

CARDIOLOGÍA

ECOCARDIOGRAFÍA-DOPPLER.

González Mansilla, Ana.

Coordinador: **Francisco Fernández-Avilés Díaz**



1 Introducción.

2 Ecocardiograma transtorácico.

- 2.1 Principios físicos de la imagen ecocardiográfica.
- 2.2 Modos de imagen ecocardiográfica.
- 2.3 Principios de la ecocardiografía Doppler.
- 2.4 Planos y mediciones en la ecografía transtorácica.

3 Valoración hemodinámica con ecocardiograma.

- 3.1 Evaluación de la función sistólica ventricular.
 - 3.1.1 Cálculo de los volúmenes ventriculares.
 - 3.1.2 Otros métodos para el cálculo de la función ventricular.
 - 3.1.3 Parámetros derivados del cálculo de los volúmenes ventriculares.
- 3.2 Evaluación de la función diastólica ventricular.
 - 3.2.1 Flujo de llenado transmitral.
 - 3.2.2 Velocidades de flujo venoso pulmonar.
 - 3.2.3 Patrones de disfunción diastólica.
- 3.3 Cálculos hemodinámicos.
- 3.4 Cuantificación de los gradientes de presión.
- 3.5 Cálculo del área valvular.
- 3.6 Medidas de las presiones intracavitarias.

4 Ecocardiograma transesofágico.

- 4.1 Introducción.
- 4.2 Indicaciones y preparación del paciente.
- 4.3 Contraindicaciones y complicaciones.
- 4.4 Planos de estudio.
- 4.5 Ecocardiograma transesofágico 3D.

5 Ecocardiografía de estrés.

- 5.1 Introducción.
- 5.2 Indicaciones y contraindicaciones de la ecocardiografía de estrés.
- 5.3 Ecocardiograma de esfuerzo o de ejercicio.
- 5.4 Ecocardiograma de estrés farmacológico.
 - 5.4.1 Ecocardiografía de estrés con dobutamina.
 - 5.4.2 Ecocardiografía de estrés con vasodilatadores.
- 5.5 Análisis e interpretación de las imágenes.
- 5.6 Estudio de viabilidad miocárdica.

6 Bibliografía.

1. Introducción

La ecocardiografía clínica es la técnica diagnóstica que utiliza los ultrasonidos para formar la imagen cardíaca. En la actualidad es la técnica más utilizada por los cardiólogos para el diagnóstico y el seguimiento de las patologías cardiovasculares.

2. Ecocardiograma transtorácico

2.1. Principios físicos de la imagen ecocardiográfica

El sonido se define como una onda mecánica o movimiento vibratorio, longitudinal, que se propaga por el medio. Los ultrasonidos son las ondas sonoras con una frecuencia superior a 20.000 Hz con las siguientes características: no son audibles por el ser humano, pueden dirigirse en forma de haz, obedecen las leyes ópticas de transmisión, reflexión y refracción y dada su alta frecuencia pueden ser reflejados por partículas pequeñas y próximas. Los ultrasonidos empleados en la ecocardiografía están comprendidos entre 2 y 10 MHz (en adultos frecuencias entre 2 y 5 MHz y en niños entre 7.5 y 10 MHz). En su interacción con el medio, los ultrasonidos presentan distintos fenómenos físicos:

- **Transmisión:** es la propagación de los ultrasonidos a través de un medio. A medida que el haz atraviesa los tejidos disminuye su amplitud (fenómeno de atenuación) ya que parte de su energía se transforma en calor. La capacidad de penetración es directamente proporcional a la potencia y longitud de onda e inversamente proporcional a la frecuencia. A medida que aumenta la frecuencia, disminuye la distancia que el haz de ultrasonidos penetra en el cuerpo. Los ultrasonidos más potentes y de mayor frecuencia son los que alcanzarán mayor profundidad.
- **Reflexión:** cuando los ultrasonidos alcanzan una interfase entre dos medios de distinta impedancia una parte son reflejados generándose un *eco*. Estos ultrasonidos que se reflejan son los que se utilizan para la formación de la imagen. A mayor diferencia de impedancias en la interfase, mayor reflexión. Las mayores diferencias se dan en las interfases gas-tejido (de ahí la necesidad de utilizar gel) y tejido-hueso.
- **Refracción:** es la variación en la dirección de propagación del haz de ultrasonidos al contactar con un medio de distinta impedancia.
- **Scattering:** cuando la estructura con la que interactúan los ultrasonidos es pequeña (menor que la longitud de onda), esta no se refleja hacia atrás, si no de forma radial y dispersa.

Los ultrasonidos se producen y se reciben por transductores formados por *cristales piezoeléctricos*. Un *cristal piezoeléctrico* tiene la capacidad de generar ultrasonidos cuando un campo eléctrico deforma las caras del cristal, que se contrae y se expande a la misma frecuencia que el campo eléctrico, generando una onda de ultrasonidos. Además, estos cristales son capaces de recibir los ultrasonidos, que producirán al chocar con el cristal una señal eléctrica oscilante. La formación de la imagen dependerá del tiempo transcurrido entre la emisión del ultrasonido y la recepción de los ecos, de forma que los ecos que proceden de estructuras más profundas tardan más tiempo en llegar, y de la cantidad y potencia de los ecos (depende de la diferencia de impedancia entre las interfases y del fenómeno de atenuación). Una vez recibidos los ecos son transformados en señales eléctricas y tras una conversión digital se forma la imagen bidimensional.

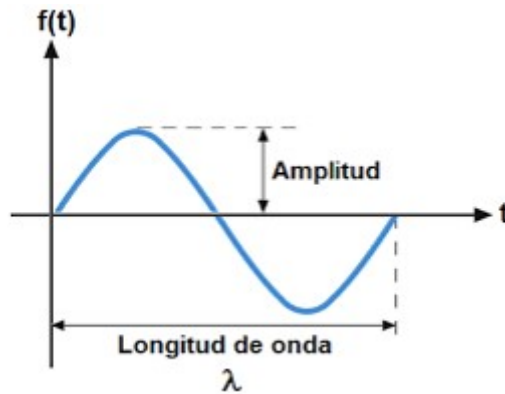


Imagen 1. Onda de ultrasonidos. λ (longitud de onda), t (tiempo), f (presión sonora).

2.2. Modos de imagen ecocardiográfica

Actualmente los modos de imagen que se utilizan en la práctica clínica son:

- ▮ Modo M (*time mode*): Muestra las estructuras a lo largo de una única línea de exploración y su variación (debida al movimiento) a lo largo del tiempo. Tiene una alta resolución temporal por lo que es preciso para el estudio de estructuras móviles como las válvulas cardíacas o las vegetaciones.
- ▮ Modo 2D (bidimensional): al contrario que en el modo M, en análisis se realiza con sondas que utilizan numerosos cristales alineados para obtener grandes sectores de corte del corazón. Las imágenes se obtienen a través de múltiples líneas de exploración o haces de ultrasonidos, formando una imagen en dos dimensiones.

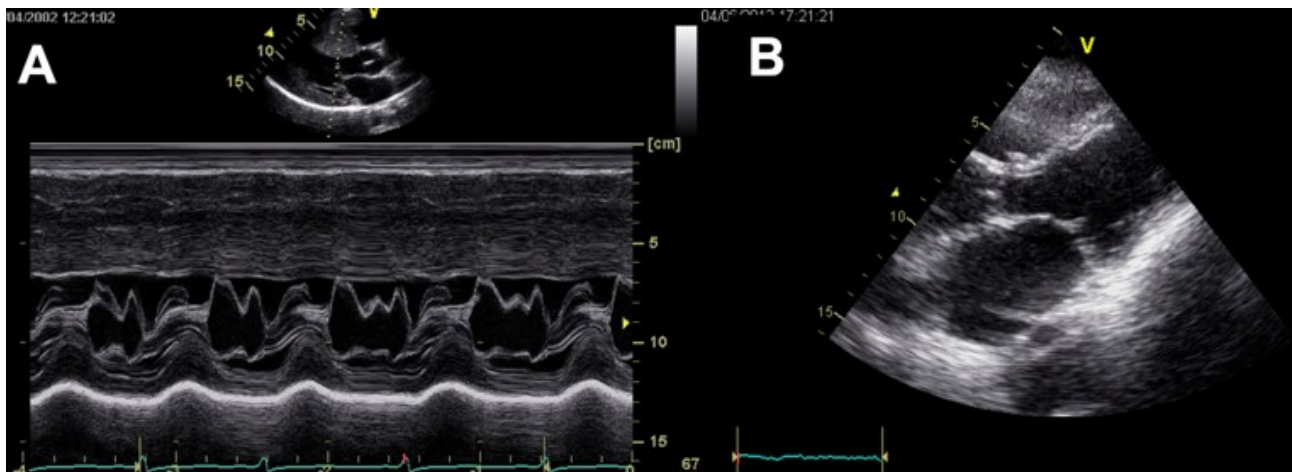


Imagen 2. Modos de imagen ecocardiográfica: A) Modo M. B) Modo 2D.

2.3. Principios de la ecocardiografía Doppler

El modo Doppler se utiliza para el estudio de los flujos en el interior de las cámaras cardiacas y de los vasos. Se basa en el *efecto Doppler*, que establece que la frecuencia de un sonido aumenta a medida que la fuente del sonido avanza hacia el receptor y disminuye si se aleja de él. Es decir, existe un cambio en la frecuencia de las ondas cuando el emisor y el receptor se mueven uno respecto al otro. Se aplica en ecocardiografía para estudiar la dirección y la velocidad de un flujo: cuando existe un movimiento relativo entre el emisor y el receptor, las frecuencias de las ondas reflejadas varían respecto a la onda original. Si el haz de ultrasonidos choca con los hematíes del flujo sanguíneo y estos se acercan al transductor, aumentará la frecuencia de la onda reflejada, mientras que si se alejan la frecuencia disminuye. La señal que llega al transductor es comparada con la señal emitida (mediante la transformada de Fourier), de forma que las diferencias encontradas en la frecuencia se representan mediante un gráfico de velocidad/tiempo. Por convención las señales que se acercan al transductor se consideran positivas y se dibujan por encima de la línea de base. Las modalidades del Doppler en ecografía son las siguientes:

▮ **Doppler pulsado:** analiza el flujo de sangre en un punto específico del corazón. Para ello sitúa un volumen de muestra en el punto que queremos estudiar y el transductor emite un pulso de ultrasonidos. Transcurrido un tiempo que depende de la profundidad del punto a estudio, recibe los ecos procedentes de esa zona. La frecuencia de repetición de pulsos (FRP) debe ser al menos el doble que la frecuencia de los ecos recibidos. Esto se conoce como *límite de Nyquist*. Cuando se excede este límite aparece el *aliasing*. Es la principal limitación del Doppler pulsado y la causa por la que no es capaz de estudiar flujos de alta velocidad, como los que suelen estar presentes en las estenosis valvulares.

