

Introducción

J. L. Zamorano

Director del Laboratorio de Ecocardiografía. Instituto Cardiovascular.
Hospital Clínico de San Carlos. Madrid.

INTRODUCCIÓN

El desarrollo de la ecocardiografía en los últimos años ha convertido a esta técnica en una de las primordiales a la hora de realizar el abordaje diagnóstico de los enfermos cardiológicos. Como en toda técnica el desarrollo de todos los aspectos tecnológicos no va parejo a una inmediata aplicabilidad clínica de los últimos avances. Es necesaria una fase de consolidación que nos permita ver con claridad cual es el papel que va a desempeñar y su concreta aplicabilidad. En este número de Monocardio se presentan las últimas novedades tecnológicas en el campo de los ultrasonidos. Se abordan desde técnicas más consolidadas y con clara aplicación clínica hasta últimos desarrollos todavía en investigación y cuya aplicabilidad clínica está todavía por determinar. Para el

desarrollo de cada capítulo hemos contado con diferentes cardiólogos, expertos y pioneros en el desarrollo de la técnica que describen. Introducimos en esta Monografía las últimas novedades acerca del Doppler tisular, de la ecografía tridimensional, de la ecocardiografía de contraste y de las últimas novedades en la detección automática de bordes. Asimismo hemos introducido un capítulo referente a la constitución del Laboratorio de Ecocardiografía digital, futuro muy próximo en muchos de nuestros hospitales. Agradecer personalmente a los Drs. Carlos Almería, Miguel Ángel García Fernández, Palomeque y Moreno todo su esfuerzo y dedicación para que esta Monografía se llevara a cabo con éxito.

Asimismo, agradecer al Comité Ejecutivo de la Sociedad Castellana de Cardiología la confianza depositada en mí para dirigir este número de Monocardio.

Doppler tisular

C. Almería, J. L. Rodrigo, L. Mataix, D. Herrera y J. L. Zamorano

Laboratorio Ecocardiografía. Instituto Cardiovascular. Hospital Clínico de San Carlos, Madrid.

El Doppler Tisular (DTI: «Doppler Tissue Imaging») es una técnica Doppler que ofrece datos del movimiento de las paredes cardíacas, en tiempo real.

HISTORIA

Desde que en 1842 Christian Doppler descubriese el efecto físico que lleva su nombre, no ha cesado su perfeccionamiento y desarrollo en su aplicación para el estudio del corazón, aunque con una especial relevancia en los últimos años del siglo XX. Sotomura, en 1956, aplica por primera vez esta técnica para el estudio del flujo sanguíneo periférico. Edler y cols. (1969) lo utilizan para el estudio del flujo sanguíneo intracardiaco, mediante Doppler de onda continua. Posteriormente un gran número de investigadores (Baker, Kanaka, Brandestini, Fish, Matsuo, Hatle...) sientan las bases actuales para el uso del Doppler en el estudio de los flujos sanguíneos intracardiacos y de los grandes vasos. La utilización integrada de la imagen bidimensional, el Doppler de onda pulsada y la codificación en color de éste último, determina la aparición de la visualización en color del flujo sanguíneo¹⁻⁹, consiguiendo de esta forma un estudio cuantitativo del espectro de alta velocidad del flujo sanguíneo.

En la década de los años 1980 se empieza a desarrollar, en Japón, el Doppler de tejidos, siendo Isaaz¹⁰, quien primero comienza a aplicar el DTI con fines clínicos en el estudio de la movilidad de la pared miocárdica. Sutherland (1992)¹¹⁻¹⁴ determina la utilidad del DTI para la cuantificación de las velocidades de contracción y relajación del miocardio, y ya comienzan a aparecer los primeros equipos de ecocardiografía con la técnica del DTI incluida en sus «softwares». Posteriormente la escuela japonesa (Miyakate)¹⁵⁻¹⁶ y europea (Erbel)¹⁷⁻²¹ se significan especialmente en el desarrollo de la actual técnica del DTI y sus aplicaciones clínicas.

BASES FÍSICAS DEL DTI

En general, las bases físicas del DTI son las mismas, o similares, a las del Doppler convencional en

cuanto a amplitud de ecos reflejados, retrodispersión de las señales eco, ángulo de incidencia del haz de ultrasonido etc.

En el estudio Doppler cardíaco hay dos fuentes de señal: la sangre (glóbulos rojos) y las paredes y válvulas cardíacas.

En condiciones de normalidad, las velocidades sanguíneas son elevadas, del orden de 1-1,5 m/sg, son señales de alta frecuencia y de baja amplitud, mientras que las velocidades de las paredes miocárdicas son de 1 cm/sg aproximadamente, lo que corresponde a señales de alta amplitud y baja frecuencia.

Los estudios de Doppler convencional van dirigidos al estudio de las velocidades del flujo sanguíneo, y por ello se evita la contaminación que en el espectro Doppler producen las señales procedentes de las paredes musculares mediante un adecuado sistema de filtros.

Por el contrario, en el estudio DTI interesa resaltar únicamente las señales musculares, evitando las señales de alta frecuencia de la sangre, lo cual se consigue adecuando convenientemente los niveles de ganancia de los equipos (fig. 1).

Cuando un haz de ultrasonidos encuentra una discontinuidad en su trayectoria, se produce un cierto grado de dispersión; esto ocurre con los glóbulos rojos y con los tejidos. Gracias a este parámetro de dispersión, comparándola entre diferentes tejidos, podemos aproximarnos a una cierta composición de los tejidos, junto con la reflexión del ultrasonido, que es mayor en cualquier tejido que en la sangre, y se relaciona con la composición del mismo (proporción de grasa, de agua, de colágeno...), de ahí que la intensidad de las señales varíen en función de la estructura que se explora. Cuando el ultrasonido encuentra diversos blancos en su camino, los cambios de frecuencia son proporcionales a la velocidad de propagación del mismo o de reflexión. La dispersión del ultrasonido dependerá de su composición y estructura, y la intensidad de dicha dispersión es dependiente de cada estructura y es equivalente a la «energía», de forma que esa energía de dispersión

