

Ecocardiografía. Impacto de las nuevas tecnologías

Eva Laraudogoitia Zaldumbide

Servicio de Cardiología. Hospital de Galdakao. Galdakao. Vizcaya. España.

Los recientes avances en el campo de la tecnología digital han dado lugar a un enorme progreso en las diferentes modalidades de imagen cardíaca. Estos grandes avances han hecho que el clínico confíe y se apoye cada vez más en las técnicas de imagen para el diagnóstico de las enfermedades cardíacas. La ecocardiografía se ha convertido en la modalidad de imagen cardíaca más utilizada en todo el mundo. Los equipos de ultrasonidos de alta gama que tenemos en la actualidad tienen integradas numerosas funciones que los hacen verdaderamente complejos. Un importante reto de los cardiólogos es conseguir llegar a entender las características de las nuevas modalidades de imagen y conocer su impacto clínico. Debido a la sofisticación de los sistemas, el incremento en el número de las indicaciones y las complejas cuestiones clínicas que se plantean, serán necesarios programas de entrenamiento específico y probablemente obtener acreditaciones en los diferentes desarrollos tecnológicos.

En este artículo revisamos el impacto que ha tenido el desarrollo de algunas de estas técnicas, como la imagen armónica, la ecocardiografía de contraste miocárdico para estudios de perfusión, la ecocardiografía intracardíaca y la ecografía tridimensional.

Palabras clave: *Imagen armónica. Contraste miocárdico. Ecocardiografía intracardíaca.*

Echocardiography. Impact of New Technologies

Recent advances in digital techniques have resulted in an enormous progress in complex cardiac imaging modalities. These advances will accelerate our reliance on imaging techniques for management of cardiovascular disease. With the increasing number of functions and the availability of Doppler assessment, ultrasound has become the most widely disseminated cardiac imaging technology. Currently available cutting edge technology ultrasound systems have integrated many functions that make them very complex. An important challenge for clinicians is to understand the characteristics of new ultrasound imaging modalities. Because of the sophistication of the systems, the increasing number of indications and the complexity of the clinical questions, the need for specific training programs and certification will grow.

In this article the impact of some of the recent technical developments: harmonic imaging, myocardial contrast, intracardiac echocardiography and real-time 3-D echocardiography, is reviewed.

Key words: *Harmonic imaging. Myocardial contrast. Intracardiac echocardiography.*

INTRODUCCIÓN

Antes del desarrollo de las técnicas de imagen cardíaca, el clínico sólo podía imaginar cómo se movía el corazón de sus pacientes. En los últimos 20 años los avances en la digitalización de las imágenes y la creatividad e imaginación de los investigadores han dado lugar a un enorme progreso en las diferentes modalidades de imagen cardíaca: tomografía computarizada (TC) multicorte, cardiorresonancia magnética (RM), tomografía por emisión de positrones (PET) y ecocardiografía (Eco). En el campo de los ultrasonidos, su alta disponibilidad, su bajo coste y las importantes innovaciones de los últimos años han hecho que en la

actualidad más del 25% de los estudios de imagen efectuados en el mundo se realicen con ultrasonidos. En la práctica cardiológica diaria el estudio Eco-Doppler es hoy el primer estudio solicitado si hay una sospecha de enfermedad cardiológica. Los importantes avances en el campo de los ultrasonidos han abierto nuevos horizontes en la investigación y la práctica clínica que nos han hecho entender mejor las enfermedades cardíacas.

Disponemos en la actualidad, por un lado, de equipos de alta gama con múltiples funciones y capacidades que han incorporado Eco tridimensional (3-D) en tiempo real, perfusión miocárdica, Doppler tisular, *strain* y *strain rate*, colorcinesis, etc., que además de aportar información han aumentado no sólo la complejidad de los estudios, sino también su coste. Debemos tener en cuenta que muchas de estas funciones no tienen todavía aplicaciones clínicas establecidas y se utilizan sólo como herramientas de investigación. No tiene sentido que todas las máquinas vengan imple-

Correspondencia: Dra. E. Laraudogoitia Zaldumbide.
Cristóbal Colón, 9, 2.º D. 48992 Getxo. Vizcaya. España.
Correo electrónico: elaraudo@hotmail.com

ABREVIATURAS

AVM: área valvular mitral.
 Eco: ecocardiografía.
 ECM: ecocardiografía de contraste miocárdico.
 EIC: ecocardiografía intracardíaca.
 ETE: ecocardiografía transesofágica.
 ETT: ecocardiografía transtorácica.
 FE: fracción de eyección.
 FEVI: fracción de eyección del ventrículo izquierdo.
 FOP: foramen oval permeable.
 IAM: infarto agudo de miocardio.
 PET: tomografía por emisión de positrones.
 RM: resonancia magnética.
 SPECT: tomografía computarizada por emisión de fotón único.
 TC: tomografía computarizada.
 TRC: terapia de resincronización cardíaca.
 VD: ventrículo derecho.
 VI: ventrículo izquierdo.

mentadas con todas estas funciones, pero la competencia que existe entre las diferentes marcas fabricantes es probablemente la causa de la incorporación de muchas de estas funciones en los equipos antes de que hayan sido validadas para su uso clínico. Hay muchas condiciones clínicas (la gran mayoría) en las que no necesitamos disponer de estas sofisticadas funciones. Sería más interesante disponer de aparatos con funciones específicas. Con mucha frecuencia el objeto del examen es la valoración de la función ventricular izquierda, que podremos obtener con una buena imagen bidimensional (2-D) e imagen armónica. Para el estudio valvular, además de la imagen 2-D, necesitamos el Doppler color, continuo y pulsado. Para el examen intraoperatorio de una reparación mitral, de aorta torácica o monitorización de procedimientos intervencionistas, será suficiente un equipo con sonda transesofágica multiplano y Doppler color. Para monitorizar procedimientos en electrofisiología, sólo sería necesario un equipo portátil de Eco intracardíaco. Probablemente, se debería desarrollar equipos para funciones específicas sin necesidad de implementar «todas las máquinas» con «todas las tecnologías». Uno de los retos de los cardiólogos es llegar a conocer las características de estas nuevas tecnologías. Dada la gran sofisticación de los sistemas y la complejidad de las nuevas tecnologías, deberán organizarse cursos de entrenamiento específico en cada una de estas funciones y probablemente también obtener certificados de acreditación.

En el otro extremo, tenemos los equipos «ultraportátiles». La miniaturización de los componentes electrónicos de los ultrasonidos ha permitido construir pequeños y buenos equipos de ultrasonidos portátiles. Éste

es un desarrollo lógico, ya que la historia nos demuestra la tendencia a la miniaturización de todas las máquinas, que cada vez son más pequeñas. Los sistemas portátiles disponibles en la actualidad tienen una buena imagen 2-D y las funciones Doppler esenciales. Estos aparatos ofrecen imágenes de Eco 2-D de calidad aceptable para una rápida evaluación a la cabecera del paciente, y es particularmente útil en la valoración de la función ventricular. No todas las máquinas son equiparables. La tecnología de las diferentes marcas es muy diferente. Todos los equipos en la actualidad disponen de Eco 2-D y la mayoría de ellos, de alguna modalidad de Doppler color. Sólo unos pocos tienen Doppler pulsado y continuo. Se han publicado varios estudios en los que se comparan los hallazgos de los equipos ultraportátiles con los de equipos de alta gama. En mi opinión, estos resultados no deben compararse, ya que la información que pedimos a una y otra máquina es diferente. En varios estudios publicados en los que comparan los hallazgos de estos equipos con los equipos estándar, la imagen 2-D es bastante correcta, pero hay discordancias significativas en la valoración de las insuficiencias valvulares.

