 – 58.4	769	45.0 ± 3.6	37.8 – 52.2
Tamaño sistólico interno VI, mm	389	32.4 ± 3.7	25.0 – 39.8	630	28.2 ± 3.3	21.6 – 34.8
Vista apical 2 cámaras †						
Fracción de eyección VI, %	410	62 ± 7	48 – 76	583	64 ± 6	52 – 76
Volumen fin diástole VI, mL	410	117 ± 29	59 – 175	583	87 ± 23	41 – 133
Volumen fin sístole VI, mL	410	45 ± 15	15 – 75	583	32 ± 11	10 – 54
Vista apical 4 cámaras ‡						
Fracción de eyección VI, %	962	60 ± 7	46 – 74	1316	62 ± 8	46 – 78
Volumen fin diástole VI, mL	962	127 ± 29	69 – 185	1316	94 ± 23	48 – 140
Volumen fin sístole VI, mL	962	50 ± 14	22 – 78	1316	36 ± 12	12 – 60
Biplano §						
Fracción de eyección VI, %	201	62 ± 5	52 – 72	319	64 ± 5	54 – 74
Volumen fin diástole VI, mL	201	106 ± 22	62 – 150	319	76 ± 15	46 – 106
Volumen fin sístole VI, mL	201	41 ± 10	21 – 61	319	28 ± 7	14 – 42
Normalizado por ASC						
Vista apical 2 cámaras †						
Volumen fin diástole VI, mL/m ²	410	59 ± 14	31 – 87	583	50 ± 12	26 – 74
Volumen fin sístole VI, mL/m ²	410	23 ± 7	9 – 37	583	18 ± 6	6 – 30
Vista apical 4 cámaras ‡						
Volumen fin diástole VI, mL/m ²	962	65 ± 14	37 – 93	1316	56 ± 13	30 – 82
Volumen fin sístole VI, mL/m ²	962	26 ± 7	12 – 40	1316	21 ± 7	7 – 35
Biplano §						
Volumen fin diástole VI, mL/m ²	201	54 ± 10	34 – 74	319	45 ± 8	29 – 61
Volumen fin sístole VI, mL/m ²	201	21 ± 5	11 – 31	319	16 ± 4	8 – 24

Fuentes de datos

*Asklepios, Flemengho

†Asklepios, CARDIAS5, Flemengho

‡Flemengho; CARDIAS25,Asklepios 10

§Asklepios10,Flemehgho,Padua

Tabla App 3. Rangos normales y valores de corte de severidad por ecocardiografía 2D para tamaño, función y masa ventricular izquierda así como volumen de aurícula izquierda.

		Hombre				Mujer			
		Rango normal	Levemente anormal	Moderadamente anormal	Severamente anormal	Rango normal	Levemente anormal	Moderadamente anormal	Severamente anormal
Tamaño VI	Diametro diastolico VI (cm)	4.2 - 5.8	5.9 - 6.3	6.4 - 6.8	>6.8	3.8 - 5.2	5.3 - 5.6	5.7 - 6.1	>6.1
	Diametro diastolico VI/ASC (cm/m2)	2.2 - 3.0	3.1 - 3.3	3.4 - 3.6	>3.6	2.3 - 3.1	3.2 - 3.4	3.5 - 3.7	>3.7
	Diametro sistolico VI (cm)	2.5 - 4.0	4.1 - 4.3	4.4 - 4.5	>4.5	2.2 - 3.5	3.6 - 3.8	3.9 - 4.1	>4.1
	Diametro sistolico VI/ASC (cm/m2)	1.3 - 2.1	2.2 - 2.3	2.4 - 2.5	>2.5	1.3 - 2.1	2.2 - 2.3	2.4 - 2.6	>2.6
Volumen VI	Volumen diastolico VI (ml)	62 - 150	151 - 174	175 - 200	>200	46 - 106	107 - 120	121 - 130	>130
	Volumen diastolico VI/ASC (ml/m2)	34 - 74	75 - 89	90 - 100	>100	29 - 61	62 - 70	71 - 80	>80
	Volumen sistolico VI (ml)	21 - 61	62 - 73	74 - 85	>85	14 - 42	43 - 55	56 - 67	>67
	Volumen sistolico VI/ASC (ml/m2)	11 - 31	32 - 38	39 - 45	>45	8 - 24	25 - 32	33 - 40	>40
Funcion VI	Fraccion de eyeccion VI (%)	52 - 72	41 - 51	30 - 40	<30	54 - 74	41 - 53	30 - 40	<30
Masa VI por metodo lineal	Grosor pared septal (cm)	0.6 - 1.0	1.1 - 1.3	1.4 - 1.6	>1.6	0.6 - 0.9	1.0 - 1.2	1.3 - 1.5	>1.5
	Grosor pared posterior (cm)	0.6 - 1.0	1.1 - 1.3	1.4 - 1.6	>1.6	0.6 - 0.9	1.0 - 1.2	1.3 - 1.5	>1.5
	Masa VI (g)	88 - 224	225 - 258	259 - 292	>292	67 - 162	163 - 186	187 - 210	>210
	Masa VI/ASC (g/m2)	49 - 115	116 - 131	132 - 148	>148	43 - 95	96 - 108	109 - 121	>121
Masa VI por metodo 2D	Masa VI (g)	96 - 200	201 - 227	228 - 254	>254	66 - 150	151 - 171	172 - 193	>193
	Masa VI/ASC (g/m2)	50 - 102	103 - 116	117 - 130	>130	44 - 88	89 - 100	101 - 112	>112