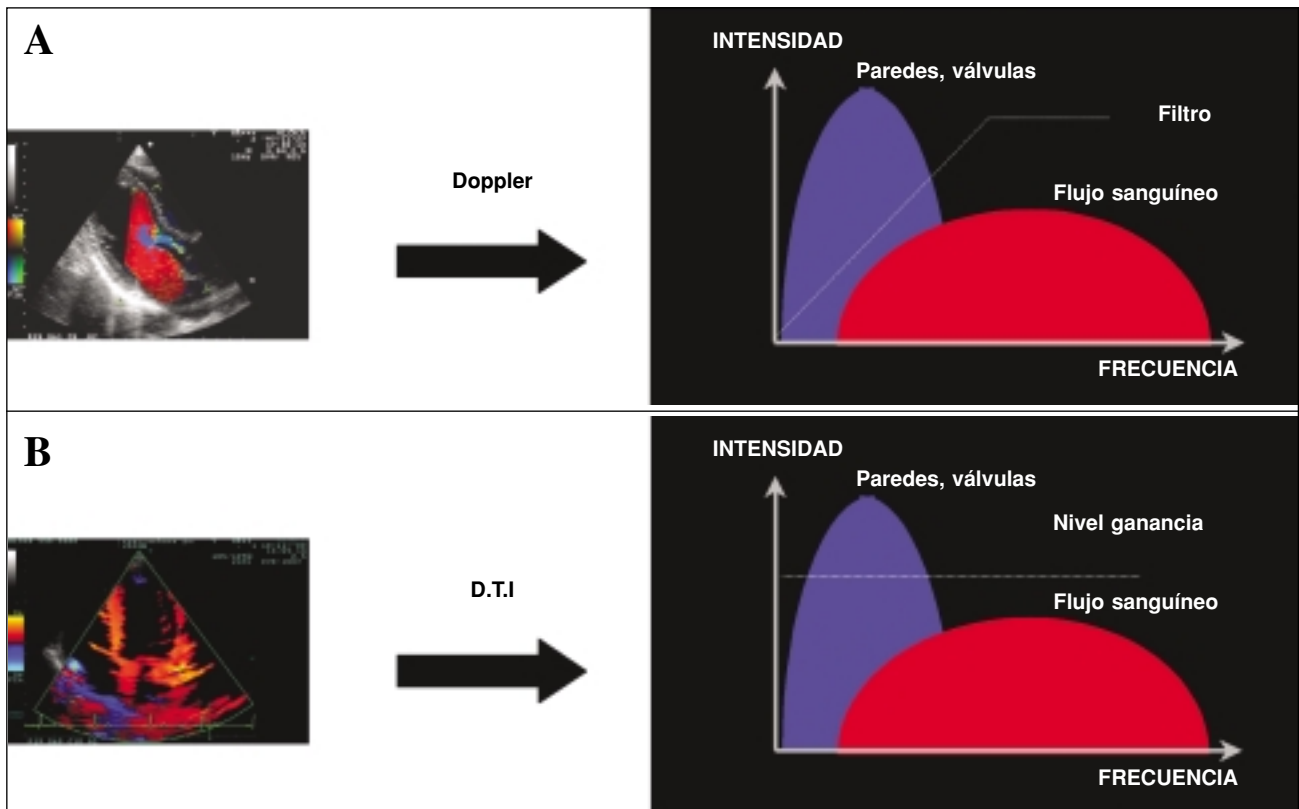


Figura 1.—A: Mecanismo de filtros en Doppler convencional. B: Manejo del nivel de ganancia en el caso del Doppler Tisular.

se calcula en un determinado momento temporal, aunque también puede mostrarse según una escala de colores, siendo pues, un concepto o parámetro escalar relacionado más con la estructura tisular que con la velocidad tisular, dependiente del número de partículas que sea capaz de analizar la muestra de volumen escogida.

El Doppler Tisular de Energía es muy sensible, y trabaja con la amplitud de los ecos del tejido que explora, de forma similar a como actúa el Power Doppler, pudiendo en teoría analizar distintas densidades del tejido, lo que le hace especialmente interesante en los estudios de perfusión con contraste ecocardiográfico²² (fig. 2).

El DTI se basa fundamentalmente en la técnica doppler-color en sus dos presentaciones equivalentes a las del Eco 2D, en sus aspectos bidimensional y M-Color. La presentación en escala de colores, según la velocidad y el mapa de color, produce un elevado rendimiento en la detección de diferentes niveles de velocidades, ya que es más fácil la observación de diferentes escalas de colores en un mapa azul-rojo, que la escala de grises, debido a

que el operador no es capaz de distinguir más de tres o cuatro tonos de color con sus propios ojos, lo cual supera ya a la escala de grises. Un postprocesado adecuado, con una buena digitalización de la imagen mejora ampliamente la observación correcta de la escala de colores y por ello de las diferentes velocidades de la región a estudio.

Las imágenes en modo M se benefician de esta presentación pudiendo ofrecer datos de diferentes velocidades a lo largo de la estructura que atraviese la línea M de estudio, y en particular su extraordinaria definición temporal, pudiendo medir con precisión los tiempos. Las imágenes que se obtienen permiten definir los distintos intervalos de tiempo sistólicos o diastólicos con total precisión, como se demuestra asociando estas imágenes con las curvas de presión intraventricular o aórtica (fig. 3).

La presentación bidimensional del DTI no es más que una imagen 2D de Doppler color modificado. El Doppler pulsado emite ultrasonidos durante un instante a intervalos regulares y recibe lo reflejado durante un corto espacio de tiempo posterior, tras un intervalo adecuado de espera. Los valores recibidos

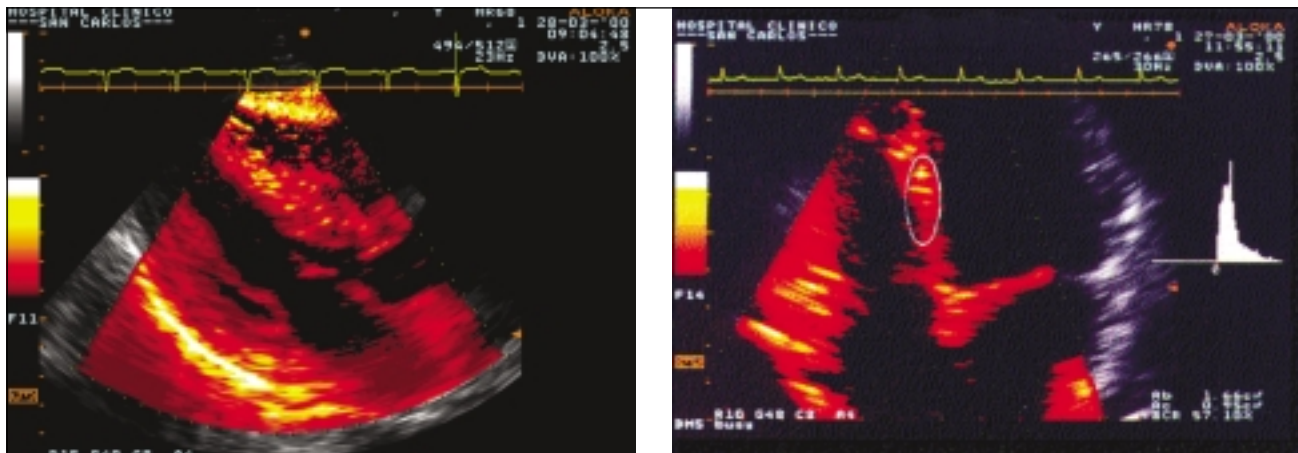


Figura 2.—Imágenes DTI según modo de energía. En la imagen de la derecha se observa el análisis de densidad acústica de la zona de interés señalada.

informan de la velocidad y de la profundidad alcanzada según los datos obtenidos de la aplicación de la fórmula doppler:

$$Fd = V \times 2Fo \times \log Q / C$$

(Fd: diferencia entre frecuencia de emisión y recepción; V: velocidad flujo; Fo: frecuencia de emisión; Q: ángulo de incidencia; C: veloc. de progresión del ultrasonido = 1540 cm/s).

En el caso del DTI se produce una mayor pérdida de resolución en la imagen debido a que necesita más tiempo para trabajar, al tratarse de velocidades bajas las que se producen en los tejidos. Por otro lado, a diferencia del Doppler convencional, la tabla

de colores del DTI se reduce e intenta concentrarse en torno a los valores más bajos percibidos por el equipo.

Una ventaja del DTI respecto del Doppler convencional se refiere a su capacidad de definir las velocidades «dentro» de la pared miocárdica, no precisando para ello una buena identificación de los bordes de las paredes.