Antes de establecer cuál es la utilidad real de estos equipos, tenemos que entender que su utilización no dependerá sólo de si es capaz de proporcionar «buenas imágenes». Hay varios factores a tener en cuenta antes de establecer la utilidad de los ecocardiógrafos ultraportátiles. Uno de ellos es, por supuesto, la capacidad del aparato (incluidas las diferentes modalidades de imagen que tiene y su calidad), pero mucho más importante es quién realiza el estudio y en qué circunstancias. La Eco es siempre muy dependiente de la experiencia del operador, tanto para la adquisición como para la interpretación de las imágenes, pero cuando se trabaja con estos equipos limitados este factor todavía es más importante. Por ello probablemente los mayores rendimiento y precisión diagnóstica se obtendrán si los utilizan cardiólogos con experiencia en Eco, que han valorado previamente al enfermo y saben lo que quieren descartar. El estudio con los aparatos ultraportátiles debe ser una extensión de la exploración física y nunca puede sustituir a un estudio con Eco-Doppler convencional^{1,2}.

Los equipos de ultrasonidos ultraportátiles con la tecnología actual son de una gran utilidad en la valoración inmediata a la cabecera del enfermo, lo que permite tomar decisiones clínicas y terapéuticas de forma inmediata. En nuestro medio y utilizado por cardiólogos con experiencia en Eco de nivel 2, es muy útil cuando se realiza en las consultas ambulatorias de cardiología, en las interconsultas dentro del hospital y en las consultas preoperatorias, ya que la mayoría de las veces la información que nos aporta es suficiente para tomar la decisión clínica oportuna sin necesidad de remitir al paciente al laboratorio de Eco. Además, mejora claramente el rendimiento de la consulta ambulatoria.

ria de cardiología y permite en muchas ocasiones dar el alta definitiva del paciente que es visto por primera vez o detectar anomalías cardíacas que merecen un estudio ecocardiográfico completo en el laboratorio de Eco³.

IMPACTO DE LAS MEJORAS TÉCNICAS DE LA IMAGEN TRANSTORÁCICA EN LAS INDICACIONES DE LA ECOCARDIOGRAFÍA TRANSESOFÁGICA

Los avances técnicos desarrollados en los últimos años han mejorado considerablemente la calidad de las imágenes obtenidas por vía transtorácica. La principal revolución fue la introducción de la imagen armónica, que permitió mejorar de manera espectacular las imágenes obtenidas para el estudio del endocardio del ventrículo izquierdo (VI) y también para la patología valvular. Ello ha permitido mejorar la calidad de los diagnósticos y, en algunos casos, modificar las indicaciones de la Eco transeesofágica (ETE)⁴.

Uno de los campos más documentados es el estudio de la fuente embólica. En el estudio de accidentes embólicos, investigaciones recientes realizadas con imagen armónica han demostrado que las posibilidades de la Eco transtorácica (ETT) en este campo están en plena evolución⁴⁻⁷. Así, Pozzoli et al⁵ han estudiado en 51 pacientes consecutivos la posibilidad de visualizar la orejuela izquierda y de analizar la velocidad de flujo Doppler con ETT e imagen armónica. A todos los pacientes se les realizó después una ETE y los hallazgos fueron comparados. La orejuela izquierda se visualizó por ETT en el 90% de los pacientes y el flujo Doppler pudo ser analizado en el 76% de los pacientes. El coeficiente de correlación entre las velocidades máximas medidas por ETT y ETE fue de 0,81. También ha mejorado mucho la visualización de contraste espontáneo en aurícula izquierda con imagen armónica. En un estudio reciente en 73 pacientes con estenosis mitral se detectó contraste espontáneo en la aurícula izquierda en el 86% de los pacientes con ETT e imagen armónica y sólo en el 7% con imagen fundamental⁷.

También hay datos importantes en la detección de foramen oval permeable (FOP) en pacientes jóvenes con accidente embólico. Para la detección de un FOP la ETT con imagen armónica e inyección de contraste ha modificado de forma importante la indicación de la ETE. Ha et al⁸, en una serie de 136 pacientes, detectaron FOP en 9 pacientes con imagen fundamental, en 25 con imagen armónica y en 40 con ETE. Todavía más llamativos son los hallazgos de Kühl et al⁹, en una serie de 111 pacientes, que han encontrado la misma sensibilidad para la detección de FOP con ETE que con ETT con imagen armónica e inyección de contraste. En otro estudio similar Clarke et al¹⁰, en un estudio de 110 pacientes, demuestran que la ETT con imagen armónica, contraste y maniobra de Valsalva tiene la

misma sensibilidad que la ETE para la detección de FOP y *shunts*. En cambio, en un trabajo reciente de un grupo español, Mesa et al¹¹ encuentran una muy baja sensibilidad de las ETT con imagen armónica para el diagnóstico de FOP. En este estudio, de 55 pacientes la ETT detectó 4 FOP y con la ETE se detectaron 23.

Son muy interesantes los datos publicados respecto de la visualización de placas de ateroma con ETT e imagen armónica. Schwammental et al¹² han publicado un trabajo muy interesante acerca de la posibilidad de detectar placas de ateroma en el cayado aórtico por vía transtorácica. Utilizando la imagen armónica y un examen muy minucioso por vía supraesternal, son capaces de detectar placas protruyentes mayores de 4 mm y elementos móviles con un valor predictivo positivo del 91% y negativo del 98% comparado en la ETE. Además pudieron ver una placa voluminosa por ETT que no fue vista por ETE (por estar situada en la zona ciega de aorta ascendente), confirmada posteriormente por RM. Estos hallazgos nos deben animar a explorar de forma rutinaria el cayado aórtico desde el acceso supraesternal.

ECOCARDIOGRAFÍA TRIDIMENSIONAL EN TIEMPO REAL

El pasado año comentábamos la presentación en el mercado internacional de una nueva máquina con posibilidad de realizar Eco 3-D en tiempo real. Gracias a una sonda matricial que genera un haz de ultrasonidos en forma de cono a partir de 3.000 cristales, es posible ver el corazón en movimiento en tres dimensiones. Su precio elevado y la calidad todavía mejorable hacen necesarias importantes mejoras técnicas, pero está claro que marcará el inicio de una nueva era en la Eco como lo fue la llegada de la Eco 2-D. Un año después ya podemos comentar las primeras experiencias publicadas en algunas patologías con esta nueva tecnología¹³⁻²⁹. Son resultados muy preliminares y así deben ser considerados.