Tabla App.4. Función ventricular izquierda según sexo y edad por decilios (media y 2DS)

Parámetros	Edad 20-29		Edad 30-39		Edad 40-49		Edad 50-59		Edad > 60	
	Hombre N	Mujer Media±SD								
Vista apical 2 cámaras										
Fración eyección VI, %	14	62±14	16	62±16	27	62±15	18	63±13	34	63±16
Volumen fin diástole VI, mL	14	132±18	16	88±21	27	111±27	18	88±14	34	88±22
Volumen fin sístole VI, mL	14	48±7	16	33±10	27	42±11	18	31±7	34	32±8
Vista apical 4 cámaras										
Fración eyección VI, %	247	63±16	274	63±16	363	61±7	478	62±8	96	60±7
Volumen fin diástole VI, mL	247	136±29	274	106±23	363	131±28	478	99±23	96	112±29
Volumen fin sístole VI, mL	247	51±13	274	38±11	363	51±14	478	37±11	96	47±16
Biplano										
Fración eyección VI, %	29	62±3	39	63±4	34	61±4	34	63±4	33	63±3
Volumen fin diástole VI, mL	29	118±23	39	87±18	34	114±22	34	82±13	33	101±21
Volumen fin sístole VI, mL	29	48±11	39	33±8	34	44±10	34	31±6	33	38±9
Volumen sistólico VI, mL	29	73±17	39	53±12	34	69±13	34	52±8	33	64±15
Normalizado por ASC										
Vista apical 2 cámaras										
Volumen fin diástole VI, mL/m ²	14	29±8	16	30±9	27	26±14	18	20±8	34	29±11
Volumen fin sístole VI, mL/m ²	14	22±4	16	19±3	27	21±6	18	18±4	34	16±4
Vista apical 4 cámaras										
Volumen fin diástole VI, mL/m ²	247	70±14	274	63±13	363	67±13	478	59±13	96	59±13
Volumen fin sístole VI, mL/m ²	247	28±6	274	23±6	363	26±7	478	22±6	96	24±4
Biplano										
Volumen fin diástole VI, mL/m ²	29	62±10	39	53±9	34	57±11	34	48±6	33	52±9
Volumen fin sístole VI, mL/m ²	29	24±5	39	19±4	34	22±5	34	18±4	33	18±4

Fuentes de datos

- *Asklepios, CARDIAS, Flemengho
- † Flemengho, CARDIAS 25, Asklepios 10
- ‡ Asklepios 10, Flemengho Padua

Tabla App5 Tamaño y función ventricular izquierdo según raza y sexo

Parámetros	Raza Negra				Raza Blanca			
	Hombres		Mujeres		Hombres		Mujeres	
	N	Media±SD	N	Media±SD	N	Media±SD	N	Media±SD
Vista apical 2 cámaras†								
Fracción de eyección VI, %	65	61 ± 7	74	64 ± 6	345	62 ± 7	509	64 ± 6
Volumen fin diastole VI, mL	65	130 ± 28	74	99 ± 23	345	114 ± 28	509	85 ± 22
Volumen fin sístole VI, mL	65	51 ± 16	74	36 ± 10	345	44 ± 14	509	31 ± 11
Vista apical 4 cámaras‡								
Fracción de eyección VI, %	244	63 ± 6	192	64 ± 6	770	60 ± 7	1072	61 ± 8
Volumen fin diastole VI, mL	244	135 ± 29	192	106 ± 23	770	125 ± 29	1072	91 ± 23
Volumen fin sístole VI, mL	244	50 ± 12	192	38 ± 11	770	50 ± 15	1072	36 ± 12
Normalizado por ASC								
Vista apical 2 cámaras†								
Volumen fin diastole VI, mL	65	66 ± 13	74	55 ± 11	345	57 ± 14	509	50 ± 12
Volumen fin sístole VI, mL	65	26 ± 8	74	20 ± 6	345	22 ± 7	509	18 ± 6
Vista apical 4 cámaras‡								
Volumen fin diastole VI, mL	244	70 ± 14	192	62 ± 13	770	64 ± 14	1072	54 ± 13
Volumen fin sístole VI, mL	244	26 ± 6	192	22 ± 6	770	26 ± 7	1072	21 ± 7

Fuente de Datos

† Asklepios, Cardia5, Flamengho;

‡ Flamengho, Cardia25, Asklepios10

Tabla App_6. Valores normales de strain ventricular izquierdo de metaanálisis y publicaciones individuales recientes utilizando equipamiento y software específico de cada proveedor