La presentación de imágenes se hace según diferentes mapas, habitualmente tres: de velocidad (información de velocidad y dirección), de aceleración y de energía (fig. 4), siendo de todos ellos el más utilizado en la práctica habitual el de velocidad.

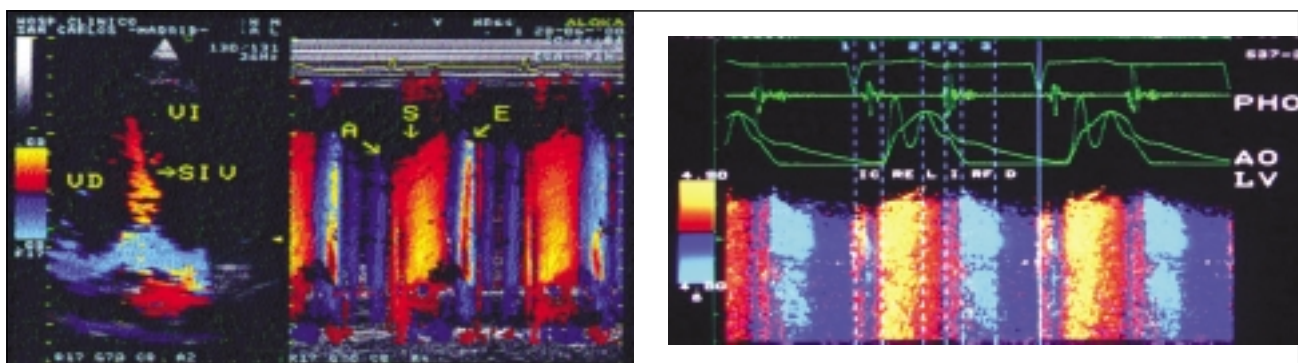


Figura 3.—Imágenes DTI modo M. Superior: Presentación clásica de modo M. Se observan las distintas bandas de color correspondientes a las fases sistólica y diastólica, con excelente posibilidad de medir la duración de las mismas. S: sistole. E: diástole precoz (protodiástole) A: telediástole (contracción auricular). Inferior: Modo M con inserción de curvas de ECG, fonocardiograma (FCG), curva de presión aórtica (CPAo) y curva de presión intraventricular (CPIV). Cada línea de color marca un tiempo definido del ciclo cardíaco (izquierda). Las curvas de CPAo y CPIV se han añadido para comprobar la realidad de estas mediciones. IC: tiempo de contracción isométrica. RE: Eyección rápida. L: Eyección lenta. Y: tiempo de relajación isovolumétrica. RF: llenado rápido, inicial. D: diástasis.

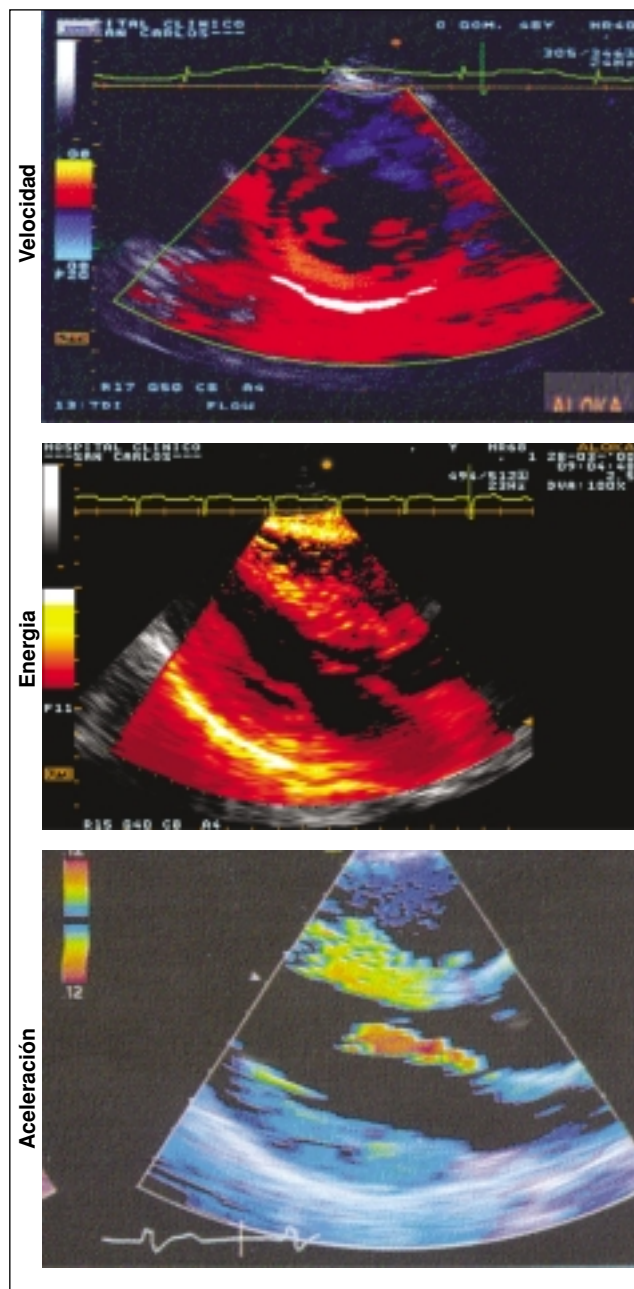


Figura 4.—Diferentes mapas de presentación del DTI (modo 2D).

PROBLEMAS TÉCNICOS. ADECUACIÓN DE LAS IMÁGENES

Al ser una variante del doppler convencional (color) se tendrá en cuenta que estará afectado por los mismos problemas y soluciones adoptados para mejorar su rendimiento:

1. «Frame rate» (FR): número de imágenes/segundo: depende del campo de estudio, de su profundidad y extensión; lo ideal es conseguir el mayor número de imágenes por segundo, para lo cual, además de la capacidad técnica del equipo (habitualmente comercializados equipos con FR entre 65-85) se debe procurar escoger el sector o campo de exploración más idóneo sin disminuir excesivamente la FR. Sectores muy amplios de exploración pueden tener mayor capacidad de detección de imagen (sensibilidad) pero peor resolución.

2. Ganancia de la imagen bidimensional: un exceso de ella, en la imagen bidimensional que «soporta» el sector de exploración DTI, perjudica la resolución DTI.

3. Ganancia de la saturación de color DTI, igual que la imagen convencional de doppler-color.

4. Filtros adecuados de señales de baja amplitud, etc. comercialmente acoplados por el común de los equipos.

5. Ajuste correcto de la escala de velocidades y mapa de colores a utilizar etc.

6. Correcta alineación del haz de ultrasonidos: el DTI es especialmente ángulo-dependiente. En ello influyen decisivamente varios factores:

- * Dirección del movimiento de las paredes del ventrículo hacia su centro de gravedad: el centro de gravedad del VI se encuentra en el tercio superior del mismo, y hacia el convergen las paredes en la contracción y divergen en la relajación^{21,23,28,52,53} (fig. 5).

- * Composición de vectores de dirección de movilidad: cada punto se encuentra afectado por diferentes vectores de movimiento de dirección distinta: longitudinal, circunferencial, movilidad del corazón global (fig. 5). Además se deben tener en cuenta los movimientos de la pared torácica que se producen con la respiración. Todos estos factores son origen de varios hechos:

- i. La velocidad que se obtiene de una determinada zona de la pared es una mezcla de su velocidad intrínseca de contracción y relajación y de estos componentes, vectoriales.