Valoración de diámetros y volúmenes ventriculares

Este es probablemente uno de los campos que ha despertado un mayor interés. La medición precisa de la función ventricular izquierda es esencial para el manejo del paciente, ya que ha sido ampliamente demostrado que la fracción de eyección (FE) es un importante predictor de supervivencia. Aunque la Eco 2-D se utiliza de forma rutinaria y con éxito para valorar los diámetros, los volúmenes, los espesores y la FEVI, esta técnica tiene una importante limitación como es la asunción geométrica de la forma del VI. La principal ventaja de los cálculos de la función ventricular realizados con 3-D es que no se basa en asunciones geométricas. Esto es especialmente importante en los



Fig. 1. Ecocardiograma tridimensional en eje corto paraesternal en un paciente con estenosis mitral reumática.

ventrículos con alteraciones segmentarias de la contractilidad.

Varios estudios han demostrado la superioridad de la Eco 3-D con respecto a la Eco 2-D en la valoración de la función ventricular izquierda¹³⁻¹⁹. Hay también múltiples estudios que han comparado los valores de los volúmenes ventriculares, de la masa ventricular y de la FE por gammagrafía isotópica, cardio-RM y Eco 3-D, y encontraron valores muy similares. Todos estos estudios estaban realizados con diferentes métodos de reconstrucción 3-D *off line* a partir de imágenes 2-D. La Eco 3-D no se ha incorporado a la práctica clínica porque hasta muy recientemente la reconstrucción 3-D a partir de imágenes 2-D era muy laboriosa y requería mucho tiempo. Es ahora cuando disponemos de Eco 3-D en tiempo real con una sonda *full-matrix array* que nos permitirá el estudio de la función ventricular en un tiempo similar a un estudio estándar. El VI se adquiere habitualmente desde la vía apical utilizando un ángulo de adquisición amplio. Las imágenes pueden mostrarse utilizando ejes largos o múltiples ejes cortos obtenidos en el ápex, los músculos papilares y la base. En los próximos años, la Eco 3-D formará parte de la rutina del examen ecocardiográfico. Los avances futuros en la tecnología de los transductores y los ordenadores nos permitirán adquisiciones con ángulos más anchos en un solo ciclo cardíaco. La cuantificación de la función ventricular en 3-D se realizará probablemente de forma rutinaria en todos los laboratorios de Eco.

Estenosis mitral

La Eco 2-D se usa de forma rutinaria en la valoración de la estenosis mitral. La planimetría directa del orificio ha demostrado ser un método excelente para el cálculo del área valvular mitral (AVM). Una importante limitación de este método es que el plano del eje corto no esté orientado perpendicular al orificio mitral. El otro método ampliamente utilizado es el tiempo de hemipresión que realiza una medida indirecta del AVM. En el último año se han publicado varios artículos que comparan los hallazgos de la Eco 2-D, la 3-D y el cateterismo cardíaco en el cálculo del AVM²⁰⁻²². Todos ellos demuestran que el AVM medida por 3-D es la que mejor se correlaciona con el AVM medida por el método de Gorlin. En un estudio Zamorano et al²¹ analizaron, además del AVM, la puntuación ecocardiográfica, y demostraron que la puntuación medida por 3-D muestra el mejor grado de acuerdo interobservador. La Eco 3-D es probablemente un método fácil, preciso y muy reproducible en el estudio de la estenosis mitral reumática (fig. 1).

Insuficiencia mitral

Recientemente se ha publicado un artículo que compara la información obtenida con Eco 3-D y ETE en 75 pacientes con insuficiencia mitral²³. Se valoró la visualización de los 8 segmentos de Carpentier: 3 faldoles de cada velo (A1, A2, A3, P1, P2 y P3) y las 2 comisuras. La Eco 3-D fue superior a la ETE en la visualización de los segmentos (el 97 frente al 90%). La mayor diferencia se encontró en la valoración del velo anterior y de las comisuras. No hubo diferencias en la visualización del velo posterior. Los autores señalan que la Eco 3-D debe considerarse un importante complemento de la ETE en el estudio de los pacientes candidatos a reparación valvular mitral.

Se ha publicado recientemente la utilidad de la Eco 3-D durante la realización de una valvuloplastia mitral²⁴.

También se han publicado experiencias preliminares en el estudio de las arterias coronarias que describen su utilidad para visualizar la porción proximal de las arterias coronarias²⁵. Destacan que existen todavía importantes limitaciones, ya que el número y la extensión de las arterias visualizadas dependen de la ventana acústica y de la calidad de la imagen 2-D. Incluso cuando las imágenes son buenas, alguna de las arterias puede no verse. Además no pueden verse las lesiones distales de los vasos.

Se ha descrito también su utilidad en el estudio de la disección aórtica. Los métodos no invasivos (cardio-RM, cardio-TC y Eco) han reemplazado a la aortografía en el estudio de los pacientes con disección aórtica. La cardio-RM no es útil en el contexto del síndrome

coronario agudo cuando el paciente está inestable y la cardio-TC puede fallar en el diagnóstico en un 30%. La ETE es más sensible y específica. Sin embargo, con la ETE algunos artefactos pueden ser confundidos con el *flap* de la disección. Además es una técnica semiinvasiva que ocasiona malestar al paciente. Htay et al²⁶ han publicado su experiencia en el diagnóstico de disección con Eco 3-D. Señalan que la disección se diagnosticó en todos los casos. El *flap* de la disección no se observó como un eco lineal, sino como una lámina de tejido que reflejaba la rotura de la pared aórtica por la disección. Además la Eco 3-D permitió determinar la extensión de la disección hacia los vasos del cuello, y permitió apreciar con claridad la disección de la arteria innominada, las carótidas y la subclavia izquierda. Tiene además la ventaja de ser un método no invasivo que puede realizarse de forma rápida a la cabecera del paciente.

Se han comunicado también experiencias en el estudio de la membrana subaórtica, de masas intracardíacas y de Eco fetal²⁷⁻²⁹.

RESINCRONIZACIÓN CARDÍACA

Según las guías de práctica clínica, la estimulación biventricular está indicada en pacientes con miocardiopatía dilatada en clase funcional III-IV de la New York Heart Association refractarios a tratamiento médico, con duración prolongada del QRS (≥ 130 ms), diámetro telediastólico $>$ de 55 mm y FE \leq de 35%. Aunque la duración del QRS se correlaciona con la sincronía ventricular, no es suficiente para predecir qué pacientes mejorarán con la estimulación biventricular.

El objetivo de la terapia de resincronización cardíaca (TRC) es reducir el retraso de la conducción eléctrica preexcitando las regiones que se activan tardíamente, estimulando el VI o ambos ventrículos para restaurar un patrón de contracción más sincrónico. A pesar de que esta estrategia ha resultado efectiva, más del 30% de los pacientes que cumplen los requisitos para este tratamiento no mejoran con la TRC. Parte de la explicación de estos fallos es probablemente una selección inadecuada de los pacientes³⁰.