▮ **Doppler continuo:** el transductor emite y recoge los ultrasonidos de forma continua. El haz de ultrasonidos irá recogiendo la suma de las velocidades que encuentre a su paso. La señal registrada representa la desviación que sufre el haz de ultrasonidos a lo largo de todo su recorrido y estará formada por las distintas frecuencias, cada una procedente de los diferentes puntos de la línea de exploración. Su principal ventaja es que no está limitada por el fenómeno de *aliasing*, por lo que sirve para estudiar velocidades altas. Sin embargo, no es selectivo en el punto concreto en el que se produce la máxima aceleración del flujo.

▮ **Doppler color:** se basa en los mismos principios que el Doppler pulsado, por lo que comparten limitaciones. La diferencia es que en lugar de interrogar un único punto se utiliza una matriz de puntos que serán analizados de forma simultánea y representados por un código de colores que se superpone a la imagen 2D. Por convención el rojo representa los colores que se acercan al transductor y el azul los que se alejan. El amarillo o verde aquellos que superan el *límite de Nyquist (aliasing)*.

▮ **Doppler tisular:** permite medir la velocidad de contracción y relajación del miocardio en tiempo real utilizando el Doppler pulsado. Colocando el volumen de muestra en el anillo mitral se obtiene una onda positiva que corresponde a la sístole (s) y dos ondas negativas que corresponden a la diástole precoz (e') y tardía (a'). Se emplea para la estimación de la función sistólica y diastólica del ventrículo izquierdo.

2.4. Planos y mediciones en la ecografía transtorácica

La exploración ecocardiográfica comienza con la exploración bidimensional, que se realiza utilizando unos planos estándar, a partir de los cuales pueden hacerse modificaciones dependiendo de los hallazgos y de la patología a estudiar. Estos planos serían:

Plano paraesternal largo: se obtiene colocando el transductor en el 3 o 4º espacio intercostal con la muesca apuntando al hombro derecho. Permite valorar la raíz aórtica, las válvulas aórtica y mitral, el ventrículo derecho (VD) e izquierdo (VI) y el pericardio.

Plano paraesternal eje corto: desde la vista del plano anterior giramos el transductor 90º. Se obtiene un corte perpendicular del ventrículo izquierdo, que aparecerá de forma circular en distintos niveles: a nivel de las valvas de la válvula mitral, a nivel de los músculos papilares y del ápex (angulando el transductor inferiormente) y a nivel de los grandes vasos (angulando el transductor hacia superior). A la izquierda de la imagen se encuentra el ventrículo derecho y la válvula tricúspide.

Plano apical cuatro cámaras: se obtiene situando el transductor en el ápex del VI con la muesca orientada a la izquierda del paciente. Se obtiene un plano que permite estudiar las cuatro cámaras cardiacas, la válvula mitral y la tricúspide

Plan apical cinco cámaras: angulando el transductor anteriormente desde el anterior vemos el tracto de salida del ventrículo izquierdo (TSVI), la válvula aórtica y la raíz aórtica

Plano apical dos cámaras: se obtiene rotando el transductor 90° en sentido antihorario. Permite estudiar la pared anterior e inferior del ventrículo izquierdo, la válvula mitral y la aurícula izquierda.

Plano apical tres cámaras: rotando el transductor unos 120° desde el plano cuatro cámaras. Se visualizan las mismas estructuras que en el plano paraesternal largo.

Plano subcostal: el plano obtenido es similar al apical cuatro cámaras. Es de elección para el estudio del derrame pericárdico y para estimar la función ventricular en situaciones de emergencia o mala ventana apical. También permite valorar el tamaño y la colapsabilidad de la vena cava inferior, para la valoración del estado de volemia y hemodinámico del paciente.

Plano supraesternal: para el estudio de la aorta ascendente, cayado y aorta descendente. De elección para el estudio de los aneurismas del arco aórtico, la coartación de aorta y el ductus arterioso persistente.

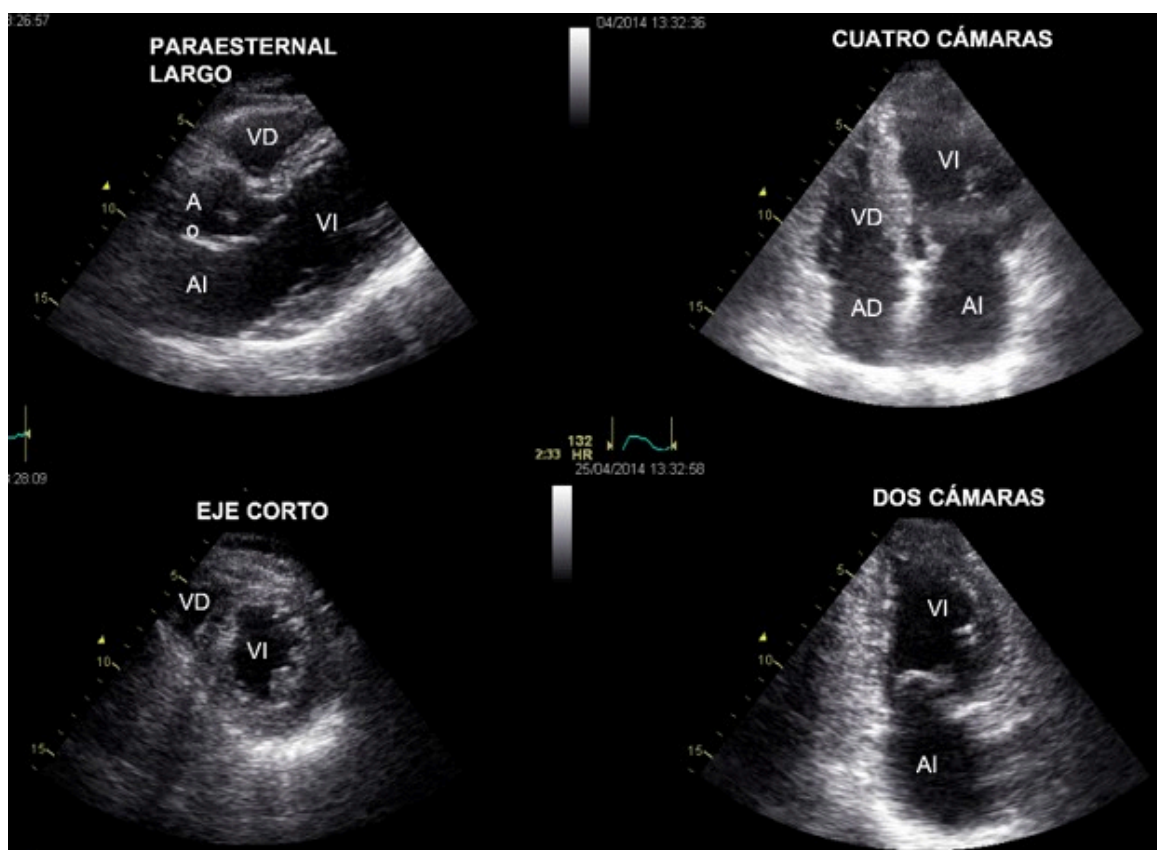


Imagen 3. Principales planos ecocardiográficos.

3. Valoración hemodinámica con ecocardiograma

La ecocardiografía permite estudiar numerosos parámetros hemodinámicos del paciente mediante el modo Doppler, de forma que en muchas ocasiones ha desplazado al estudio invasivo mediante cateterismo.

3.1. Evaluación de la función sistólica ventricular

La evaluación de la función sistólica ventricular es una de las indicaciones principales del ecocardiograma transtorácico (ETT). El ecocardiograma 2D permite visualizar el engrosamiento endocárdico de las paredes ventriculares y por tanto la valoración de la función sistólica global y regional. La determinación de la función sistólica global se basa en los cambios en el tamaño y volúmenes ventriculares. Las medidas de las dimensiones del VI se utilizan para calcular los volúmenes intracavitarios.

3.1.1. Cálculo de los volúmenes ventriculares

La evaluación de la función ventricular es una de las indicaciones más frecuentes de la ecocardiografía y es imprescindible para el diagnóstico y estudio pronóstico de cualquier patología. Para el estudio de la función sistólica existen diferentes parámetros ecocardiográficos. El parámetro que con más frecuencia se utiliza y en el que se basan la mayoría de las decisiones clínicas, a pesar de sus limitaciones, es la fracción de eyección del ventrículo izquierdo (FEVI). Este parámetro se calcula a partir de los volúmenes ventriculares estimados, mediante la siguiente fórmula:

$$FE = \frac{VTD - VTS}{VTD} \times 100$$

Al igual que otras medidas de función sistólica, es dependiente de las condiciones de hemodinámicas del paciente. Por tanto, aumentará si aumenta la precarga y se reduce la postcarga. Los métodos más utilizados para el cálculo de los volúmenes y por tanto de la FEVI, son:

Método Teich: utiliza un único plano (método monoplanar) para el cálculo de la FEVI. Es un método sencillo que obtiene los volúmenes ventriculares a partir de la medición de los diámetros telediastólico y telesistólico obtenidos en un plano paraesternal eje largo. Es simple y rápido, pero que tiene ciertas desventajas ya que no tiene en cuenta las alteraciones de la contractilidad regional y realiza asunciones geométricas a la hora del cálculo de los volúmenes, que pueden conducir a errores exponenciales.