- ii. Es además causa de que una misma región miocárdica estudiada desde diferentes abordajes (apical, transversal etc.) ofrezca diferentes velocidades.

- iii. En el ventrículo hay diferentes zonas que en el mismo momento del ciclo tienen diferente sentido de movimiento (fig. 6) debido a la propia disposición de las fibras musculares en el ventrículo^{21,23,28,52,53} que producen acortamiento circunferencial o longitudinal (fig. 4).

- iv. Existen diferentes velocidades dentro de los segmentos de una misma pared e incluso dentro de la misma fase del ciclo cardíaco (fig. 7), afectando no sólo a las velocidades diastólicas

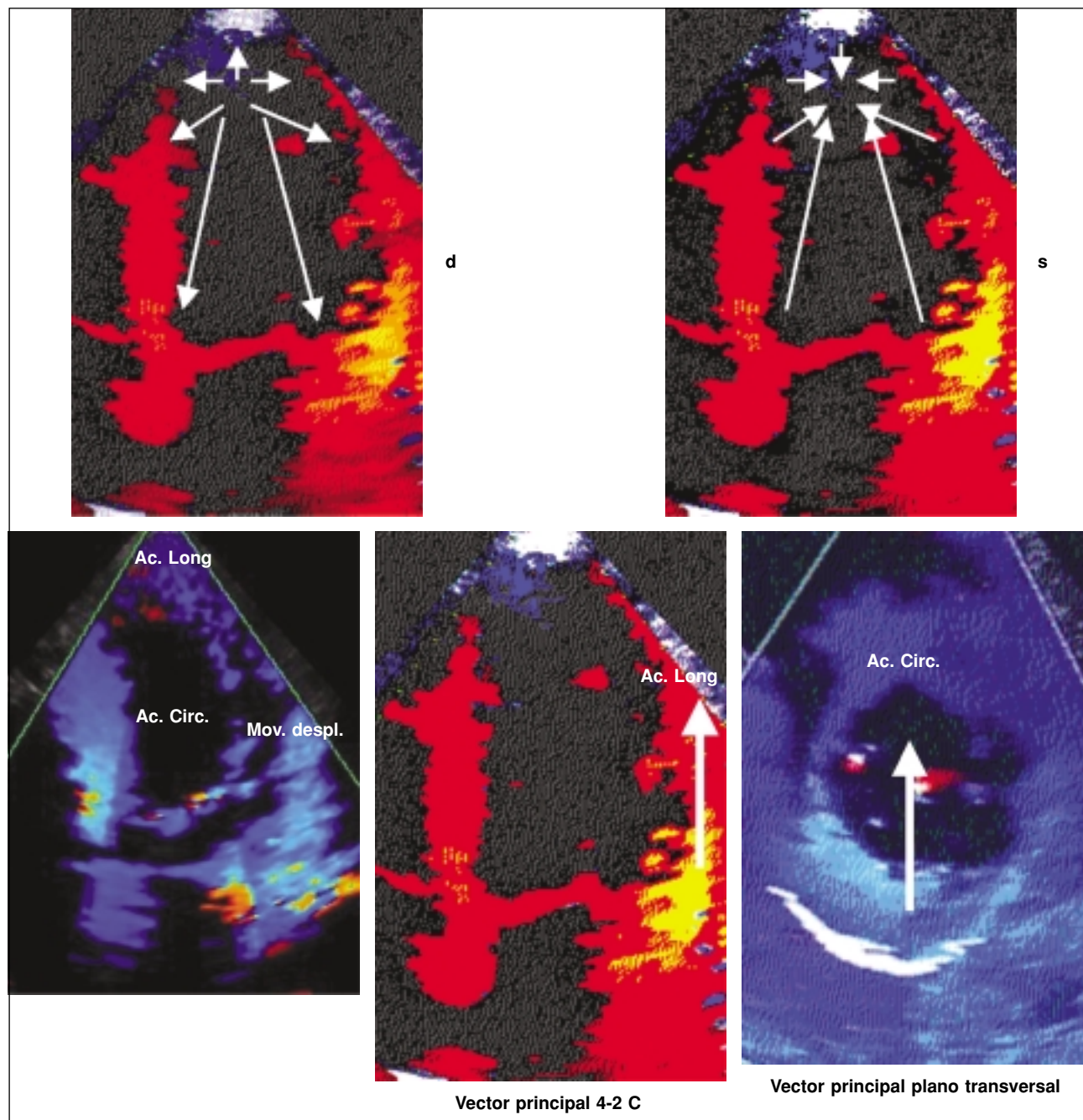


Figura 5.—Vectores de movimiento que afectan al corazón. d: diástole; s: sístole; Ac. Long.: dirección y sentido del vector de acortamiento longitudinal del V. Izdo. Ac. Circ.: acortamiento circunferencial del V. Izdo. Mov. despl.: Movimiento de desplazamiento de todo el ventrículo.

cas o sistólicas, sino también a los tiempos de relajación isovolumétrica^{24, 26} y de contracción isométrica^{27, 28} (tablas I y II)

7. Elección correcta de la muestra de estudio: la muestra de tejido a estudiar debe ser representativa y ajustarse apropiadamente al grosor de

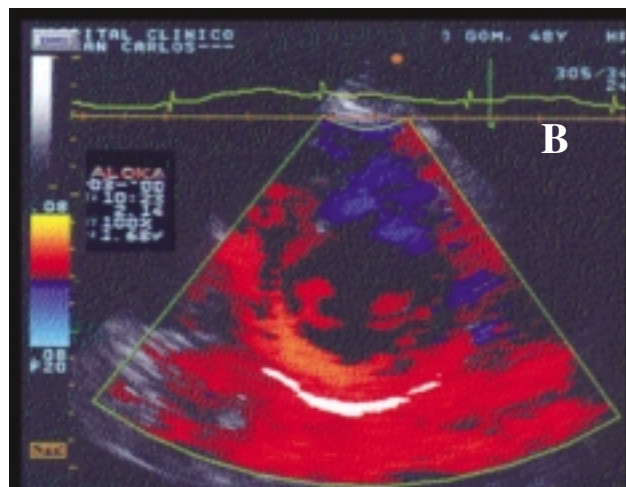
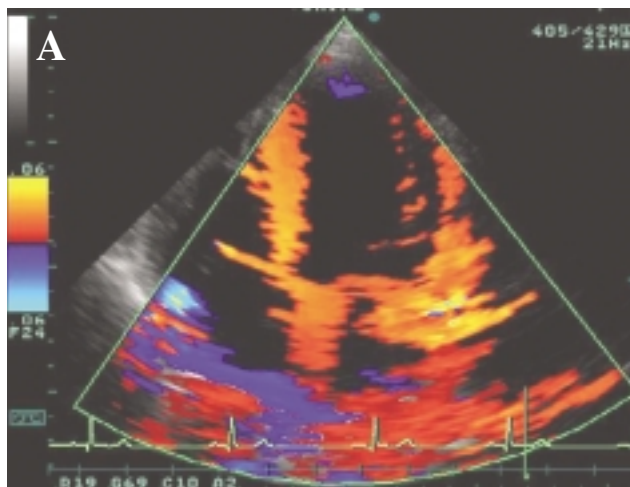


Figura 6.—A: Plano apical de 4 cámaras. El ápex, en sístole se dirige hacia el centro de gravedad, hacia abajo en la pantalla del monitor, tiñéndose de color azul. El resto de los segmentos de las paredes ventriculares se dirigen hacia arriba en la imagen de la pantalla, igualmente hacia el centro de gravedad, adquiriendo tonalidades rojas. Las diferentes escalas de coloración rojo-anaranjada corresponden a las diferentes velocidades dentro del mismo ventrículo. Los segmentos basales se encuentran más «amarillos», indicando su mayor velocidad de contracción respecto al resto del miocardio ventricular. B: Planos transversales, con diferente coloración según sístole (rojo) o diástole (azul), pudiéndose apreciar la distinta tonalidad de colores, expresión de las diferentes velocidades en el epicardio y endocardio, tanto en sístole como en diástole.