Se están estudiando distintos métodos alternativos que permitan establecer qué pacientes se beneficiarán. En el campo de la Eco se está haciendo un gran esfuerzo para evaluar la asincronía interventricular e intraventricular y poder predecir una buena respuesta. Asimismo se está investigando el potencial del Doppler tisular para seleccionar el mejor sitio de estimulación en el VI.

Por otra parte la cardio-RM puede determinar el movimiento 3-D de las paredes ventriculares y el grado de asincronía entre los ventrículos antes del implante, pero tiene la limitación de no poder realizarse después del implante.

La cuestión clínica importante es identificar los segmentos ventriculares con retraso en el inicio de la contracción, ya que representan la función regional que puede ser mejorada potencialmente cambiando la secuencia de la activación eléctrica. Hay todavía debate sobre qué tipo de asincronía es más importante para el éxito de la TRC, si la interventricular (retraso entre contracción izquierda y derecha) o la intraventricular (entre las paredes del VI). Bader et al³¹, en un interesante estudio publicado en 2004, han identificado la asincronía intraventricular como un factor predictor independiente de eventos cardíacos severos, independientemente de la anchura del QRS y de la FE. También demuestran que la presencia de asincronía interventricular no tiene un valor predictivo de eventos, que la anchura del QRS no predice asincronía, excepto que sea > 140 ms, y que no existe relación entre el tipo de bloqueo de rama y el tipo de asincronía. Verbeek et al³², en un estudio realizado en animales, demostraron la importante repercusión hemodinámica que tuvo la corrección de la asincronía intraventricular y no de la interventricular. Parece, pues, que detectar asincronía intraventricular será nuestro principal objetivo en la selección de los pacientes. No conocemos de momento qué papel puede tener la asincronía auricular.

Pero, ¿cuál es el mejor método para evaluar la asincronía intraventricular? ¿Y qué grado de asincronía es suficientemente anormal para que el paciente se beneficie de la TRC?

Las técnicas de imagen de velocidad miocárdica para evaluar la velocidad sistólica regional, el tiempo hasta la velocidad pico o los perfiles de deformación miocárdica se han utilizado para medir el movimiento miocárdico. La medida de las velocidades longitudinales regionales se puede obtener en todos los segmentos pero no representan necesariamente la función contráctil regional. Las técnicas de *strain* y *strain rate* cuantifican parámetros de deformación regional que se relacionan más estrechamente con la función contráctil regional y son independientes del movimiento global del corazón. Estas técnicas deberían ser la aproximación óptima para evaluar la función en los ventrículos asincrónicos, pero es difícil de aplicar en los ventrículos dilatados con paredes adelgazadas. Es además una técnica no disponible en la mayor parte de los equipos. En la mayoría de los centros se mide el tiempo hasta el inicio del movimiento sistólico regional, es decir, el tiempo desde la onda Q del electrocardiograma hasta el inicio de la onda S de la curva de Doppler tisular. Debe medirse en los 4 segmentos basales —septal, lateral, inferior y anterior— y hallar la mayor diferencia entre ellos³³. Una diferencia > 50 ms identifica una asincronía intraventricular.

De momento, y con los datos disponibles hoy, la selección de los pacientes debe basarse en una combinación de la duración del QRS y de la presencia de asin-

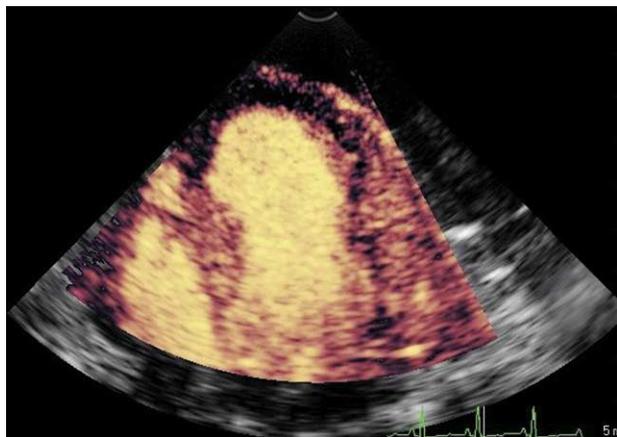


Fig. 2. Ecocardiograma de contraste miocárdico. Estudio de perfusión en tiempo real con contraste Sonovue. Se aprecia un defecto de perfusión en los segmentos apicales y en el ámbito subendocárdico de la cara lateral.

cronía intraventricular, pero no podemos establecer de manera definitiva cuál es el mejor parámetro para su medición.

CONTRASTE MIOCÁRDICO. VALORACIÓN DE LA MOTILIDAD Y PERFUSIÓN

La opacificación del VI es la principal aplicación de los agentes de contraste y la única validada clínicamente. Numerosos estudios han demostrado la mejoría de la visualización del borde endocárdico con estos agentes. El interés de la opacificación durante la realización de una Eco de estrés se ha demostrado por diversos grupos que señalan una importante mejora en la calidad de las imágenes y en la visualización de un mayor número de segmentos, además de una disminución muy significativa de la variabilidad interobservador. Pero el campo de aplicación del contraste no se limita a valorar la contractilidad, sino que su verdadera ambición es valorar simultáneamente «motilidad y perfusión».

La valoración de la perfusión miocárdica regional es crucial en el diagnóstico, el manejo clínico y la estratificación de riesgo en los pacientes con cardiopatía isquémica. Aunque la PET se considera en la actualidad el patrón oro en el estudio de la perfusión, su utilidad clínica está limitada por la baja resolución espacial, por la necesidad de inyectar isótopos radiactivos y por no poder realizarse a la cabecera del paciente. La Eco de contraste miocárdico (ECM) se ha evaluado en múltiples estudios como una alternativa válida en el estudio de la perfusión miocárdica³⁴⁻⁴⁷. Avances recientes en el diseño de los contrastes y de la tecnología de ultrasonidos nos permiten ver en tiempo real, y con imagen de baja energía, la opacificación del miocardio tras la inyección de un contraste por vía intravenosa. El

pulso invertido y *power modulation* son las técnicas que más se utilizan en la actualidad. Son técnicas no destructivas que utilizan bajas potencias (índice mecánico, 0,1-0,2). Se inyecta el contraste y una vez obtenida una señal adecuada de contraste en el miocardio se emite un número determinado de impulsos de alta potencia (índice mecánico, 1,6-1,7) que destruyen las burbujas; el miocardio queda sin burbujas, lo que permite después observar en tiempo real cómo se rellena el miocardio durante los ciclos siguientes (fig. 2). La ECM no analiza directamente la perfusión miocárdica, sino el volumen sanguíneo miocárdico, principalmente situado en las arteriolas de pequeño calibre y los capilares. Toda variación del volumen sanguíneo se acompaña de una modificación de la concentración de microburbujas y, por tanto, de la intensidad de la señal de contraste. El estudio de perfusión en tiempo real, a pesar de ser muy superior a los previos, tiene importantes limitaciones. La estimación visual es sencilla y rápida pero subjetiva, y los métodos de cuantificación de los que disponemos en la actualidad no están validados. Todavía nos preguntamos si es o no necesaria la cuantificación de la perfusión. En un interesante estudio publicado en 2004, se compara el estudio de perfusión con contraste miocárdico y con tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT) en 50 pacientes. Se realizaron estudios en reposo y tras inyección de adenosina. La estimación visual de la perfusión en la ECM mostró un buen grado de acuerdo con la SPECT, con una sensibilidad del 64% y una especificidad del 87%. Cuando se realizó un análisis cuantitativo del contraste intramiocárdico la sensibilidad fue ligeramente superior, pero disminuyó la especificidad³⁶. No está pues, de momento, establecida la ventaja de la cuantificación de la perfusión, al menos con la tecnología actualmente disponible. Las decisiones clínicas en cardiología se basan cada vez más en las mediciones de las cámaras cardíacas, de la función ventricular y del cálculo de las áreas valvulares. Es también razonable pensar que para que se generalice el uso de la ECM será necesario estandarizar un método de cuantificación.