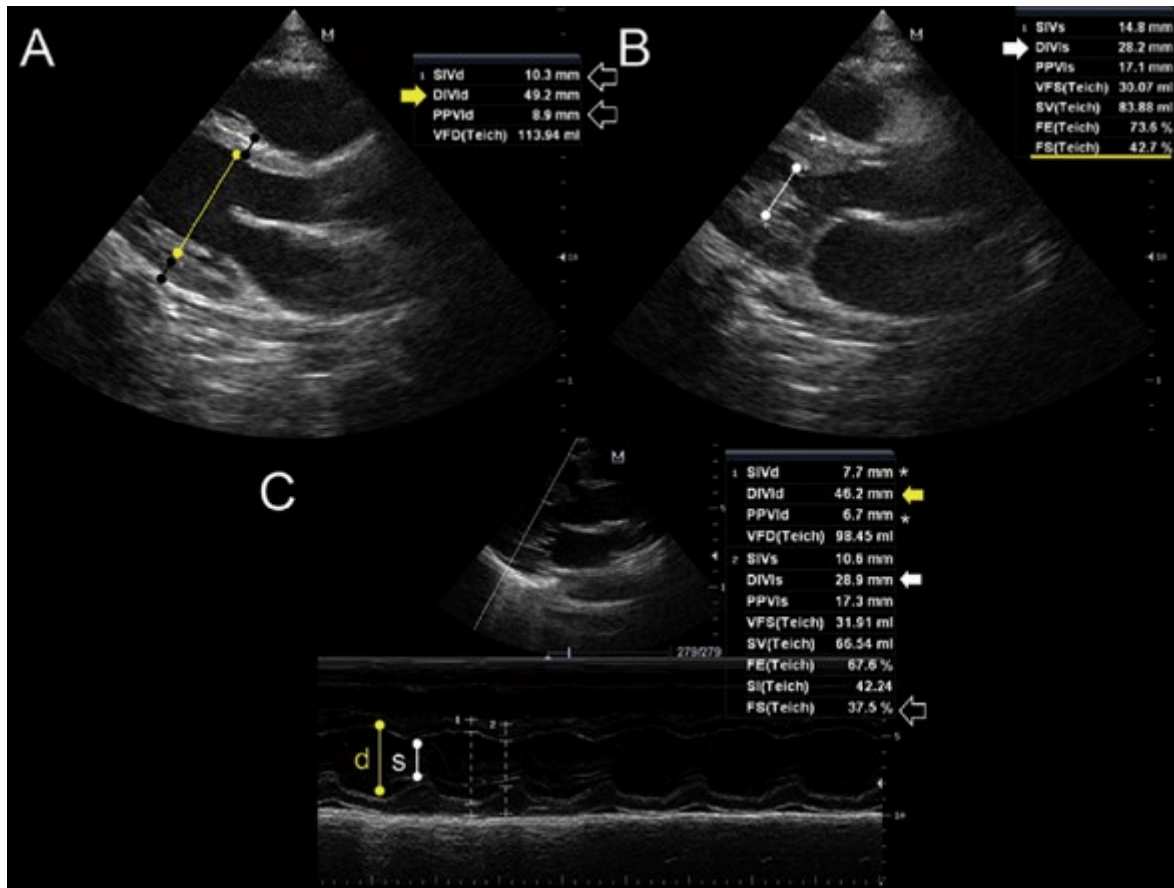


Imagen 4. Cálculo de la fracción de eyección del ventrículo izquierdo por el método de Teich.

Método de Simpson: utiliza dos planos perpendiculares (método biplanar) para el cálculo de la FEVI. Es el método recomendado por la mayoría de las sociedades de cardiología. Se utilizan dos planos (el cuatro cámaras y el plano dos cámaras), se traza la interfase endocardio-sangre y se divide el VI en una serie de discos elípticos, de la misma altura. Los volúmenes de estos cilindros se suman para obtener el volumen del VI. Sus ventajas es que tiene en cuenta las alteraciones segmentarias de la contractilidad para el cálculo de la FEVI y que no asume la existencia de un patrón geométrico predeterminado.

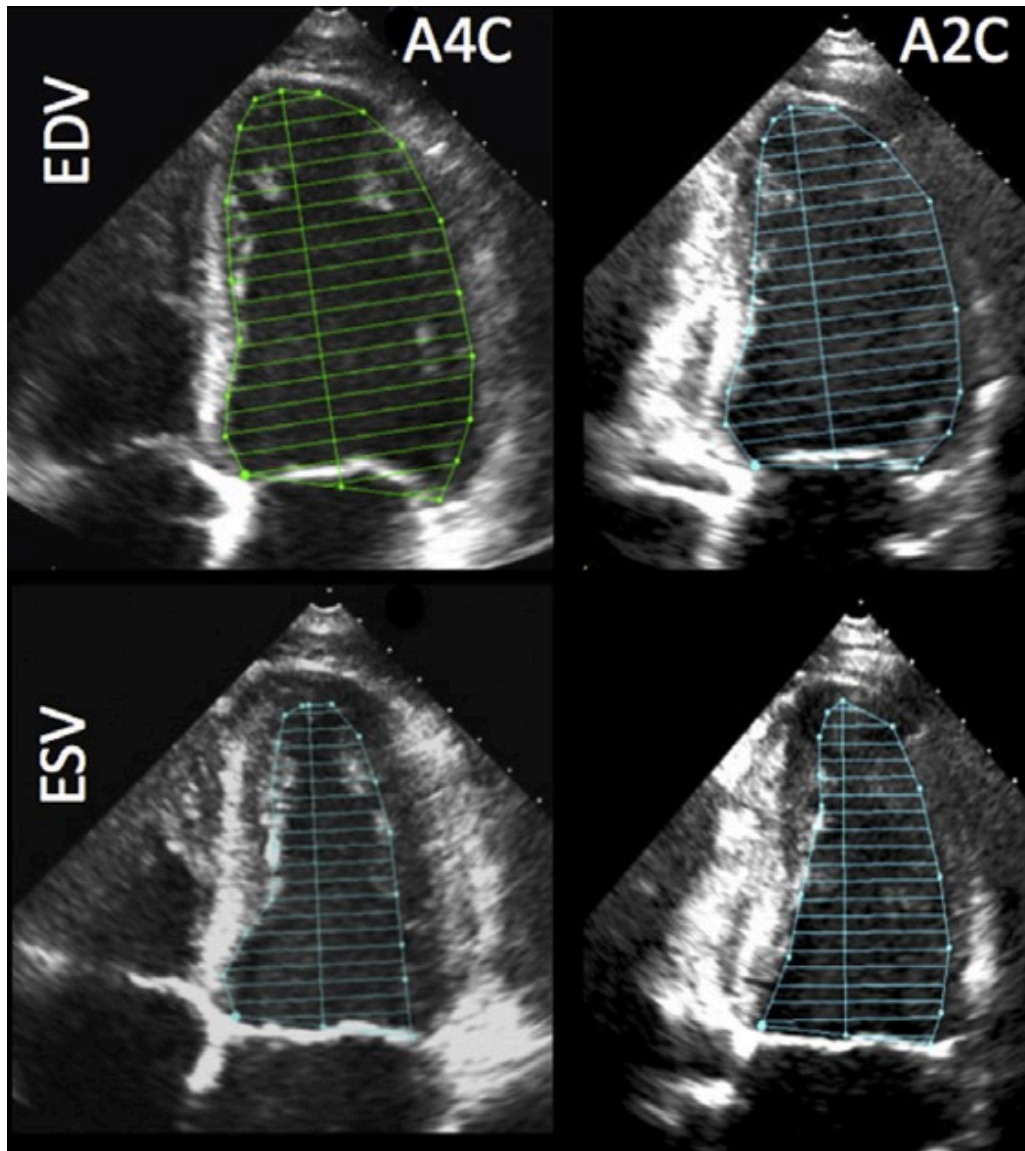


Imagen 5. Cálculo de la fracción de eyección del ventrículo izquierdo por el método de Simpson Biplano.

3.1.2. Otros métodos para el cálculo de la función ventricular

Desarrollos recientes en el campo de la ecocardiografía han permitido cuantificar de manera objetiva la función miocárdica regional y global con base en los conceptos de deformación (strain) y velocidad o tasa de deformación (strain rate) que pueden calcularse de manera no invasiva tanto en el ventrículo izquierdo como en el derecho, y suministrar valiosa información en múltiples escenarios clínicos.

Durante una contracción cardiaca normal la fibra miocárdica cambia su tamaño simultáneamente en varias direcciones: longitudinal (base-ápex), circunferencial y radial; además de ello, las fibras también se "tuercen" y rotan. Cada uno de estos desplazamientos o deformaciones puede estudiarse por separado, de manera que se puede medir la strain y la strain rate de los ventrículos y también de las aurículas, en cada una de las direcciones en que se deforman. El valor de strain se expresa en porcentaje de cambio de tamaño y puede ser positivo o negativo dependiendo de si el desplazamiento se acerca o se aleja de un punto de referencia

Para el cálculo del strain por ecocardiografía se utilizan dos técnicas:

1. Doppler tisular (DTI): utilizando el Doppler pulsado se pueden captar velocidades muy bajas como las del miocardio en sístole y en diástole. Fue el primero en utilizarse, pero este método es altamente sensible al ángulo del rayo de ultrasonido y el objeto a estudio. En la práctica clínica se encontró que la angulación entre rayo de ultrasonido y dirección del movimiento miocárdico es poco reproducible (gran variabilidad intra e interobservador) por lo que este método entró en desuso.
2. El método rastreo del moteado (speckle tracking) es una técnica desarrollada sobre ecocardiografía bidimensional, que es capaz de detectar pequeñas diferencias en la textura o moteado de cada segmento miocárdico diferenciando claramente un segmento de otro. Una vez identificado el punto a estudiar, se le puede rastrear (tracking) y medir en múltiples momentos del ciclo cardiaco y calcular su estiramiento o retracción (deformación) a partir de un punto cero que se debe conocer o fijar previamente. A partir de un postprocesado complejo se obtiene el strain o deformación de cada uno de los segmentos estudiados durante el ciclo cardiaco, tanto en sístole como en diástole y, de manera simultánea, se obtiene strain promedio o global de todos los segmentos. Este proceso se hace por separado para calcular cada uno de los tipos de strain: el longitudinal, el radial, el circunferencial y la torsión y la integración de todos ellos da lugar al strain global.

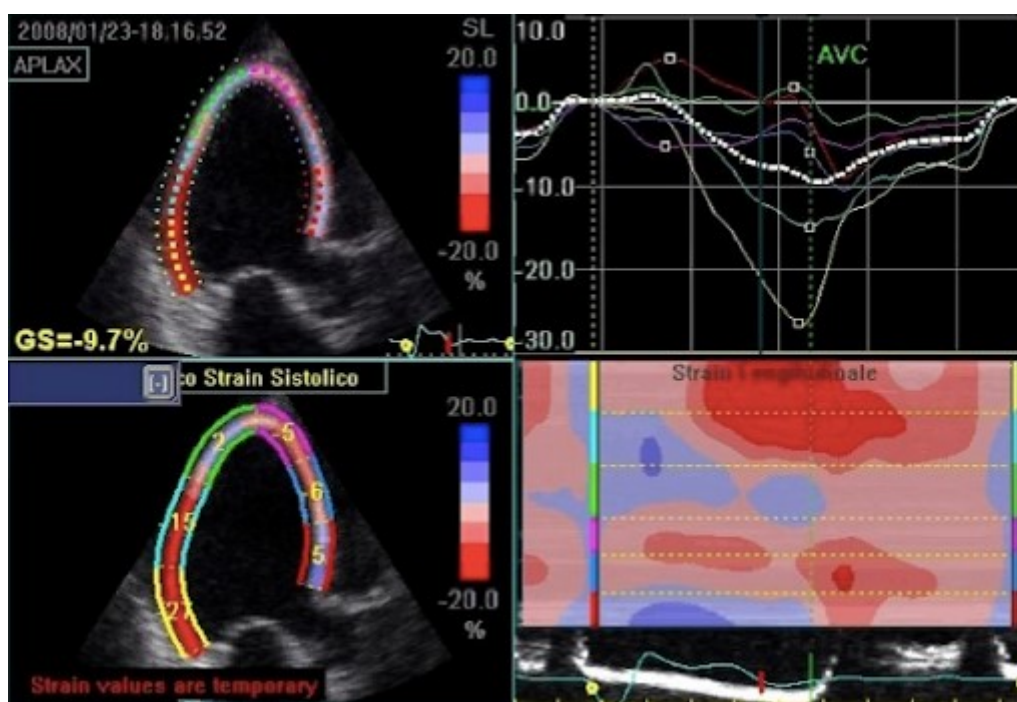


Imagen 6. Strain longitudinal por speckle tracking en proyección de eje largo apical. Se observa la delimitación por segmento miocárdicos, curvas de strain y modo M color.