Tabla I **Valores normales del Tiempo de relajación Isovolumétrica (regional). Obsérvese las diferencias según segmentos³⁴**

Segmento ventricular	Tiempo relajación Isovolumétrica. milisegs	Nº segmentos
Septo basal	43,7 ± 12,6	29
Septo medio	45,3 ± 16,9	30
Septo apical	54,7 ± 24,6	25
Septo basal anterior	76,3 ± 25,03	28
Septo anterior medio	69,4 ± 27,5	28
Basal anterior	46,3 ± 17,4	30
Anterior medio	49,6 ± 23,4	28
Apical anterior	60,8 ± 26,1	27
Basal anterior	44,6 ± 17,9	25
Basal lateral	44,6 ± 17,9	25
Lateral medio	43,8 ± 20,3	29
Apical lateral	50 ± 25,5	28
Basal posterior	47,1 ± 17,8	30
Inferolateral medio	64,1 ± 25,6	30

la pared miocárdica para calcular el significado real de las velocidades obtenidas. Ello limita un error de medida que se podría producir debido a la existencia de diferentes velocidades en el subendocardio respecto del subepicardio, creándose así un gradiente de velocidad intramiocárdico con mayores velocidades en la región subendocárdica.

Este gradiente de velocidad tiene importancia²⁹⁻³¹, ya que la normal relación de velocidad entre endocardio y epicardio se pierde en presencia de cardiopatía isquémica. El cálculo del gradiente de velocidades parietales se puede hacer de dos diferentes formas, con diferentes valores según la pared y momento del ciclo cardíaco estudiado:

Gradiente absoluto:

Gradiente Veloc.: $(\text{Veloc.}_{\text{endo}} - \text{Veloc.}_{\text{epic}}) / \text{Grosor pared}$ (8 pag 17).

Gradiente relativo:

Gradiente Veloc.: $\text{Veloc. media}_{\text{endo}} - \text{Veloc. media}_{\text{epic}}$
 (Valores normales³¹: Sístole: $2,2 \pm 2,0 \text{ cm}^2$; Llenado rápido: $3,4 \pm 0,8 \text{ cm}^2$; Contracción auricular: $1,5 \pm 0,2 \text{ cm}^2$) (fig. 8).

Tabla II Valores normales, regionales, de las velocidades y tiempos DTI en población normal (20 sujetos, edad media 26,05 ± 6,14 años)⁷²

Segmento	V.Media	Desv.
VSIV bcas SI (Veloc QRS)	0,06	0,01
VSIV basDI (Final onda T)	0,10	0,02
VSIV bas DF (Onda a final)	0,06	0,02
VPP basSI (VelocQRS)	0,07	0,02
VPP bas DI (final Onda T)	0,12	0,03
VPP bas DF (Onda a final)	0,06	0,02
VD SI (postqrs)	0,12	0,02
VD DI (post onda T)	0,14	0,03
VD DF (onda a)	0,11	0,04
T° pico-E SIV E	87,22	14,83
T° pico -E PP E	80,17	18,54
T° pico -E VD E	116,06	26,59
TRIV SIV (65 + -16 msg)	65,56	13,69
TCI SIV (67 + -9 msg)	143,11	22,76
TRIV PP	66,17	24,12
TCI PP	152,89	35,12
TRIV VD	34,17	14,57
TCI VD	164,67	25,38
AN MI S	0,09	0,02
AN MI E	0,16	0,04
AN MI A	0,08	0,02
AN SIV S	0,08	0,01
AN SIV E	0,11	0,02
AN SIV A	0,08	0,02
AN VD S	0,13	0,02
AN VD E	0,15	0,04
AN VD A	0,11	0,03
T.PICO E AN M	75,72	12,75
T.PICO E AN SIV	80,17	17,23
T.PICO E AN VD	110,29	28,53
TRI AN M	58,28	16,59
TCI AN M	145,22	32,19
TRI ANSIV	66,89	19,33
TCI AN SIV	139,39	19,06
TRI AN VD	49,78	22,51
TCI AN VD	155,33	31,51
E/Ea mitral	5,01	4,22
E/Ea tricúspide	3,95	2,81

(VSIV: velocidad Septo IV. DI/SI:diástole/sístole inicial. SF/DF: diástole/sístole final. VPP: Veloc. Pared posterolateral. VD: veloc.pared lateral Ventriculo derecho. T° pico-E SIV E,PP-e, VD-E: T° pico a onda E en Septo IV, en pared Post.lateral y pared lat. Ventriculo derecho. TRIV: tiempo relajación isovolumétrica. TCI: tiempo contracción isométrica. AN MI S,E,A: Veloc. Anillo mitral lateral, Sístole, Onda E, Onda A. (Igual anillo mitral septal: AN SIV, y Tricúspide: AN VD). E/Ea: relación onda E doppler convencional / E anillo. Desv.: Desviación standard. V.Media: valor promedio. Desv.: desviación standard.

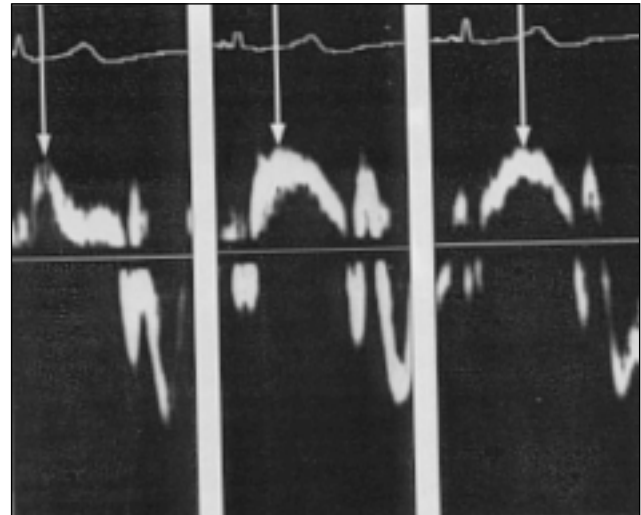


Figura 7.—Diferentes velocidades de una misma región según el momento del ciclo cardíaco escogido (flechas), en este caso pro-sístole (izquierda), mesosístole (centro) y telesístole (derecha).