Aplicaciones clínicas

Eco de estrés: perfusión más movimiento de pared

Valorar la perfusión miocárdica y el movimiento de la pared durante el ejercicio o el estrés farmacológico es de gran importancia en la estratificación de riesgo de los pacientes coronarios. Varios estudios clínicos, que utilizaron diferentes agentes de contraste y diferentes modalidades de Eco de estrés, han demostrado la capacidad de la técnica para identificar anomalías reversibles de la perfusión durante la Eco de estrés³⁷⁻⁴¹.

Los primeros trabajos efectuados con las técnicas de imagen intermitente sincronizada con el electrocardiograma durante el estrés farmacológico inducido por vasodilatadores, han mostrado una buena correlación con las técnicas isotópicas. En el estudio de Kaul et al³⁷ la sensibilidad y la especificidad de la ECM fueron del 92% y el 84% para la detección de anomalías de la perfusión, y el tratamiento de las imágenes fue muy complejo. El estudio de Heinle et al³⁸, que utilizó *power Doppler*, confirmó estos buenos resultados y señaló las dificultades para analizar la pared lateral y no poder realizar un análisis simultáneo de la contractilidad segmentaria.

Con las técnicas de perfusión en tiempo real las primeras experiencias son muy alentadoras. Uno de los trabajos más importantes es el realizado por Shimoni et al³⁹, en el que estudian a 100 pacientes con Eco de estrés y esfuerzo, utilizando tecnología de pulso invertido y contraste Optison®. Realizan el estudio basal y a pico de esfuerzo y lo comparan con los resultados de la SPECT. El grado de acuerdo entre la SPECT y la ECM fue del 76%. La concordancia entre las anomalías de la cinética regional y los defectos de perfusión fue del 88%. En la comparación con la angiografía, la sensibilidad de las 3 técnicas (SPECT, ECM y movilidad de la pared) fue similar, con una sensibilidad del 75% y una especificidad que osciló entre el 81 y el 100%. El mejor resultado se obtuvo con la combinación del análisis del movimiento de la pared y de la perfusión de contraste miocárdico, con una sensibilidad del 86% y una especificidad del 88%. Resultados similares se han publicado con Eco de estrés con dobutamina. Porter et al⁴⁰ demostraron que con imagen de pulso invertido, utilizando índice mecánico bajo y contraste, se puede analizar de forma simultánea la perfusión miocárdica y el movimiento de la pared en tiempo real durante la realización de una Eco de estrés con dobutamina. La combinación de las 2 técnicas aumentó la sensibilidad de la Eco de estrés para el diagnóstico de la enfermedad coronaria. Laffite et al⁴¹ demostraron que, en la isquemia producida por la estimulación con dobutamina, los defectos de perfusión preceden a las alteraciones de la contractilidad.

Un hecho interesante es que se detectaron defectos de perfusión en territorios miocárdicos con lesiones de arterias coronarias > 50% que no presentaron alteraciones de la contractilidad. Estos hallazgos apuntan a una mayor sensibilidad del estudio de perfusión comparado con el análisis aislado de la contractilidad segmentaria.

Es importante tener en cuenta que en todos estos estudios el análisis de los defectos de perfusión fue puramente visual y que el análisis simultáneo del movimiento de la pared y de la perfusión induce, sin duda, un sesgo en la interpretación. Además los pacientes fueron seleccionados por su buena ventana ecográfica.

Síndromes coronarios agudos

En el diagnóstico de un paciente que acude al hospital por dolor torácico, la realización temprana de un estudio de perfusión puede descartar defectos de perfusión sugestivos de un evento isquémico mayor. En el caso de un infarto agudo de miocardio (IAM) establecido, el tamaño del defecto de perfusión refleja el área de miocardio en riesgo y puede ayudar a elegir el tratamiento óptimo. El objetivo de la reperfusión en pacientes con IAM es restaurar el flujo de la arteria relacionada con el infarto para limitar el daño celular y preservar la función ventricular, que es el predictor más potente de supervivencia tras un IAM. El éxito de la reperfusión, sin embargo, se indica por la perfusión de los capilares miocárdicos más que por la permeabilidad de la arteria. La señal de contraste en el miocardio que sigue a una inyección de contraste por vía intravenosa refleja el volumen sanguíneo en los capilares miocárdicos y la integridad capilar. Después de la restauración del flujo epicárdico, el contraste llenará las áreas con integridad microvascular, mientras que las áreas de necrosis completa no mostrarán relleno del agente de contraste.

El relleno completo del miocardio en riesgo que sigue a la restauración del flujo epicárdico es esencial para la recuperación de la función del VI después de un IAM. La ausencia de señal de contraste miocárdico en un área infartada con la arteria abierta representa un fenómeno de no reflujo y predice un pobre pronóstico. Estos resultados, inicialmente demostrados con Eco de contraste intracoronario, se han confirmado recientemente utilizando los contrastes por vía intravenosa⁴⁴⁻⁴⁵. El gran interés de esta técnica es la posibilidad de realizarla muy precozmente, a la cabecera del paciente, y de repetirla de forma seriada para valorar las modificaciones producidas tras la revascularización coronaria.

Disfunción miocárdica crónica

En el contexto de la isquemia crónica, el clásico «miocardio hibernado», el estudio de viabilidad es muy importante para predecir la recuperación funcional. La presencia de integridad microvascular en el estudio de contraste miocárdico con inyección de contraste intracoronario ha sido propuesta como un criterio predictivo de recuperación funcional después de la revascularización, con una sensibilidad ligeramente superior a la Eco de estrés con dobutamina, pero con una especificidad más baja. Muy recientemente, Shimoni et al⁴⁶ han estudiado la viabilidad en 20 pacientes con disfunción ventricular izquierda crónica antes de la revascularización utilizando la Eco de contraste por vía intravenosa, con las técnicas de cuantificación del débito sanguíneo miocárdico. Utilizando este parámetro, la sensibilidad y la especificidad fueron del 90 y el 61%, respectivamente, frente al 80 y el

54% con Eco con dobutamina. Además, la Eco de contraste identificó la viabilidad en segmentos sin reserva contráctil en la Eco con dobutamina⁴⁶. Otro estudio similar, realizado con técnica de imagen intermitente, demostró también que el estudio de perfusión con contraste miocárdico puede predecir la recuperación funcional tras al revascularización⁴⁷.