El ventrículo izquierdo se divide en segmentos y a cada uno de éstos se le informa el strain y/o la strain rate. El informe por segmentos es útil en las enfermedades miocárdicas segmentarias (como en la enfermedad coronaria). En condiciones normales el valor del strain sistólico longitudinal global (SLG), que es el promedio de 17 segmentos vistos desde proyecciones apicales, debe ser más negativo que -18% y en la mayoría de la población adulta está entre -18 y -25%; el valor promedio del strain radial es de 44,5%. Por último, el strain rate longitudinal y radial los valores promedio son 1 y 2,45 seg⁻¹, respectivamente.

Actualmente el uso más frecuente del strain en la práctica clínica es para la detección de cardiotoxicidad. La disminución de la strain radial y longitudinal es indicador temprano y altamente sensible de toxicidad miocárdica por antraciclinas. Se ha demostrado que el cambio del valor del *strain* miocárdico en diferentes momentos, es más sensible que la fracción de eyección en la detección de disfunción cardíaca subclínica, siendo el SLG sistólico máximo el parámetro más sensible de los marcadores de deformación.

3.1.3. Parámetros derivados del cálculo de los volúmenes ventriculares

A partir de los volúmenes ventriculares obtenidos para el cálculo de la FEVI se pueden obtener otros, que también son útiles para valorar el estado hemodinámico del paciente

Volumen sistólico (VS): es el volumen de sangre que bombea el corazón en un ciclo cardiaco.

$$VS = VTD - VTS$$

Gasto cardiaco (GC): se calcula multiplicando el volumen sistólico por la frecuencia cardiaca.

$$GC = VS \times FC$$

3.2. Evaluación de la función diastólica ventricular

La función diastólica normal permite un adecuado llenado de los ventrículos durante el reposo y el ejercicio sin un aumento anormal de las presiones diastólicas. El llenado diastólico correcto asegura un volumen latido normal. Con el aumento de la edad y determinadas patologías la relajación del VI se altera y aumenta su rigidez, dificultando el llenado diastólico (disfunción diastólica). Mediante la ecoardiografía Doppler, se analiza el llenado diastólico a partir de las velocidades de flujo transmitral y de las velocidades de flujo de las venas pulmonares, que representan el llenado de la aurícula izquierda.

3.2.1. Flujo de llenado transmitral

Para la valoración del llenado transmitral se utilizará el Doppler pulsado en un plano cuatro cámaras, colocando el volumen de muestra en el VI paralelo a la dirección del flujo de entrada desde las aurículas. Se obtiene un registro de dos ondas: la onda de llenado rápido precoz (onda E) y la onda de la contracción auricular (onda A). Además, es posible medir el tiempo de desaceleración (TD) que es el intervalo entre el pico de velocidad E y el final de dicha onda en la línea basal. La relación E/A que en condiciones normales es siempre mayor que 1 (Imagen 7).

3.2.2. Velocidades de flujo venoso pulmonar

En los registros Doppler de velocidad en las venas pulmonares encontramos tres ondas: la onda sistólica (S) que tiene lugar en la sístole y se produce por la relajación auricular y el aumento de presión en las venas pulmonares. La onda diastólica (D) secundaria a la apertura de la válvula mitral y una disminución de la presión en la aurícula izquierda y por último la onda reversa (R), secundaria a la contracción auricular.

3.2.3. Patrones de disfunción diastólica

Patrón de llenado diastólico normal

En sujetos jóvenes normales, la relajación miocárdica es rápida. La onda E es prominente, la relación E/A >1 y el TD rápido.

Alteración de la relajación

Con el envejecimiento hay una disminución gradual en el índice de relajación miocárdica, así como en la recuperación elástica, lo que da lugar a que el llenado del VI sea más lento, por lo que la contribución al llenado de la contracción auricular se hace más importante. Ello conlleva que con el envejecimiento un aumento de la velocidad de la onda A, por lo que a partir de los 70 años el índice E/A suele ser inferior a 1. Las velocidades del flujo pulmonar muestran cambios similares, por lo que la velocidad de flujo anterógrada diastólica disminuye y la onda S se hace más prominente.

Patrón pseudonormalizado

Este patrón recuerda al patrón diastólico normal. Es el resultado de un aumento moderado de la presión en la aurícula izquierda superpuesto a la alteración de la relajación. Representa una etapa moderada de disfunción diastólica.

Patrón restrictivo (o disminución de la distensibilidad)

Es consecuencia de una disminución marcada de la distensibilidad del VI y un aumento marcado de la presión en la aurícula izquierda, que conlleva una apertura más precoz de la válvula mitral, un acortamiento del TD y un velocidad E alta.

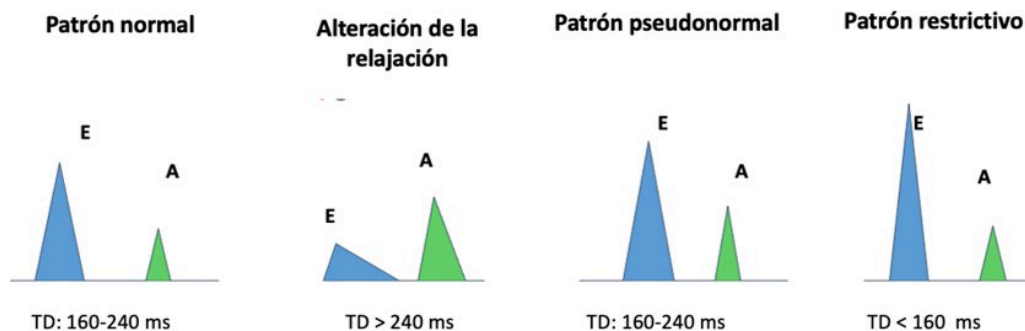


Imagen 7. Patrones de disfunción diastólica.

3.3. Cálculos hemodinámicos

La ecocardiografía Doppler permite calcular datos cuantitativos para valorar el estado hemodinámico del paciente. La precisión de las medidas hemodinámicas derivadas del Doppler ha sido validada simultáneamente en comparación con los datos de la cateterización. Los más utilizados serían:

- Flujo:** el flujo (F) a través de un orificio fijo es igual al producto del área de sección transversal (A) del orificio por la velocidad del flujo. Su cálculo se basa en uno de los principios básicos de la hemodinámica que dice que el flujo que pasa por una sección anatómica en un tiempo determinado es el producto del área de la sección (A) por la velocidad del flujo (V):

$$F = V (\text{cm/seg}) \times A (\text{cm}^2)$$

La velocidad del flujo se mide mediante el Doppler y el área mediante ecografía bidimensional

- Integral tiempo-velocidad (ITV):** el flujo del sistema cardiovascular es pulsátil, de forma que su cálculo requiere la suma de todas las velocidades instantáneas que se alcanzan durante el ciclo. La suma de velocidades es la ITV. Se calcula midiendo el área bajo la curva de la velocidad media que se

obtiene con el Doppler. Representa la distancia que recorren los eritrocitos durante la sístole, por eso su unidad son centímetros y se conoce también como distancia sistólica.

▮ **Volumen latido (VL) o volumen sistólico (VS):** es el volumen de sangre que bombea el corazón en un ciclo cardiaco. Se calcula como la ITV por el área de la sección transversal que atraviesa el flujo (en el mismo sitio donde se calcula la ITV):

$$VS (cm^3) = ITV (cm) \times A (cm^2)$$

▮ GC: se calcula multiplicando el volumen sistólico por la frecuencia cardiaca.

El lugar más sencillo para su cálculo es a través de la válvula aórtica. Se registra mediante Doppler pulsado la ITV en el TSVI en el plano 5 cámaras. Después se obtiene el área del TSVI a partir del diámetro.

$$\text{Área} = \pi \times r^2$$

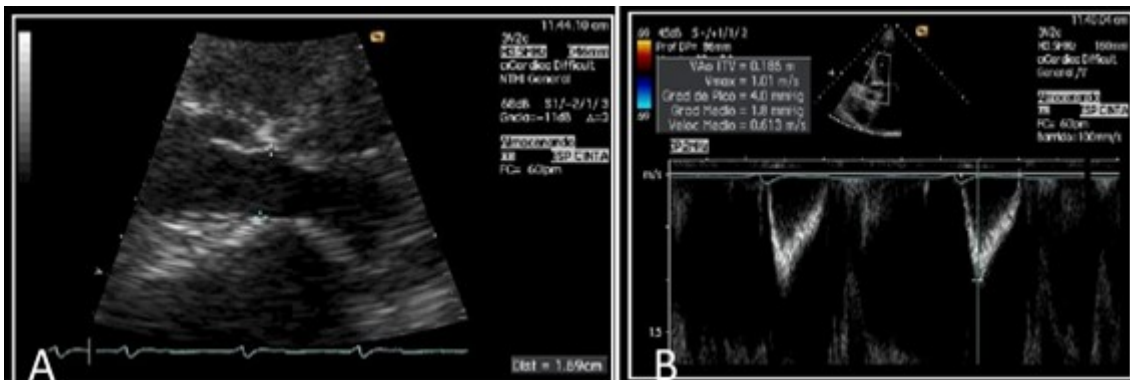


Imagen 8. Volumen sistólico (VS) es igual al producto al área del tracto de salida del ventrículo izquierdo ($2\pi \times \text{radio del TSVI}^2$) (A), por la integral tiempo velocidad (ITV) del TSVI (B).

El error más importante se comete en las mediciones del diámetro del TSVI, ya que elevan el error al cuadrado. En ausencia de insuficiencias valvulares, el volumen latido calculado en las cuatro válvulas cardiacas debe de ser el mismo.

▮ **Volumen regurgitante (VR):** es la cantidad de sangre que refluye de una válvula insuficiente a lo largo de un ciclo cardiaco. En ausencia de insuficiencia el volumen sistólico en las cuatro válvulas es el mismo, sin embargo, aumenta ante la presencia de insuficiencia. El VR se calculará como la diferencia entre el VS de la válvula insuficiente y la válvula normofuncionante. Se puede calcular por dos métodos: el método volumétrico y por el método del área de superficie proximal de isovelocidad (PISA).