APLICACIONES DEL DTI

Ecografía Bidimensional

Las imágenes bidimensionales tienen su principal aplicación derivada de la observación del cambio de color de las estructuras analizadas según la fase del ciclo cardíaco en que se encuentren. El patrón normal de velocidades del ventrículo izquierdo, se codifica con color dependiente de la dirección del movimiento de sus paredes, que convergen hacia el centro de gravedad en la sístole y se alejan del mismo en la diástole, con diferentes graduaciones de color según las velocidades. En situación de normalidad, si es el plano apical el utilizado, en la sístole observaremos como el ápex adquiere diferente color al del resto de las paredes, tiñéndose de azul al dirigirse hacia abajo en busca del centro de gravedad. En los planos paraesternales, y siempre por la misma razón, las paredes inferior, posterior y posterolateral adquirirán en sístole coloración roja y azulada en diástole, en oposición al septo, pared anterior y anterolateral que lo harán en azul y rojo respectivamente (fig. 6).

La aplicación práctica más evidente de esta presentación es la identificación rápida y sencilla de segmentos o áreas de contractilidad anormal, bien por falta de color en zonas aquinéticas o de coloración anormal en áreas disquinéticas, como sucede en la cardiopatía isquémica, miocardiopatía dilatada etc., incluyendo la visión precisa de masas intracavitarias.

Las imágenes bidimensionales pueden permitir, en algunos casos dependientes del «software» de los

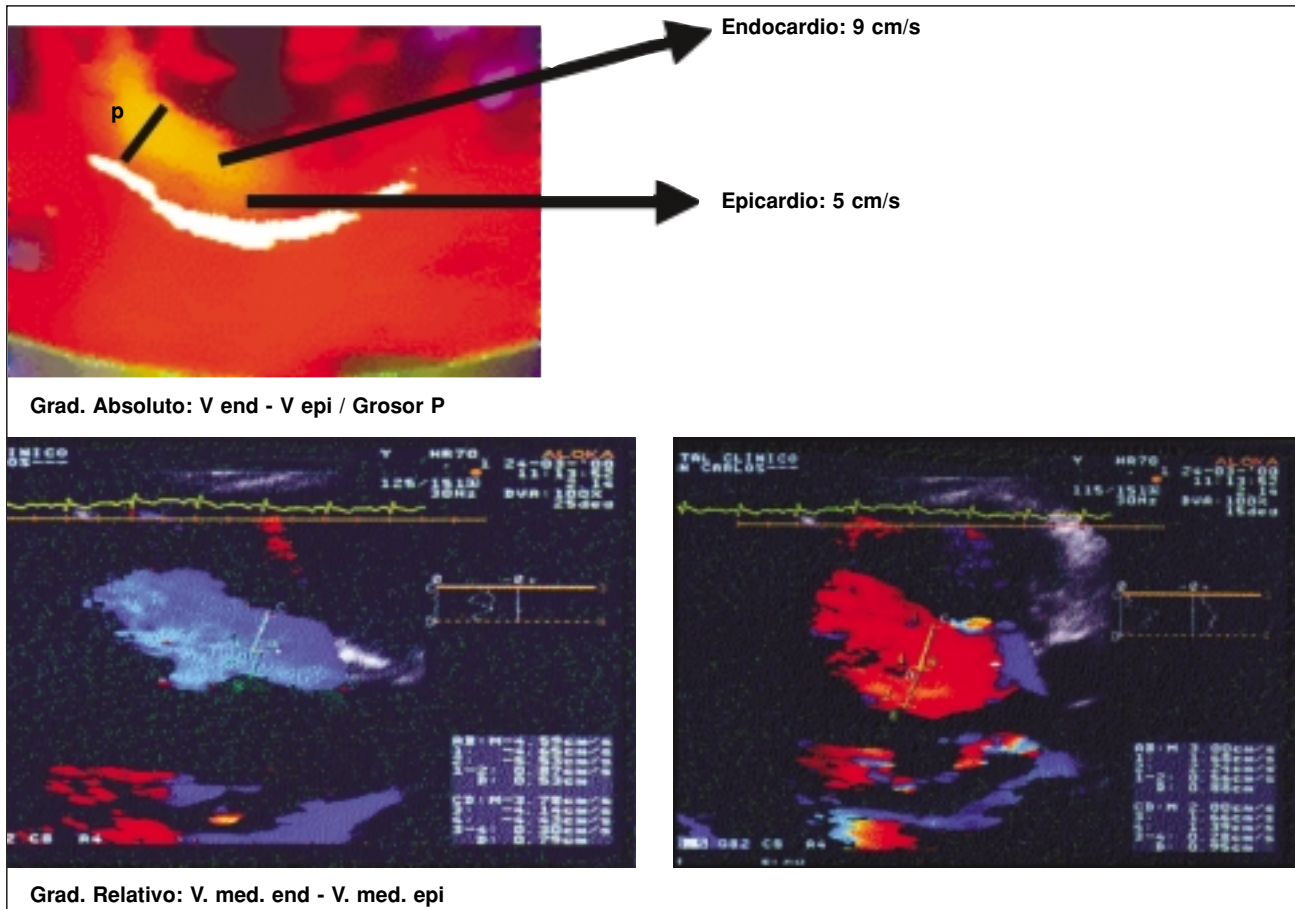


Figura 8.—Gradientes de velocidad. Superior: gradiente absoluto. Inferior: gradiente relativo. En este último caso el «software» del equipo determina las velocidades medias de la pared estudiada, facilitando la operación.

equipos, el análisis de la velocidad de contracción o relajación en un punto, o incluso determinar velocidad media en una zona; ello permite el cálculo de los gradientes de velocidad entre endocardio y epicardio, según se explicó anteriormente. Del mismo modo es posible conocer las características acústicas de las zonas de estudio en el mapa de energía (fig. 2).

Por último, las imágenes bidimensionales sirven de soporte para los estudios mediante modo M o Doppler pulsado, haciendo posible la localización de los puntos de estudio precisos para estas técnicas.

Ecografía en modo M

El estudio mediante modo M-color tiene su gran aplicación en el estudio de los tiempos del ciclo cardíaco. Diversos estudios³² (fig. 3) han establecido la estrecha relación entre las bandas de color y los

tiempos de contracción isométrica, relajación isovolumétrica, llenado inicial, diástasis, etc. Por otro lado, los equipos modernos suelen llevar incorporados sistemas de medición de velocidades medias, máximas etc. en diferentes zonas de estudio dentro del espectro M-color, con lo cual se puede acceder a las mismas medidas que en caso de la imagen bidimensional, aunque con mayor precisión dentro de la línea de estudio escogida (fig. 9).

Doppler pulsado

Probablemente sea la mayor y más comúnmente utilizada, ya que aporta información de la velocidad, tiempo y dirección del movimiento de la zona a estudio (fig. 10). Básicamente, el DTI en su modalidad pulsada ofrece datos que se encuentran reflejados en la figura 10.