Numerosas cuestiones están todavía sin resolver en los estudios de estrés y perfusión. Las técnicas evolucionan constantemente y las experiencias actuales son todavía limitadas. Si las técnicas de perfusión en tiempo real parecen las más atractivas, las de imagen intermitente continúan siendo estudiadas por diversos grupos. El tipo de contraste a utilizar y el modo de administración (bolo o infusión continua), así como las modalidades de análisis de las imágenes, están todavía en debate.

ECOCARDIOGRAFÍA INTRACARDÍACA

La Eco intracardíaca (EIC) es una técnica reciente que aporta una nueva ventana acústica de algunas estructuras del corazón. Consiste en introducir un catéter de ultrasonidos de 9-10 Fr por la vena femoral o la vena yugular hasta alcanzar la aurícula derecha. Este catéter se conecta a una plataforma de ultrasonidos donde se obtienen las imágenes ecocardiográficas. Recientemente, se han comercializado los sistemas *phased-array*, implementados con Doppler color pulsado, continuo y tisular, lo que ha supuesto un gran avance, ya que permite obtener imágenes de mejor calidad en planos largo y corto y mayor información anatómica y hemodinámica.

El primer estudio realizado en humanos con esta tecnología *phased-array* se publicó en 2002⁴⁸. Es, pues, una técnica muy nueva, en la que no están estandarizados los planos de estudio ni, por supuesto, establecidas sus indicaciones. En este artículo se describe una correcta visualización del septo interauricular, ambas aurículas, la vena cava superior, las válvulas cardíacas, los músculos papilares, el istmo cavotricuspidal y todas las venas pulmonares. La Eco es una modalidad de imagen muy útil en el laboratorio de hemodinámica y de electrofisiología. La ETT tiene importantes limitaciones en este campo, ya que puede interferir con el campo estéril en el que trabajan e interferir con la escopia. La ETE puede obviar algunas de estas limitaciones, pero requiere una intubación esofágica prolongada del paciente, con la consiguiente incomodidad, por lo que en muchas ocasiones es necesaria la sedación central. En la EIC se utiliza un transductor miniaturizado que va montado en un catéter que se inserta por vía percutánea a través de la vena femoral o yugular. Utiliza transductores de baja frecuencia (5-10 MHz), que además de obtener imágenes de gran resolución son capaces de conseguir una penetración de hasta 12 cm. Hay en la actualidad 2 tipos diferentes de catéteres de EIC disponibles.

Transductor mecánico. Es un catéter de 9 Fr con un elemento rotante de ultrasonidos de 9 MHz que va montado en su punta (Boston Scientific). Este transductor proporciona imágenes a una frecuencia fija de 9 MHz, proporcionando un campo radial de vista a 4 cm de profundidad. Las limitaciones de este sistema son obtener imágenes en un solo plano (horizontal) y no disponer de Doppler.

Transductor Phased-array. Este catéter de 10 Fr lleva montado en su punta un transductor *phased-array* de 5,5-10 MHz con Doppler color, pulsado, continuo y Doppler tisular (Acuson). Este transductor de 64 elementos escanea un sector de imagen de 90° con una penetración de 12 cm. La punta del catéter se mueve en 4 direcciones, lo que permite optimizar la posición del transductor para los registros Doppler. El catéter se conecta a una plataforma de Eco estándar Acuson Sequoia.

Aplicaciones clínicas

Electrofisiología

La ablación con radiofrecuencia es, en muchas ocasiones, la cura definitiva de muchas arritmias. Su gran desarrollo ha llevado a la búsqueda de nuevas técnicas de imagen que ayuden a su realización y disminuyan la cantidad de radiaciones ionizantes. La modalidad de imagen empleada habitualmente es la fluoroscopia. Sin embargo, la compleja anatomía de las estructuras arritmogénicas no se aprecia en muchas ocasiones en la fluoroscopia, y además la larga duración de los estudios conlleva una importante dosis de radiación ionizante para el paciente y para el operador. Una de las técnicas alternativas a la fluoroscopia que está teniendo un importante desarrollo es la EIC.

Una de las aplicaciones es monitorizar la punción transeptal. La necesidad de acceder a la aurícula izquierda está aumentando considerablemente desde que se realizan ablaciones en el síndrome de Wolff-Parkinson-White, las taquicardias auriculares y la fibrilación auricular. A pesar de que en manos expertas es un procedimiento relativamente sencillo, no está exento de complicaciones, como la perforación de la aurícula o de la aorta. La EIC permite ver con claridad el foramen oval y evitar complicaciones, especialmente en pacientes con anatomía compleja o anómala.

Existen hoy varias indicaciones para realizar una EIC durante un procedimiento de ablación. Sirve de guía para la punción transeptal y la valoración de las estructuras anatómicas complejas (en ocasiones, variantes de la normalidad), muestra la lesión producida por la ablación y valora de forma inmediata las posibles complicaciones. Además, disminuye el tiempo de escopia y, por tanto, la exposición a la radiación⁴⁹⁻⁵⁰.

La EIC se ha utilizado para facilitar el mapeo de la taquicardia auricular, ya que estas arritmias se produ-

cen en estructuras endocárdicas que no son vistas en la fluoroscopia, en la ablación del aleteo auricular, de la fibrilación auricular y de las taquicardias ventriculares.

Desde la aurícula derecha, proporciona una visión inmejorable del septo interauricular y de ambas aurículas, y por ello una de las primeras indicaciones de la técnica ha sido la monitorización del cierre percutáneo con de los defectos septales auriculares⁵¹. Varios estudios señalan que es el método ideal para la medición del diámetro del defecto con una excelente correlación entre las mediciones realizadas con EIC y con balón. Todos los estudios confirman que es muy útil en la monitorización de la punción transeptal. En la mayoría de los centros, la monitorización del cierre percutáneo de los defectos septales auriculares se sigue realizando con ETE, que subestima ligeramente el tamaño del defecto con respecto al medido con balón. La EIC tiene la ventaja de evitar la sedación del paciente, por lo que se puede realizar todo el procedimiento con el paciente despierto.

Diagnóstico de la displasia del ventrículo derecho (VD). Las técnicas de imagen (cardio-RM, angiografía y Eco) tienen importantes limitaciones en el diagnóstico de esta entidad. Las primeras experiencias con la EIC en la displasia del VD se han realizado durante los estudios electrofisiológicos intervencionistas para tratamiento de las arritmias que experimentan estos pacientes. En un estudio de Peters et al⁵² en 25 pacientes diagnosticados de displasia del VD, el catéter se progresó hasta el tracto de salida del VD, después se posicionó en el ápex y posteriormente se retiró al tracto de entrada del VD. No hubo complicaciones y se obtuvieron imágenes de todas las zonas del VD. La EIC identificó imágenes saculares y aneurismas, y adelgazamiento de la pared mayores de 3 mm en todos los pacientes. La EIC puede ser una técnica adicional a la cardio-RM en el estudio de la displasia de VD.