▮ **Método volumétrico:** en condiciones normales el volumen de sangre que entra en el VI durante la diástole es igual al volumen de sangre que sale de la válvula aórtica durante la sístole. En presencia de insuficiencia mitral el VR es la diferencia entre estos dos volúmenes. El volumen anterógrado total a través de una válvula insuficiencia (Q_{total}) es la suma del volumen latido sistémico (Q_s) y el VR. Se puede obtener por tanto el VR calculando la diferencia entre el volumen latido anterógrado total y el volumen latido sistémico.

$$VR = Q_{total} - Q_s$$

En la insuficiencia aórtica el VR se obtiene restando el volumen latido del flujo de llenado mitral (Q_s) del volumen anterógrado del TSVI (Q_{total}).

La *fracción de regurgitación (FR)* es el porcentaje del volumen regurgitado en comparación con el flujo del volumen total a través de la válvula insuficiente:

$$FR = (VR \times Q_{total}) \times 100$$

Método de la isoconvergencia proximal (PISA: Proximal Isovelocity Surface Area): si se conoce el área del orificio insuficiente, es posible calcular el VR como el producto del área efectiva del orificio regurgitante (ORE) por la ITV de la velocidad de la regurgitación.

$$VR = ORE \times ITV$$

El ORE se puede calcular por el método PISA. A medida que el flujo converge hacia el orificio insuficiente, la velocidad del flujo sanguíneo aumenta, con la formación de múltiples capas de isovelocidad de forma hemiesférica. La velocidad en la superficie de una capa de la hemiesfera debe ser igual a la velocidad a través de un orificio insuficiente (conservación del flujo). Ajustando el límite de Nyquist se obtiene una hemiesfera proximal al orificio de regurgitación. La velocidad del *aliasing* inferior corresponderá a la velocidad de la hemiesfera. El área del hemisferio se calculará como $2\pi \times r^2$:

$$ORE = \frac{V_{aliasing} \times 2\pi \times r^2}{V_{máxima \text{ de la IM}}}$$

Índice de flujo pulmonar/sistémico (Qp/Qs): es la relación entre el flujo pulmonar y el flujo aórtico, conocida como Qp:Qs. En presencia de un cortocircuito intracardiaco, el índice de flujo entre las circulaciones pulmonar y sistémica suele indicar la magnitud de la derivación. El flujo pulmonar (Qp) se calcula a partir del tracto de salida del VD (TSVD) y el flujo sistémico (Qs) a partir del TSVI:

$$Qp/Qs = A_{TSVD} \times ITV_{TSVD} / A_{TSVI} \times ITV_{TSVI}$$

3.4. Cuantificación de los gradientes de presión

Es la principal aplicación del Doppler en ecocardiografía. El gradiente de presión generado a través de cualquier válvula viene definido por el *teorema de Bernoulli*. Dado que el Doppler proporciona las velocidades del flujo a través de las válvulas, aplicando este teorema se obtendrán los gradientes de presión a través de ellas. Sus aplicaciones en la práctica clínica serían estimar la severidad de las valvulopatías, las presiones intracavitarias, cuantificar los defectos septales y valorar las obstrucciones del flujo. Los gradientes obtenidos mediante ecocardiografía Doppler son superponibles a los obtenidos mediante la cateterización del corazón en Hemodinámica, por lo que en la actualidad la ecocardiografía es el método de elección.

El cálculo de los gradientes de presión se basa en la ley de la conservación de la masa que postula que cuando la sangre atraviesa un orificio estenótico su velocidad aumenta de forma proporcional al tamaño del orificio. Una parte de la energía se pierde por la inercia y la fricción viscosa de la sangre. La *ecuación de Bernoulli* calcula las diferencias de presión a partir de la velocidad.

$$\Delta P = \frac{1}{2} \rho (vel(1)^2 - vel(2)^2) + \rho \int (dv/dt) + R(\mu)$$

Donde ΔP es el gradiente de presión a través del orificio estenótico; Vel(1) y vel(2) son las velocidades proximales y distales a la estenosis; ρ es la densidad de la sangre; R es la resistencia; μ es la viscosidad.

En la práctica clínica se utiliza la forma simplificada, ya que la pérdida de energía por aceleración y desaceleración y la fricción viscosa son casi despreciables.

$$\Delta P = 4 (vel(1)^2 - vel(2)^2)$$

Como vel(2) es superior a vel(1) la fórmula se puede simplificar todavía más

$$\Delta P = 4 vel(2)^2$$

De esta forma el gradiente de presión puede obtenerse simplemente conociendo la velocidad pico del flujo que atraviesa el área de interés.

Es fundamental conseguir una adecuada alineación del haz de ultrasonidos con el flujo ya que desviaciones mayores a los 20° producirán una infraestimación significativa del gradiente. En ocasiones es necesario interrogar todas las ventanas para obtener la mejor medición. En casos de ritmos irregulares se recomienda obtener de 8-10 mediciones y calcular la media.

3.5. Cálculo del área valvular

Otra de las grandes aplicaciones de la ecocardiografía Doppler es la determinación hemodinámica no invasiva de las lesiones valvulares.

▮ **Cálculo del área valvular mitral por tiempo de hemipresión (THP):** se define como el tiempo requerido durante la diástole, para que el máximo gradiente protodiastólico se reduzca a la mitad. A partir del THP podemos calcular el área valvular mitral nativa estenótica mediante la fórmula:

$$AVM = 220/THP$$

Este cálculo es más fiable en las válvulas nativas, ya que en las prótesis mitrales esta fórmula sobreestima las áreas.

▮ **Cálculo del área valvular aórtica por ecuación de continuidad:** la ecuación de continuidad indica que, en todos los puntos de un circuito, el flujo por unidad de tiempo es igual a lo largo de todos los puntos, por lo tanto, el flujo que pasa por la válvula será igual al flujo de salida. Su aplicación más frecuente es en el cálculo del área aórtica estenótica o insuficiente.

Flujo aórtico = Flujo en el TSVI

Como el índice de flujo (o volumen) es el producto del área por la velocidad (o ITV) del flujo, si conocemos el área del TSVI y su velocidad (ITV TSVI) y la velocidad a través de la válvula aórtica, somos capaces de averiguar el área de la válvula aórtica.

$$AAo \times Velocidad Ao = A TSVI \times velocidad TSVI$$

$$A Ao = \text{Área TSVI} \times velocidad TSVI / velocidad Ao$$

3.6. Medidas de las presiones intracavitarias

Las presiones en el interior de las cámaras cardiacas pueden obtenerse mediante el gradiente de presión entre dos cavidades (a partir de la velocidad pico del flujo de regurgitación) más la presión conocida de alguna de las cámaras. La velocidad de una válvula insuficiente está directamente relacionada con la caída de presión a través de esa válvula y se utiliza, por tanto, para determinar la presión intracardiaca.

Presión sistólica de la arteria pulmonar (PSAP): a partir de la insuficiencia tricuspídea (IT) y aplicando la ecuación de Bernoulli, se puede calcular el gradiente de presión entre la aurícula y el ventrículo derechos. Si a este gradiente se le suma la presión de la AD (PAD) o la presión venosa central, se obtiene la presión del VD que será la misma que la PSAP (en ausencia de estenosis pulmonar u obstrucción del TSVD).

$$PSAP = 4V_{IT}^2 + PAD$$

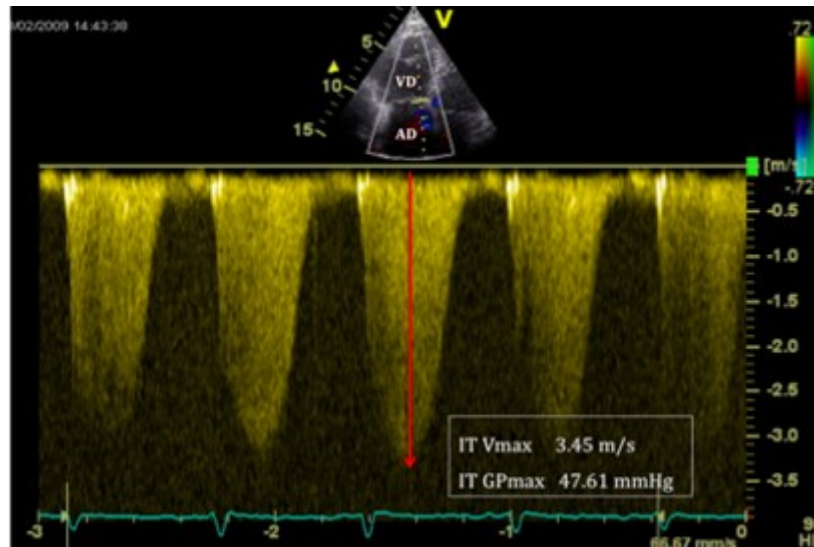


Imagen 9. Medida de la velocidad de la insuficiencia tricúspide.

La PAD puede estimarse con el tamaño de la VCI y sus modificaciones con la respiración. En la tabla XX se calcula la presión en la aurícula derecha en función del tamaño y colapsabilidad de la VCI.

	0-5 mmHg	5-10 mmHg	15 mmHg
Diámetro VCI	<21 mm	<21 mm	>21 mm
Colapsabilidad	>50%	<50%	<50%

Tabla 1. Estimación de presión auricular derecha según la imagen ecográfica de la vena cava.

Si la IT es masiva las presiones entre el VD y la AD se igualan de forma que la PSAP se infra estima y por tanto no puede calcularse.

Presión media de la arteria pulmonar (PMAP). Se estima a partir del Doppler de la insuficiencia pulmonar (IP) en el eje corto de grandes vasos. Se calcula el gradiente entre la arteria pulmonar y el VD al inicio de la diástole y se le suma la PAD (que es igual a la PVD en la protodiástole).

$$PMAP = 4v_{IP2} + PAD$$

Presión diastólica de la arteria pulmonar (PDAP): se calcula a partir del gradiente entre la AI y el VI mediante el espectro de la IM y restarlo de la presión arterial sistémica (obtenida con un esfigmomanómetro).

$$PAI = PD - 4v_{IAo}^2$$

Presión telediastólica del ventrículo izquierdo (PTDVI): Se calcula a partir del Doppler de la insuficiencia aórtica (IAo) en el plano cinco cámaras. En la curva obtenida se mide la velocidad máxima en telediástole y se calcula el gradiente con la fórmula de Bernoulli. Este gradiente se resta a la presión diastólica obtenida con un esfigmomanómetro y se obtiene la PTDVI. Su limitación es que la presión telediastólica obtenida no coincide con la PTD de la aorta.

$$PTDVI = PD - 4v_{IAo}^2$$

Presión de la aurícula izquierda (PAI): se obtiene con el cálculo del gradiente entre la la AI y el VI (en ausencia de valvulopatía aórtica u obstrucción del TSVI) y restarlo de la presión sistólica sistémica, obtenida con un esfigmomanómetro. El gradiente se calcula a partir de la velocidad máxima de la curva de la insuficiencia mitral:

$$PAI = PAS - 4v_{IM}^2$$

Dp/Dt: es la tasa de incremento de presión en el VI durante la sístole precoz. Aporta información acerca de la función sistólica del VI. Se calcula a partir de la curva de la IM midiendo el tiempo que tarda la curva en alcanzar la velocidad de 1 m/s a 3 m/s. Según la ecuación de Bernoulli, este aumento en la velocidad se corresponde a un aumento de presión de 4 a 36 mmHg, es decir, un gradiente de 32 mmHg:

$$dp/dt = 32 \text{ (mmHg)/t(s)}$$

El valor normal es >1200 mmHg/s. Entre 800 -1200 la disfunción ventricular es ligera y <800 mmHg/s disfunción ventricular severa.