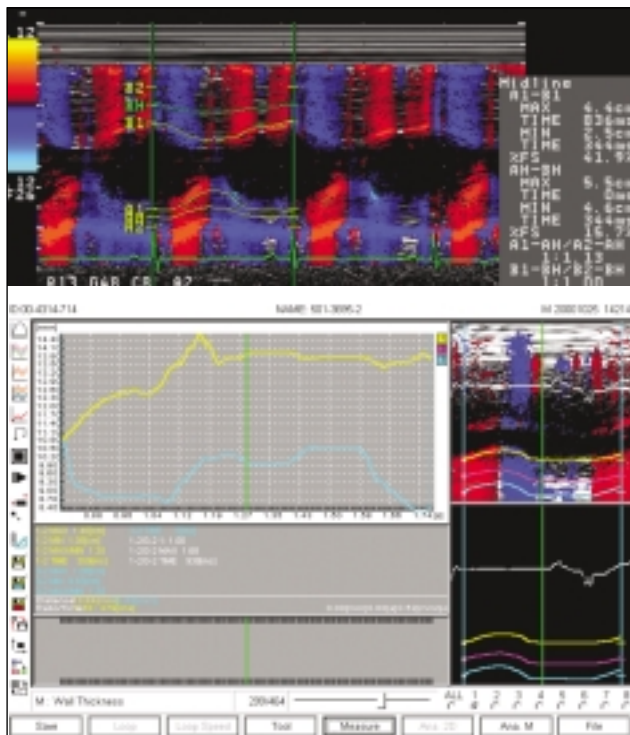


Figura 9.—Postprocesados sobre imagen modo M capaz de medir velocidades medias, máximas, perfiles de velocidad y duración (tiempos).

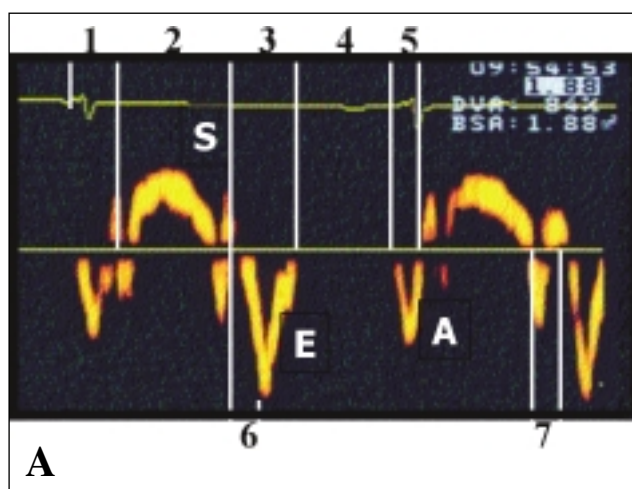


Figura 10.—A: DTI pulsado normal. 1: Tiempo de contracción isométrica. 2: Sistole (S). 3: Protodiástole (E). 4: Diastasis. 5: Telodiástole (A). 6: Tiempo pico-E. 7: Tiempo de relajación isovolumétrica. B: Correlación entre Doppler convencional y DTI. Triv: tiempo de relajación isovolumétrica. TCI: tiempo de contracción isométrica.

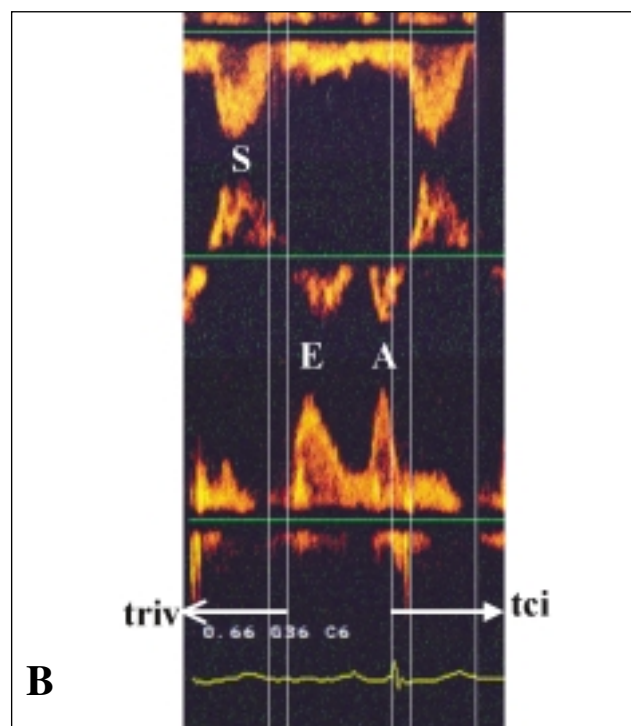
Existe un paralelismo entre los tiempos sistólicos y diastólicos, medidos con DTI, y con Doppler convencional, por lo que las medidas obtenidas se ajustan a la realidad, con el aspecto de la variabilidad según segmentos estudiados (fig. 10).

ESTUDIO DE LA FUNCIÓN SISTÓLICA MEDIANTE DTI

La función sistólica es generalmente bien estudiada mediante el eco-doppler convencional, a través de las determinaciones de la fracción de eyección, fracción de acortamiento etc. El análisis de la función sistólica mediante DTI se obtiene al determinar la velocidad de contracción sistólica de la pared escogida, así como del tiempo de contracción isométrica. Ello es de especial utilidad en la cardiopatía isquémica, ya que las anomalías de contractilidad de paredes hipoquinéticas, aquinéticas o disquinéticas son perfectamente identificables mediante el DTI (fig. 11). La determinación del gradiente de velocidad parietal, complementa el estudio inicial de la función sistólica²¹.

«Strain» y «strain rate»

Es el método más moderno de estudio de la función sistólica con DTI, y en la argumentación de sus



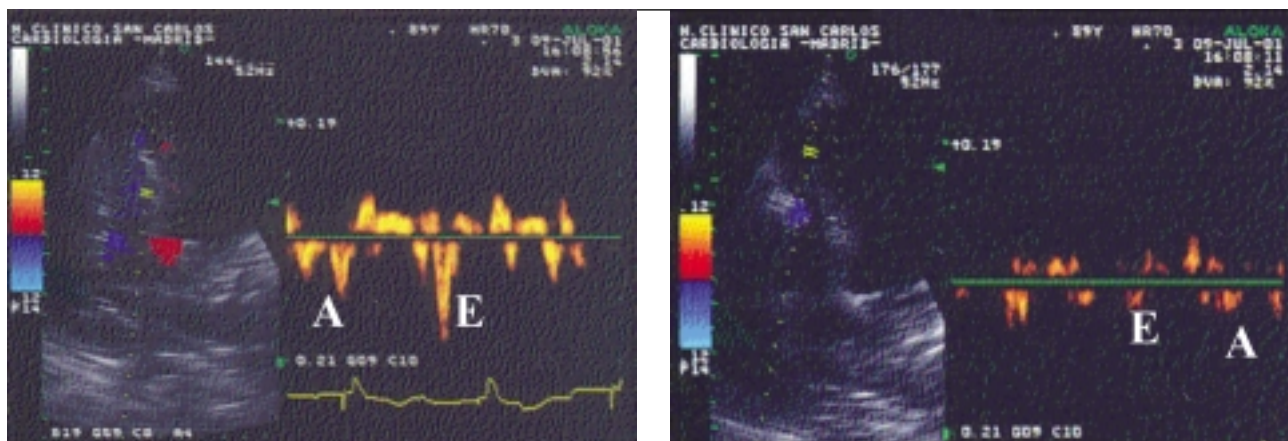


Figura 11.—A: DTI de miocardio normal, del septo IV. Velocidad sistólica normal. Onda E normal. B: cardiopatía isquémica. Desaparición casi total de la onda sistólica (S) y velocidades diastólicas.

primeros valedores^{35,36}, de una gran fiabilidad aunque en fase todavía experimental, y que puede estar contestado desde su base, por lo que quizá se deberá esperar hasta su aplicación rutinaria.