Proveedor	Software	N	Media	SD	LNM	Referencia
Diversos	Meta-analisis	2597	-19.7 %		n/a	26
GE	EchoPac BT 12	247	-21.5 %	2.0 %	-18 %	31
	EchoPac BT 12	207	-21.2 %	1.6 %	-18 %	*
	EchoPac BT 12	131	-21.2 %	2.4 %	-17 %	**
	EchoPac BT 110.1.3	333	-21.3 %	2.1 %	-17 %	32
Philips	Qlab 7.1	330	-18.9 %	2.5 %	-14 %	32
Toshiba	UltraExtend	337	-19.9%	2.4 %	-15 %	32
Siemens	VVI	116	-19.8	4.6	-11 %	197
	VVI	82	-17.3	2.3	-13 %	198
Esaote	Mylab 50	30	-19.5	3.1	-13 %	199

* T Kouznetsova, J Staessen, Dept. of Cardiology, Catholic University Leuven, personal communication, ** P Barbier, University Milano, personal communication. LNM – Limite normal inferior.

Tabla App 7. Numero de estudios y sujetos utilizados para obtener los valores de referencia para tamaño y función del ventrículo derecho

Parámetros	Estudio	n
Diámetro basal VD (mm)	12	695
Diámetro medio VD (mm)	14	1938
Diámetro longitudinal VD (mm)	10	537
Diámetro PLAX TSVD (mm)	11	380
Diámetro proximal TSVD (mm)	5	193
Diámetro distal TSVD (mm)	4	159
Grosor pared VD (mm)	9	527
AFD TSVD (cm ²)		
Hombres	2	909
Mujeres	2	971
AFD VD indexado por ASC (cm ² /m ²)		
Hombres	2	909
Mujeres	2	971
AFS VD (cm ²)		
Hombres	1	533
Mujeres	1	600
AFS VD indexado por ASC (cm ² /m ²)		
Hombres	1	533
Mujeres	1	600
VFD VD indexado por ASC (ml/m ²)		
Hombres	2	257
Mujeres	2	285
VFS VD indexado por ASC (ml/m ²)		
Hombres	2	257
Mujeres	2	285
TAPSE (mm)	68	4803
Doppler pulsado onda S (cm/s)	69	4752
Doppler color onda S (cm/s)	9	409
Cambio area fraccional VD (%)	57	3606
Strain 2D pared libre VD (%)	18	782
Fracción de eyección 3D VD (%)	15	1162
IPM Doppler pulsado	23	853
IPM Doppler tisular	13	746
Tiempo desaceleracion onda E (ms)	30	1637
E/A	56	2829
e'	43	3081
E/e'	8	545

Los valores están expresados como media (95% CI), mientras que el limite normal se expresa como el valor mas bajo de referencia (95% IC) y/o *mas alto de referencia (95% IC) cuando sea apropiado.

IC, intervalo de confianza; AFD, área fin-diástole; AFS, área fin-sístole; PLAX, vista paraesternal eje largo; TSVD, tracto salida del ventrículo derecho; IPM, índice performance miocárdica.

Tabla App 8. Rangos normales del tamaño y función del VD por ecocardiografía 3D según sexo y edad (de Maffessanti et al ⁷⁵).

Edad (años)	n (Mujeres, Hombres)	VD VFD (mL/m ²)		VD VFS (mL/m ²)		VD FE (%)	
		Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres
<30	102 (45,57)	53 (38,78)	66 (42,100)	20 (8,45)	28 (16-52)	60 (43,82)	56 (42,68)
30-39	96 (50,46)	50 (38,77)	58 (35,85)	18 (11,38)	23 (12,38)	63 (50,78)	60 (47,74)
40-49	96 (53,43)	50 (34,65)	54 (36,78)	18 (8,27)	21 (11,33)	65 (49,80)	59 (51,75)
50-59	88 (47,41)	49 (37,69)	53 (36,76)	18 (11,29)	19 (10,37)	62 (46,76)	62 (45,74)
60-69	69 (39,30)	46 (26,64)	52 (37,86)	17 (8,26)	19 (10,36)	61 (50,79)	63 (49,79)
≥70	37 (23,14)	43 (25,62)	54 (31,68)	12 (7,21)	18 (7,28)	71 (57,82)	65 (55,76)

Datos se expresan en mediana (5th, 95th percentile).

Tabla App 9. Valores normales del tamaño de auricular izquierda.

	Mujeres	Hombres
Dimension AP (cm)	2.7-3.8	3.0-4.0
Dimension AP indexada (cm/m ²)	1.5-2.3	1.5-2.3
Area A4C indexada (cm ² /m ²)	9.3±1.7	8.9±1.5
Area A2C indexada (cm ² /m ²)	9.6±1.4	9.3±1.6
Volumen A4C indexado MOD (ml/m ²)	25.1±7.2	24.5±6.4
Volumen A4C indexado AL (ml/m ²)	27.3 ±7.9	27.0±7.0
Volume A2C indexado MOD (ml/m ²)	26.1±6.7	27.1±7.9
Volumen A2C indexado AL(ml/m ²)	28.0±7.3	28.9±8.5