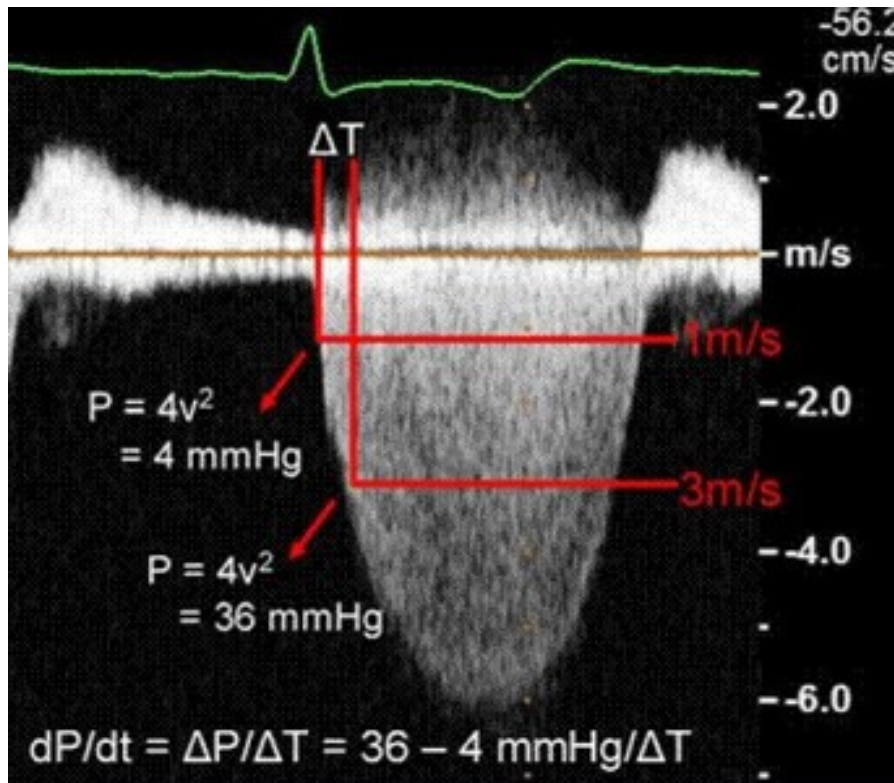


Imagen 10. DP/DT del ventrículo izquierdo.

4. Ecocardiograma transesofágico

4.1. Introducción

El ecocardiograma transesofágico (ETE) es una técnica ecocardiográfica de uso rutinario, cuyas principales indicaciones son la existencia de una mala ventana transtorácica, el estudio de estructuras no accesibles con el ETT como la orejuela izquierda, o cuando se necesita una mayor resolución espacial o precisión diagnóstica. Su ventaja es que al estar la sonda en el esófago produce buenas imágenes de las estructuras posteriores (orejuela, válvula mitral, venas pulmonares) y sin la interposición del aire del pulmón ni del hueso. Se emplea una sonda especial, similar a las usadas para las endoscopias digestivas, que se introduce por el esófago alojándose en una posición muy cercana al corazón, por lo que se obtienen imágenes de muy alta calidad. Estas sondas son multiplanares, poseen un transductor que permite rotar el haz de ultrasonidos 180° y trabajan a frecuencias mayores que las sondas transtorácicas (7 MHz), al estar más cerca de las estructuras de interés, lo que da como resultado unas imágenes de mejor calidad.

Sin embargo, esta técnica también tiene sus limitaciones: mayor dificultad para evaluar estructuras anteriores como la pulmonar o la tricúspide y para la alineación de los flujos con el Doppler. Por todo ello el ETE debe considerarse como un estudio complementario al ETT y ambos utilizarse de forma conjunta.

4.2. Indicaciones y preparación del paciente

Las indicaciones del ETE son aquellas situaciones en las que el ETT es insuficiente para estudiar la patología del paciente. Las principales serían:

- ▮ Estudio de verrugas de endocarditis y sus complicaciones.
- ▮ Búsqueda de fuentes cardioembólicas: a) descartar la presencia de trombos en el interior de la aurícula y orejuela; b) descartar la presencia de foramen oval permeable/comunicación interauricular.
- ▮ Diagnóstico de patología aórtica torácica.
- ▮ Evaluación de prótesis valvulares.
- ▮ Estudio más preciso de valvulopatía nativa: a) valoración del mecanismo y grado de severidad de la insuficiencia mitral; b) estudio de la válvula mitral previo a la valvulotomía percutánea (valorar la insuficiencia y descartar trombos); c) valoración del grado de severidad de la insuficiencia aórtica; d) valoración del TSVI y raíz aórtica previo al implante de una válvula aórtica percutánea.
- ▮ Estudio de masas cardíacas.
- ▮ Guía de procedimientos quirúrgicos o invasivos: a) valvulotomía mitral y aórtica; b) cierres percutáneos de fugas periprotésicas o comunicaciones anómalas; c) punción transeptal; d) implante percutáneo de clip mitral o TAVI.

A pesar de que el ETE es una prueba segura, no deja de ser un procedimiento semiinvasivo que requiere una preparación previa. Una vez descartadas las complicaciones (que se describen más adelante), se debe comprobar que el paciente está en ayunas al menos durante 4-6 h por el riesgo de vómitos y aspiración. Siempre que se vaya a realizar la prueba se debe canalizar una vía venosa, monitorizar las constantes del paciente (ECG, tensión arterial y saturación de oxígeno). Antes de sondear al paciente, y una vez comprobadas las contraindicaciones, se aplicará el protocolo de sedación ligera con/sin anestesia local, que varía en cada centro. Una vez finalizada la prueba se debe guardar ayuno para evitar aspiraciones, al menos durante 2 horas después.

4.3. Contraindicaciones y complicaciones

La realización del ETE no presenta importantes riesgos, siendo una técnica segura. Está contraindicada en las siguientes situaciones:

- ▮ Historia de disfagia severa no estudiada.
- ▮ Patología esofágica conocida: masas o estenosis aórticas, esofagectomía, fístula traqueoesofágica, divertículos esofágicos (Zenker), varices esofágicas de grado 3.
- ▮ Antecedentes de radioterapia mediastínica.
- ▮ Sangrado digestivo activo o úlcera gástrica perforada.
- ▮ Cirugía gástrica reciente.
- ▮ Afectación grave de la articulación atlantoaxial que impida la flexión del cuello.
- ▮ Inestabilidad cardiorrespiratoria.

El ETE es un procedimiento seguro con una tasa de complicaciones muy baja, la mayoría leves (3%): náuseas o vómitos durante la prueba, odinofagia, sangrado faríngeo menor, hipoxia transitoria, edema de parótida. Las complicaciones mayores son excepcionales (0.3%): laringoespasma, arritmias ventriculares, rotura o perforación esofágica, sangrado severo, broncoaspiración, insuficiencia cardíaca congestiva.

4.4. Planos de estudio

En un estudio de ETE los planos y ángulos de corte se adaptan a las características de cada paciente y a las necesidades y orientación de la patología que se pretende estudiar. En ocasiones la mala tolerancia del paciente no permite realizar un procedimiento completo, por lo que este debe ser breve y dirigido a la patología a estudio. No obstante, un estudio completo rutinario, deberá comprender los siguientes planos básicos:

- ▮ Planos esofágicos altos: a 25-30 cm de la arcada dentaria y variando los grados de la sonda. Se utilizan principalmente para el estudio de los grandes vasos: la válvula aórtica, raíz aórtica, aorta ascendente y tronco de la arteria pulmonar.
- ▮ Planos intermedios de dos y cuatro cámaras: se avanza la sonda hasta 30-35 cm de la arcada dental. Los ventrículos aparecen en la parte inferior y las aurículas en la superior. Variando la angulación encontraremos: plano de cuatro cámaras (fig), plano de cinco cámaras, plano de dos cámaras.
- ▮ Planos transgástricos: avanzamos la sonda a 35-40 cm de la arcada dentaria, con anteflexión máxima, se obtiene un corte transversal del corazón a nivel de los ventrículos. Variando los grados se obtienen cortes longitudinales.
- ▮ Planos de la aorta: es posible estudiar la aorta torácica dada su estrecha relación con el esófago. La aorta torácica ascendente está en relación con la cara anterior del esófago, mediante que la aorta descendente rodea al esófago y se sitúa en una posición posterior. Los tres puntos más importantes serían el estudio de la raíz aórtica y la aorta ascendente, el cayado aórtico y la aorta torácica descendente.

4.5. Ecocardiograma transesofágico 3D

Los avances tecnológicos de los últimos años han permitido el desarrollo de sondas que permiten obtener imágenes en tres dimensiones de gran calidad, siendo en la actualidad imprescindible para el estudio de determinadas patologías:

- ▮ Enfermedad valvular mitral. Para el diagnóstico y también para el intervencionismo (implante de clip mitral, cirugía de reparación).
- ▮ Evaluación de prótesis cardíacas.
- ▮ Guías de procedimientos quirúrgicos.
- ▮ Guía de procedimientos percutáneos: cierre de orejuela, implante de clip mitral, cierre de foramen oval permeable o de comunicación auricular.
- ▮ Evaluación de patologías congénitas (comunicación interauricular, comunicación interventricular, etc.).

5. Ecocardiografía de estrés

5.1. Introducción

Bajo el término de ecocardiografía de estrés se agrupan una serie de pruebas que utilizan el ecocardiograma transtorácico para el diagnóstico y la estratificación pronóstica de la isquemia miocárdica. Sus ventajas frente a otras pruebas de detección de isquemia son su gran disponibilidad, bajo coste, que son pruebas no invasivas y que no requieren radiación ionizante. Además, son capaces de detectar en la misma prueba la disfunción ventricular, valvulopatías y otras causas de dolor torácico.