Otras posibles indicaciones de la EIC serán la monitorización de biopsias endomiocárdicas y el estudio de los tumores intracardíacos.

No hay datos en la literatura médica acerca de la posibilidad de utilizar la EIC para localizar el seno coronario. Esto podría tener un gran interés durante la colocación de un marcapasos biventricular para la TRC, dado que en muchas ocasiones es su cateterización lo que prolonga el procedimiento y el tiempo de escopia.

BIBLIOGRAFÍA

1. Liang D, Schitteger I. Accuracy of hand-carried ultrasound. *Echocardiography*. 2003;20:487-90.
2. De Cara JM, Lang RM, Spencer KT. The hand-carried echocardiographic device as aid to the physical examination. *Echocardiography*. 2003;5:477-85.

3. Laraudogoitia E. Ecocardiografía. Novedades diagnósticas. *Rev Esp Cardiol*. 2004;4 Suppl A:36-44.
4. Chauvel C, Bogino E, Simon M, Dehant P. Impact des progrès en imagerie transthoracique sur les indications de l'échocardiographie par voie transoesophagienne. *Arch Mal Coeur*. 2003;96:859-63.
5. Pozzoli M, Selva A, Skouse D, Traversi R, Mancini G, Bana A, et al. Visualization of left atrial appendage and assessment of its function by transthoracic second harmonic imaging and contrast-enhanced pulsed Doppler. *Eur J Echocardiography*. 2002;3:13-23
6. Carerj S, Trifiro MP, Granata A, Luzzo F, Arrigo F, Oreto G. Comparison between transesophageal echocardiography and transthoracic echocardiography with harmonic tissue imaging for left atrial appendage assessment. *Clin Cardiol*. 2002;25:268-70.
7. Ha JW, Chung N, Kang SM, Jang KJ, Rim SJ, Jang Y, et al. Enhanced detection of left atrial spontaneous contrast by transthoracic harmonic imaging in mitral stenosis. *J Am Soc Echocardiogr*. 2000;13:849-54.
8. Ha JW, Shin MS, Kang S, Pyun WB, Jang KJ, Byun KH, et al. Enhanced detection of right-to-left shunt through patent foramen oval by transthoracic contrast echocardiography using harmonic imaging. *Am J Cardiol*. 2001;87:669-71.
9. Kühl HP, Hoffmann R, Merx MW, Franke A, Klötzsch C, Lepper W, et al. Transthoracic echocardiography using second harmonic imaging. Diagnostic alternative to transesophageal echocardiography for the detection of atrial right to left shunt in patients with cerebral embolic events. *J Am Coll Cardiol*. 1999;34:1823-30.
10. Clarke NRA, Timperley J, Kelion AD, Banning AP. Transthoracic echocardiography using second harmonic imaging with Valsalva manoeuvre for the detection of right to left shunts. *Eur J Echocardiography*. 2004;5:176-81.
11. Mesa D, Franco M, Suárez de Lezo J, Muñoz J, Rus C, Delgado M, et al. Prevalencia de foramen oval permeable en pacientes jóvenes con accidente isquémico cerebral de causa desconocida. *Rev Esp Cardiol*. 2003;56:662-8.
12. Schwammental E, Schwammental Y, Tanne D, Tenenbaum A, Garniek A, Motro M, et al. Transcutaneous detection of aortic arch atheromas by suprasternal harmonic imaging. *J Am Coll Cardiol*. 2002;39:1127-32.
13. Teupe C, Takeuchi M, Ram SP, Pandian NG. Three-dimensional echocardiography: in vitro validation of a new, voxel-based method for rapid quantification of left ventricular volume in normal and aneurysmal left ventricles. *Int J Cardio Imaging*. 2001;17:99-105.
14. Suseng L, Weirnet L, Lang RM. Left ventricular assessment using real time three-dimensional echocardiography. *Heart*. 2003;89 Suppl 3:29-36.
15. Altmann K, Shen Z, Boxt LM, King DL, Gersony WM, Allan LD, et al. Comparison of three-dimensional echocardiographic assessment of volume, mass and function in children with functionally single left ventricles with two-dimensional echocardiography and magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol*. 1997;8:1060-5.
16. Teupe C, Takeuchi M, Yao J, Pandian N. Determination of left ventricular mass by three-dimensional echocardiography: in vitro validation of a novel quantification method using multiple equiangular rotational planes for rapid measurements. *Int J Cardio Imaging*. 2002;18:161-7.
17. Kühl HP, Hanrath P, Franke A. M-mode echocardiography overestimates left ventricular mass in patients with normal left ventricular shape: A comparative study using three-dimensional echocardiography. *Eur J Echocardiography*. 2003;4:313-9.
18. Mannaerts HF, Van der Heide JA, Kamp O, Papavassiliou T, Marcus JT, Beek A, et al. Quantification of left ventricular volumes and ejection fraction using freehand transthoracic three-dimensional echocardiography: comparison with magnetic resonance imaging. *J Am Soc Echocardiography*. 2003;16:101-9.
19. Shiota T, McCarthy PM, White RD, Qin JX, Greenberg NL, Flamm SD, et al. Initial clinical experience of real-time three-di-