El uso de pruebas de imagen en el diagnóstico de la isquemia miocárdica se basa en la cascada isquémica. Una vez que se inicia la isquemia miocárdica, se suceden una serie de acontecimientos que son aprovechados en las pruebas diagnósticas para la detección precoz de dicho fenómeno. Las alteraciones cardiacas siguen una secuencia temporal en “cascada”: en primer lugar, se produce una disminución en la perfusión miocárdica, seguido de la disfunción diastólica, alteraciones de la contractilidad segmentaria y por último el dolor torácico. La sensibilidad de las alteraciones es decreciente, siendo lo más sensible la alteración de la perfusión y lo menos sensible el dolor torácico. Por tanto, las alteraciones de la contractilidad de la pared del VI es uno de los signos de isquemia más precoces y sensibles detectables en la práctica clínica. Las técnicas diagnósticas que añaden una prueba de imagen tienen mayor sensibilidad que la ergometría convencional.

Existen distintos mecanismos por los que los agentes estresantes inducen isquemia en una prueba diagnóstica: a) Aumento de la demanda miocárdica de oxígeno: el ejercicio, la dobutamina y la estimulación eléctrica; b) Métodos que disminuyen el flujo coronario por vasoconstricción por ergonovina o el fenómeno del robo coronario producido por fármacos como la adenosina, el dipiridamol o el regadenosón. (Imagen 12).

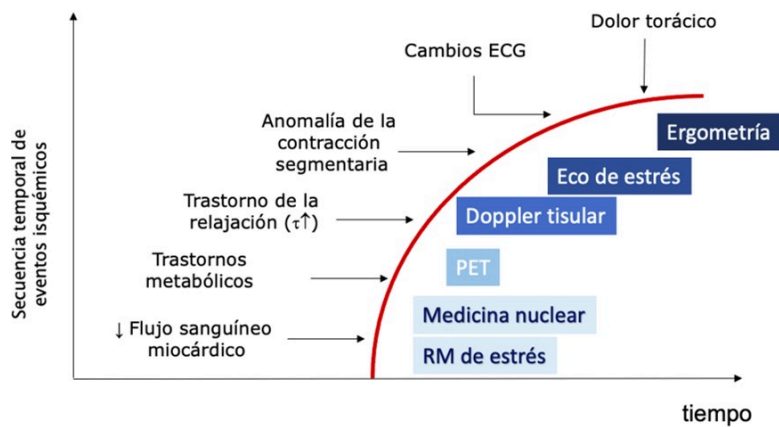


Imagen 11. La cascada isquémica.



Imagen 12. Mecanismos de acción de los distintos agentes estresantes en las pruebas de provocación de isquemia.

5.2. Indicaciones y contraindicaciones de la ecocardiografía de estrés

La ergometría convencional es la técnica usada de forma habitual para el diagnóstico no invasivo de enfermedad coronaria. No obstante, tiene limitaciones importantes, que hacen necesario el apoyo de la ecocardiografía. Las indicaciones más frecuentes de la ecocardiografía de estrés serían pacientes con sospecha de enfermedad coronaria, aunque existen otras muchas **indicaciones**.

- ▮ Pacientes con pruebas de esfuerzo convencionales no interpretables por alteración basal del ECG (BCRI, estimulación por marcapasos, preexcitación, alteraciones en la repolarización basal), resultado dudoso o no concluyente.
- ▮ Localización de la isquemia en pacientes con enfermedad coronaria conocida.
- ▮ Evaluación hemodinámica de las miocardiopatías o valvulopatías.
- ▮ Pacientes en los que la realización de esfuerzo está contraindicada o son incapaces de alcanzar una carga de esfuerzo suficiente.
- ▮ Identificar miocardio aturdido, hibernado o viable.
- ▮ Evaluación del riesgo quirúrgico en pacientes con enfermedad coronaria conocida o probable que se vayan a someter a procedimientos quirúrgicos de alto riesgo.
- ▮ Sospecha de vasoespasmos en pacientes con coronarias normales (ergobasina).
- ▮ Ergometría previa con un resultado dudoso.
- ▮ Estenosis coronaria de significado incierto en la coronariografía.

Las principales **contraindicaciones** serían

ABSOLUTAS

- ▮ IAM las 48 horas previas.
- ▮ Angina inestable no controlada.
- ▮ Arritmias cardíacas no controladas.
- ▮ Estenosis aórtica severa sintomática.
- ▮ Insuficiencia cardíaca severa sintomática no controlada.
- ▮ Miocarditis o pericarditis aguda.
- ▮ Disección aórtica aguda.
- ▮ Ausencia de ventana ecocardiográfica.
- ▮ Tromboembolismo pulmonar agudo.
- ▮ Embarazo.

RELATIVAS

- ▮ HTA mal controlada (dobutamina).
- ▮ Extrasistolia ventricular frecuente o taquicardia compleja (dobutamina).
- ▮ Bloqueo AV de segundo o tercer grado (dipiridamol).
- ▮ Hiperreactividad bronquial (dipiridamol).
- ▮ Patología prostática (adenosina).
- ▮ Alteraciones hidroelectrolíticas.
- ▮ Obstrucción del TSVI.

En función del tipo de fármaco utilizado, habrá diferentes efectos secundarios y contraindicaciones. Las diferencias entre los distintos estresores se resumen en la Tabla 2.

Tipo de estresante	Dobutamina	Vasodilatador	Ergobasina
Mecanismo de acción	Aumenta demanda Receptores adrenérgicos	Disminuye oferta Receptores adenosina A2	Vasoespasma en sujetos susceptibles
Protocolo	Infusión intravenosa a dosis crecientes cada 3 min: inicio con 5 mcg/kg/min, incremento a 10, 20, 30, 40 mcg/kg/min. Atropina en forma de bolos de 0.25 mg (hasta un máximo de 1 mg)	Dipiridamol 0.84 mg/kg en bolos iv * dos dosis en 10 min 0.56 mg/kg en 4 minutos + 4 minutos descanso + 0.28 mg/kg en 2 minutos * dosis entera en 6 minutos +/- atropina Adenosina Infusión iv 140 µg/kg/min en 6 minutos Regadenosón bolo iv 0.4mg/5ml	Bolos crecientes de ergobasina en intervalos de 5 minutos hasta cuarta dosis o alcanzar una respuesta positiva: 0.05mg, 0.1 mg, 0.2 mg 0.4mg
Adquisición imágenes	4 planos en 4 etapas: Basal, dosis bajas (20 mcg/kg/min) dosis altas (40mcg/kg/min +/- atropina) y recuperación	4 planos 4 etapas: Basal, dosis bajas, dosis altas (tras atropina si se usa), recuperación (tras eufilina si se usa)	4 planos en 4 etapas: basal, dosis bajas (0.1mg), dosis altas (0.4mg) o alteraciones, recuperación
Antídoto	Betabloqueante: propranolol, metoprolol	Eufilina *No se suele requerir con adenosina (vida media muy corta) o regadenosón (vasodilatador potente muy selectivo de receptores Adenosina A2 con vida media corta)	Bolo de nitroglicerina iv. Valorar nifedipino 10mg sublingual para contrarrestar posibles efectos secundarios tardíos.
Efectos secundarios	Ansiedad, palpitaciones obstrucción dinámica en el tracto de salida del VI, hipotensión arterial, arritmias ventriculares Muerte 1/5000	Malestar general, náuseas, cefalea, calor, hipotensión, alteraciones del ritmo, broncoconstricción Muerte 1/10000	Malestar general, náuseas, vómitos
Contraindicaciones	HTA mal controlada EV de alta densidad o taquicardias complejas Uropatía obstructiva, glaucoma ángulo cerrado (atropina)	Hipotensión severa Broncoespasmo (dipiridamol/adenosina) Disfunción sinusal, Bloqueo AV de 2º-3º grado	Enfermedad coronaria

Tabla 2. Tipos de fármacos estresantes, mecanismo de acción, administración, efectos secundarios y contraindicaciones.

La prueba finaliza al infundir la cantidad total del fármaco o alcanzar algún criterio diagnóstico o clínico descrito en la tabla 3. El paciente debe quedar vigilado en entorno hospitalario al menos 60-120 min tras la prueba.

Criterios absolutos (máximos) para terminar prueba	Criterios submáximos para terminar prueba
Alcanzar máxima dosis del fármaco Alcanzar FC objetivo Positividad ecocardiográfica (aquinesia de ≥2segmentos), eléctrica (descenso ST >2mV), clínica (angina)	Efectos secundarios limitantes: respuesta hipertensiva, arritmias supraventriculares, arritmias ventriculares complejas

Tabla 3. Criterios para terminar el ecocardiograma de estrés farmacológico.

5.3. Ecocardiograma de esfuerzo o de ejercicio

El ecocardiograma de esfuerzo es la técnica de elección, ya que el ejercicio es el estresor más fisiológico y tiene menos complicaciones que las pruebas realizadas con fármacos. Además, permite evaluar la capacidad funcional, lo que tiene un valor pronóstico.

Este tipo de ecocardiograma se detalla con profundidad en el Tema 7 de la prueba de esfuerzo.

5.4. Ecocardiograma de estrés farmacológico

5.4.1. Ecocardiografía de estrés con dobutamina

La dobutamina es una catecolamina sintética que actúa principalmente sobre los receptores miocárdicos β_1 , teniendo un menor efecto sobre los receptores α y β_2 . La estimulación de los receptores β_1 conlleva un aumento de la contractilidad, la frecuencia cardíaca y la conducción auriculoventricular. La isquemia miocárdica se produce por el aumento de la demanda de oxígeno secundaria. La estimulación de los receptores β_2 produce vasodilatación y en ocasiones hipotensión arterial.

El protocolo que se usa habitualmente para la provocación de la isquemia, se usa una infusión continua de dobutamina, con incremento progresivo de la dosis. Se inicia con una dosis de 10 $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$ y se aumenta cada 3 minutos de 10 en 10 hasta una dosis pico de 40 $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$. En el pico de dosis se pueden utilizar dos dosis de atropina de 0.5 mg si no se llega a alcanzar la frecuencia cardíaca submáxima.

La dobutamina tiene una serie de efectos adversos, que son más frecuentes que con los otros fármacos utilizados en el ecocardiograma de estrés. Se han comunicado eventos graves como fibrilación ventricular, infarto de miocardio, rotura cardíaca tras un infarto o muerte.

Estudio de la viabilidad miocárdica: es una de las indicaciones más importante de esta prueba. Los segmentos aquinéticos de forma basal no siempre corresponden a zonas de necrosis, siendo importante diferenciara los segmentos viables (aquellos que se recuperarán tras una revascularización). El miocardio viable pero aquinético de forma basal es aquel que mejora su contractilidad tras la infusión de dosis bajas de dobutamina (5 a 20 $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$). Puede ser miocardio hibernado (aquinético por isquemia crónica) o aturdido (aquinético tras la revascularización de la zona, se recupera en semanas o meses). Las respuestas ante una prueba de viabilidad.

5.4.2. Ecocardiografía de estrés con vasodilatadores

En la actualidad los fármacos vasodilatadores más empleados en los ecocardiogramas de estrés son la adenosina y el regadenosón. Estos fármacos provocan isquemia por un fenómeno de "robo coronario". Su mecanismo de acción es producir una vasodilatación selectiva en territorios sanos, de forma que las arterias con estenosis significativas disminuyen su flujo sanguíneo.

Hasta hace poco tiempo el fármaco más utilizado era el dipiridamol. Es un agonista indirecto y, por tanto, no selectivo, que actúa aumentando los niveles de adenosina. Al igual que la adenosina actúa sobre distintos receptores, siendo la activación del receptor A2A la responsable de la vasodilatación coronaria y la vasodilatación periférica. La activación del resto de los receptores es la responsable de los efectos secundarios que se asocian al fármaco: broncoconstricción, efecto cronotropo e inotropo negativo con enlentecimiento de la conducción auriculoventricular.

Actualmente el regadenoson es el fármaco vasodilatador de elección en la mayoría de las pruebas farmacológicas de estrés. Es un vasodilatador selectivo de los receptores A2 y un vasodilatador selectivo de las arterias coronarias (probablemente por la mayor densidad de receptores A2 en las coronarias). Su ventaja es la sencillez del protocolo: se adquieren las imágenes basales, se inyecta un bolo de regadenoson intravenoso y a los 4 minutos se toman las imágenes pico. A los 10 minutos se pueden adquirir las imágenes de la recuperación, de forma que la prueba es de corta duración. Otra de las ventajas frente al dipiridamol es que al ser más selectivo puede indicarse en pacientes con EPOC o asma leve-moderado, con menor riesgo de broncoespasmo.

5.5. Análisis e interpretación de las imágenes

El signo ecocardiográfico de isquemia aguda es la aparición de una alteración aguda y reversible de la contractilidad regional. Durante una prueba de estrés se pueden producir cuatro tipos de respuestas, comparando la contracción del miocardio basalmente y durante el esfuerzo:

- ▮ Respuesta normal: un segmento es normoquinético en reposo y se mantiene o se vuelve hiperquinético con el agente estresor.
- ▮ Isquemia: un segmento normocontráctil en reposo empeora la contractilidad con el estrés (hipo, aquí o disquinesia).
- ▮ Necrosis: un segmento aquinético de forma basal se mantiene igual durante el estrés o incluso se vuelve disquinético.
- ▮ Viabilidad: es la mejoría de la contractilidad de un segmento previamente anormal con dosis bajas de estrés.

Se puede realizar un análisis semicuantitativo utilizando el índice de puntuación de la pared (IPMP). Para ello se emplea un modelo que divide el VI en 16 o 17 segmentos (Imagen 13).

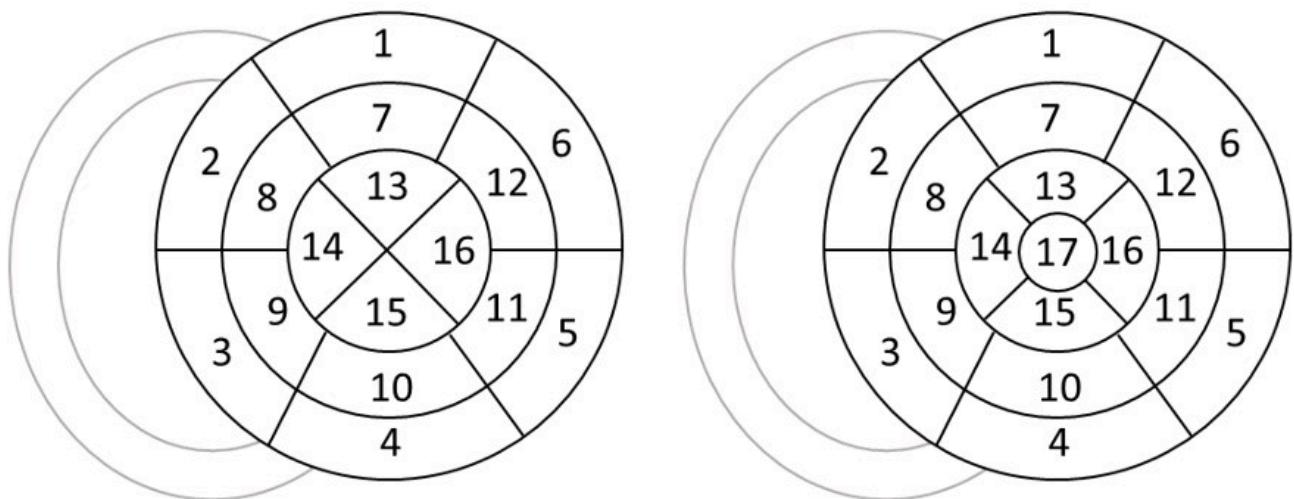
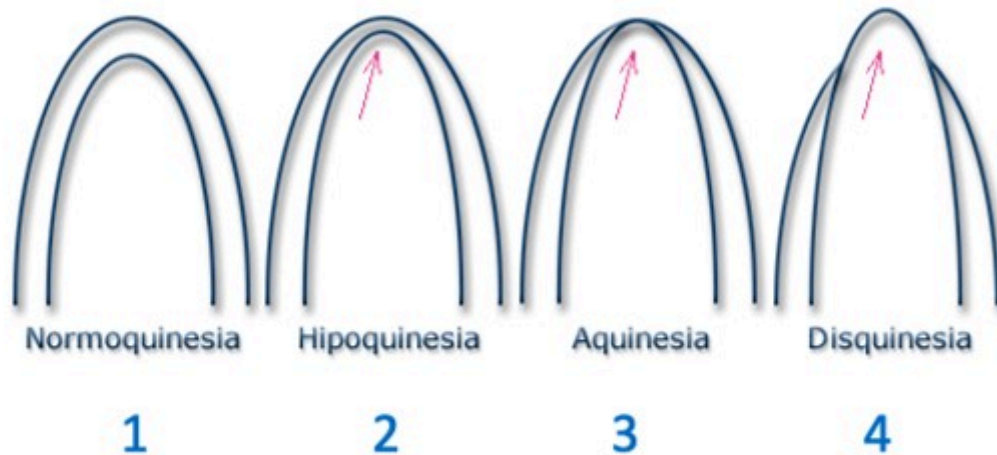


Imagen 13. Esquemas de segmentación del ventrículo izquierdo. Modelo de 16 segmentos (izquierda) y 17 segmentos (derecha) representado en ojo de buey. 1. anterior basal, 2. anteroseptal basal, 3. inferoseptal basal, 4. inferior basal, 5. inferolateral basal, 6. anterolateral basal, 7. anterior medio, 8. anteroseptal medio, 9. inferoseptal medio, 10. inferior medio, 11. inferolateral medio, 12. anterolateral medio, 13. anterior apical, 14. septal apical, 15. inferior apical, 16. lateral apical, 17. ápex. La inserción anterior del ventrículo derecho con el izquierdo define el borde entre los segmentos anterior y anteroseptal. El anillo más externo corresponde a los segmentos basales, el anillo medio representa los segmentos a nivel de los músculos papilares, y 1 anillo interno representa los segmentos distales.

Cada segmento recibe una puntuación del 1 al 4 en función de su motilidad siendo 1 los de motilidad normal, 2 los hipoquinéticos, 3 los aquinéticos y 4 los disquinéticos. Una vez que se le ha asignado una puntuación a cada segmento, se suma el total y se divide por el número de segmentos (Imagen 14).

❖ Contracción global (FEVI)
❖ Contracción segmentaria



$$\text{Índice de motilidad regional} = \frac{\text{Suma de puntos de cada segmento}}{\text{Número de segmentos}}$$

Imagen 14. Puntuación de la motilidad regional en función de las alteraciones de la contracción. Fórmula del índice de motilidad regional.

Un IPMP superior a 1.7 sugiere un defecto de perfusión superior al 20% y una mayor incidencia de complicaciones mayores.

5.6. Estudio de viabilidad miocárdica

El ecocardiograma de estrés es utilizado en pacientes con enfermedad arterial coronaria y disfunción ventricular para identificar que segmentos del miocardio mejorarán tras la revascularización, es decir, que segmentos son viables. Los segmentos aquinéticos de forma basal no siempre corresponden a zonas de necrosis, siendo importante diferenciarlos los segmentos viables (aquellos que se recuperarán tras una revascularización). El miocardio viable pero aquinético de forma basal es aquel que mejora su contractilidad con el agente estresor. Puede ser miocardio hibernado (aquinético por isquemia crónica) o aturdido (aquinético tras la revascularización de la zona, se recupera en semanas o meses).

En la mayoría de los centros se utilizan dosis bajas de dobutamina (5 a 20 μ g/kg/min), pero pueden utilizarse también fármacos vasodilatadores como el dipiridamol, la adenosina o el regadenoson. Existen tres tipos de respuestas ante una prueba de viabilidad:

1. Necrosis: el miocardio está cicatrizado y no existe engrosamiento tras infundir el fármaco a dosis bajas
2. Viabilidad sin isquemia: la contractilidad del segmento alterado en reposo aumenta con las dosis bajas y altas del fármaco
3. Viabilidad con isquemia (respuesta bifásica): si el miocardio es viable, pero la arteria que lo perfunde tiene una estenosis significativa, la contracción mejorará con dosis bajas del fármaco estresor, pero con dosis altas se desencadenará la isquemia (por robo coronario o aumento de la demanda) y la contractilidad empeorará de nuevo. Esta respuesta bifásica es la que mejor predice la recuperación de la función miocárdica tras la revascularización.

6. Bibliografía

1. Mitchell C, Rahko PS, Blauwet LA, Canaday B, Finstuen JA, Foster MC, Horton K, Ogunyankin KO, Palma RA and Velazquez EJ. Guidelines for Performing a Comprehensive Transthoracic Echocardiographic Examination in Adults: Recommendations from the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr.* 2019;32:1-64.
2. Pellikka PA, Arruda-Olson A, Chaudhry FA, Chen MH, Marshall JE, Porter TR and Sawada SG. Guidelines for Performance, Interpretation, and Application of Stress Echocardiography in Ischemic Heart Disease: From the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr.* 2020;33:1-41 e8.
3. Spencer KT, Kimura BJ, Korcarz CE, Pellikka PA, Rahko PS and Siegel RJ. Focused cardiac ultrasound: recommendations from the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr.* 2013;26:567-81.
4. Steeds RP, Wheeler R, Bhattacharyya S, Reiken J, Nihoyannopoulos P, Senior R, Monaghan MJ and Sharma V. Stress echocardiography in coronary artery disease: a practical guideline from the British Society of Echocardiography. *Echo Res Pract.* 2019;6:G17-G33.
5. Oh, K. (2018). *The Eco Manual*. Ed. Wolters Kluwer.