- mensional echocardiography in patients with ischemic and idiopathic dilated cardiomyopathy. *Am J Cardiol.* 1999;84:1068-73.
20. Suseng L, Weinert L, Lammertin G, Thomas P, Spencer KT, Decara JM, et al. Accuracy of mitral valve area measurements using transthoracic rapid freehand 3-dimensional scanning: comparison with noninvasive and invasive methods. *J Am Soc Echocardiogr.* 2003;16:1292-300.
 21. Zamorano J, Coreiro P, Sugeng L, Pérez de Isla L, Weinert L, Macaya C, et al. Real-Time three-dimensional echocardiography for rheumatic mitral valve stenosis evaluation. An accurate and novel approach. *J Am Coll Cardiol.* 2004;43:2091-6.
 22. Sing V, Nanda NC, Agrawal G, Vengala S, Dod HS, Misra V, et al. Live three-dimensional echocardiographic assessment of mitral stenosis. *Echocardiography.* 2003;20:743-50.
 23. Macnab A, Jenkins NP, Bridgewater BJM, Hooper TL, Greenhalgh DL, Patrick MR, et al. Three-dimensional echocardiography is superior to multiplane transesophageal echo in the assessment of regurgitant mitral valve morphology. *Eur J Echocardiography.* 2004;5:212-22.
 24. Mahia P, Suseng L, Lang RM. Valvuloplastia mitral percutánea guiada por ecocardiografía tridimensional. *Rev Esp Cardiol.* 2003;56:1016.
 25. Vengala S, Nanda NC, Agrawal G, Singh V, Dod HS, Khanna D, et al. Live three-dimensional echocardiographic assessment of coronary arteries. *Echocardiography.* 2003;20:751-4.
 26. Htay T, Nanda NC, Agrawal G, Ravi BS, Dod HS, McGiffin D. Live three-dimensional transthoracic echocardiographic assessment of aortic dissection. *Echocardiography.* 2003;20:573-7.
 27. Agrawal G, Nanda NC, Htay T, Dod HS, Gandhari SR. Live three-dimensional echocardiographic identification of discrete subaortic membranous stenosis. *Echocardiography.* 2003;20:617-9.
 28. Lokhandwala J, Liu Z, Jundi M, Loyd A, Strong M, Vannan M. Three-dimensional echocardiography of intracardiac masses. *Echocardiography.* 2004;21:159-63.
 29. Maulik D, Nanda NC, Singh V, Dod H, Vengala S, Sinha A, et al. Live-three-dimensional echocardiography of the human fetus. *Echocardiography.* 2003;20:715-21.
 30. Breithardt OA, Stellbrink C, Kramer AP, Sinha AM, Franke A, Salo R, et al. Echocardiographic quantification of left ventricular asynchrony predicts an acute hemodynamic benefit of cardiac resynchronization therapy. *J Am Coll Cardiol.* 2002;40:536-45.
 31. Bader H, Garrigue S, Lafitte S, Reuter S, Jais P, Haïssaguerre M, et al. Intra-left ventricular electromechanical asynchrony. A new independent predictor of severe cardiac events in heart failure patients. *J Am Coll Cardiol.* 2004;43:248-56.
 32. Verbeek XA, Vernooy K, Peschar M, Van Der Nagel T, Van Hunnik A, Prinzen FW. Quantification of interventricular asynchrony during LBBB and ventricular pacing. *Am J Physiol Heart Circ Physiol.* 2002;283:370-8.
 33. Ghio S, Constantin C, Klersy C, Serio A, Fontana A, Campana C, et al. Interventricular and intraventricular dyssynchrony are common in heart failure patients, regardless of QRS duration. *Eur Heart J.* 2004;25:571-8.
 34. Muro T, Hozumi T, Watanabe H, Yamagishi H, Yoshiyama M, Takeuchi K, et al. Assessment of myocardial perfusion abnormalities by intravenous myocardial contrast echocardiography with harmonic power Doppler imaging: comparison with positron emission tomography. *Heart.* 2003;89:145-9.
 35. Leong-Poi H, Rim SJ, Le DE, Fisher NG, Wei K, Kaul S. Perfusion versus function: the ischemic cascade in demand ischemia: implications of single-vessel versus multivessel stenosis. *Circulation.* 2002;105:987-92.
 36. Korosoglou G, Da Silva KG, Labadce N, Dubart AE, Hansen A, Rosemberg M, et al. Real-time contrast echocardiography for pharmacologic stress testing: Is quantitative estimation of myocardial blood flow reserve necessary? *J Am Soc Echocardiogr.* 2004;17:1-9.
 37. Kaul S, Senior R, Dittrich H, Raval U, Khattar R, Lahiri A. Detection of coronary artery disease with myocardial contrast echocardiography: comparison with 99mTc-sestamibi single-photon emission computed tomography. *Circulation.* 1997;96:785-92.
 38. Heinle SK, Noblin J, Goree-Best P, Mello A, Ravad G, Mull S, et al. Assessment of myocardial perfusion by harmonic power Doppler imaging at rest and during adenosine stress: comparison with (99m)Tc-sestamibi SPECT imaging. *Circulation.* 2000;102:55-60.
 39. Shimoni S, Zoghbi WA, Xie F, Kricsfeld D, Iskander S, Gobar L, et al. Real-time assessment of myocardial perfusion and wall motion during bicycle and treadmill exercise echocardiography: comparison with single photon emission computed tomography. *J Am Coll Cardiol.* 2001;37:741-7.
 40. Porter TR, Xie F, Silver M, Kricsfeld D, O'Leary E. Real-time perfusion imaging with low mechanical index pulse inversion Doppler imaging. *J Am Coll Cardiol.* 2001;37:748-53.
 41. Lafitte S, Matsugata H, Peters B, Togni M, Strachan M, Kwan OL, et al. Comparative value of Dobutamine and adenosine stress in the detection of coronary stenosis with myocardial contrast echocardiography. *Circulation.* 2001;103:2724-30.
 42. Kontos MC, Hinchman D, Cunnigham M, Miller JJ, Cherif J, Nixon JV. Comparison of contrast echocardiography with single-photon emission computed tomographic myocardial perfusion imaging in the evaluation of patients with possible acute coronary syndromes in the emergency department. *Am J Cardiol.* 2003;91:1099-2002.
 43. Sieswerda GT, Yang L, Bakker de Boo M, Kamp O. Real-time perfusion imaging: A new echocardiographic technique for simultaneous evaluation of myocardial perfusion and contraction. *Echocardiography.* 2003;20:545-55.
 44. Balcells E, Powers ER, Lepper W, Belcik T, Wei K, Ragosta M, et al. Detection of myocardial viability by contrast echocardiography in acute infarction predicts recovery of resting function and contractile reserve. *J Am Coll Cardiol.* 2003;41:827-33.
 45. Swinburn JM, Lahiri A, Senior R. Intravenous myocardial contrast echocardiography predicts recovery of dysinergic myocardium early after acute myocardial infarction. *J Am Coll Cardiol.* 2001;38:19-25.
 46. Shimoni S, Frangogiannis NG, Aggeli CJ, Shan K, Verani MS, Quinones MA, et al. Identification of hibernating myocardium with quantitative intravenous myocardial contrast echocardiography: comparison with dobutamine echocardiography and thallium-201 scintigraphy. *Circulation.* 2003;107:538-44.
 47. Fukuda S, Hozumi T, Muro T, Watanabe H, Hyodo E, Yoshiyama M, et al. Quantitative intravenous myocardial contrast echocardiography predicts recovery of left ventricular function after revascularization in chronic coronary artery disease. *Echocardiography.* 2004;21:119-24.
 48. Packer DL, Stevens CL, Curley MG, Bruce CJ, Miller FA, Khandheria BK, et al. Intracardiac phased-array imaging: methods and initial clinical experience with high resolution, under blood visualization: initial experience with intracardiac phased-array ultrasound. *J Am Coll Cardiol.* 2002;39:509-16.
 49. Marrouche NF, Martin DO, Wazni O, Gillinov AM, Klein A, Mandeep B, et al. Phased-array intracardiac echocardiography monitoring during pulmonary vein isolation in patients with atrial fibrillation: Impact on outcome and complications. *Circulation.* 2003;107:2710-6.
 50. Bruce CJ. Intracardiac echocardiography guiding successful ablation. *Eur J Echocardiography.* 2003;4:4-5.
 51. Zanchetta M, Pedon L, Rigatelli G, Carozza A, Zennaro M, Di Martino R, et al. Intracardiac echocardiography evaluation in secundum atrial septal defect transcatheter closure. *Cardiovasc Intervent Radiol.* 2003;26:52-7.
 52. Peters S, Brattström A, Götting B, Trümmel M. Value of intracardiac ultrasound in the diagnosis of arrhythmogenic right ventricular dysplasia-cardiomyopathy. *Int J Cardiol.* 2002;83:111-7.