El término «Strain» literalmente significa «tensión»; aplicado al corazón se trata de un término físico que se refiere a la tensión de deformación que sufren los elementos cuando se someten a una fuerza. De este modelo físico, pasando por un modelo muscular esquelético, se llega a aplicar al miocardio a lo largo del ciclo cardíaco. Tal deformación puede ser en el sentido de acortamiento («strain» negativo) o de elongación («strain» positivo). El porcentaje, o tasa, de esta deformación («strain rate») se obtiene como derivada en función del tiempo, como la velocidad de acortamiento o estiramiento de la fibra miocárdica por unidad de longitud y es equivalente al gradiente de velocidad miocárdica en la zona estudiada.

El concepto de «strain» miocárdico fue inicialmente formulado por Mirsky y Parmley³⁷, como la deformación que sufre el miocardio al serle aplicada una fuerza. La ley de Hook expresa una relación lineal entre esta fuerza y la deformación conseguida, pero en el miocardio u otro tejido biológico, esta relación no es lineal, ya que el miocardio se encuentra sometido a variaciones de presión y volumen, y se considera tejido incomprensible, de ahí las diferentes direcciones que adquiere la deformación el miocardio al serle aplicada una fuerza (fig. 12-A).

La medida del «strain» en una región del miocardio refleja el estado funcional de dicha región, que variará a lo largo del ciclo cardíaco, como se ha demostrado en sujetos o animales sanos^{38,39}, y en situaciones de isquemia miocárdica lo que sucede es que esta variabilidad es aun mayor⁴⁰⁻⁴².

Inicialmente las mediciones del «strain» se hicieron con Resonancia Magnética Nuclear⁴³⁻⁴⁴, sin embargo,

las características intrínsecas de este método diagnóstico no hace rutinaria su aplicación. Posteriormente, ha sido validado el DTI en la obtención del valor del «strain»^{35,36,45,46}.

Diferencias entre el «strain» y los parámetros convencionales de estudio de la función del V. Izquierdo

En el estudio convencional con ecografía bidimensional, la función del ventrículo izquierdo se analiza calculando la fracción de eyección o la fracción de acortamiento, en función, por lo tanto, de la excursión o acortamiento del borde endocárdico o el engrosamiento parietal de una zona o región. Los problemas habituales que ello conlleva consisten en que el movimiento del endocardio, que es el más usado para determinar la fracción de eyección, no diferencia con exactitud los segmentos con contracción activa, de los que lo hacen pasivamente, arrastrados por la contractilidad de las paredes cercanas, como sucede en las zonas de escara postinfarto, y además el engrosamiento parietal cuenta con la dificultad del análisis de las regiones epicárdicas, muy difíciles de valorar.

Por otro lado, se asume que el engrosamiento de la pared sigue la misma dirección que el movimiento de ésta, hacia el centro de gravedad del ventrículo, y es por ello que algunos autores⁴⁷ han sugerido que el DTI no es la mejor herramienta para analizar la contractilidad de las paredes ventriculares desde la ventana apical debido a la dirección perpendicular de su movimiento respecto del haz de ultrasonido. En contra de ello, ha quedado demostrado^{48,49} que aunque la superficie epicárdica es relativamente inmóvil, la dirección resultante de la contracción de las paredes

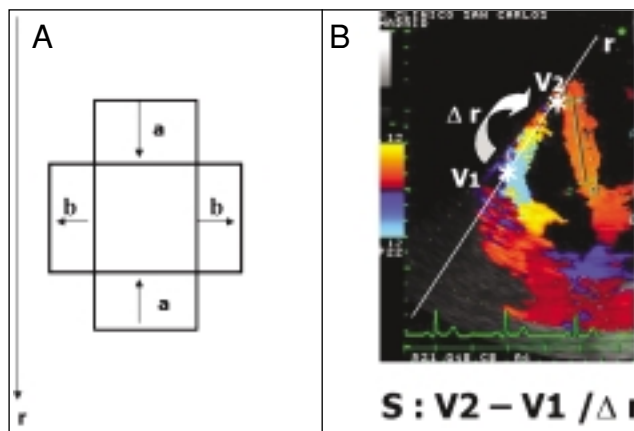


Figura 12.—A: Modelo para expresar la deformación de un cuerpo, miocardio en este caso, sometido a una fuerza o estrés según la dirección $-r$. a: aplicación de fuerza longitudinal diferente sentido. b: dirección de la deformación resultante. B: Cálculo del Strain: $V1$, $V2$: velocidades de los puntos de estudio. Δr : distancia entre los puntos.

ventriculares es hacia el apex, y de hecho, analizando el desplazamiento de las paredes con modo M se observa que la zona del anillo mitral se desplaza del orden de 1-2 cm, mientras que la pared ventricular lo hace aproximadamente 0,5 cm en sujetos sanos. Ello da la base para razonar que disminuciones del desplazamiento longitudinal son predictores de disfunción ventricular⁵⁰, ya que aunque se considera que el miocardio es incomprensible, el «strain» longitudinal en una determinada región se corresponde con cambios en el engrosamiento de la propia pared, y no hay diferencias entre las aproxi-

maciones paraesternales o apicales para su estudio y determinación, aunque la ventana apical tiene la ventaja de ofrecer una imagen más completa del ventrículo.

Este método, como se verá, también quiere solucionar en parte las dificultades propias del DTI en el análisis de la contractilidad de las paredes. La velocidad que se obtiene con DTI en el miocardio depende lógicamente de la tasa de deformación a que se encuentra sometida; por ello, en principio, la determinación de las velocidades miocárdicas por DTI, y el cálculo del «strain rate» aportan información similar. Esto se comprueba en procesos en los que se produce una isquemia aguda, como en una ligadura de una arteria coronaria, en cuyo caso el DTI detecta velocidades anormales, invertidas como corresponde a la zona disquinética que se produce, lo mismo que el «strain rate» detecta la disquinesia mediante «strain» anormal positivo o negativo, en una zona donde debería ser lo opuesto con contractilidad normal. Sin embargo, las velocidades que se obtienen en el estudio de las paredes no diferencian entre contracción activa o pasiva, y están contaminadas por los demás movimientos descritos que suceden en la dinámica cardíaca por la rotación, traslación etc. del ventrículo, por lo que simplemente analizan velocidades de desplazamiento puntuales de la zona en estudio. A ello se añade la dificultad de estudio de las zonas apicales del ventrículo, ya que normalmente las velocidades parietales disminuyen hacia el ápex. En el caso del «strain» la influencia de estos componentes de velocidades no parecen tener tanta influencia.

Cálculo del «strain rate»

El «strain rate» es equivalente, como ya se ha expresado anteriormente, al gradiente espacial de velocidad de la pared ventricular o región a estudio. El componente de velocidad de desplazamiento longitudinal - v - en cada punto del músculo es fácilmente calculable por DTI, y por ello es igualmente fácil la determinación del gradiente de velocidad entre dos puntos, según la fórmula expresada en la (fig. 12-B).

Limitaciones del «strain rate»

No obstante la bondad inicial del método se encuentra limitado por algunos factores, que se pasan a enumerar^{35,36} y que incluso podrían echar por tierra toda esta interesante teoría:

1. Distancia entre los dos puntos de medida de velocidad (Δr): distancias idealmente pequeñas (5 mm) están muy interferidas por el «ruido» de las propias

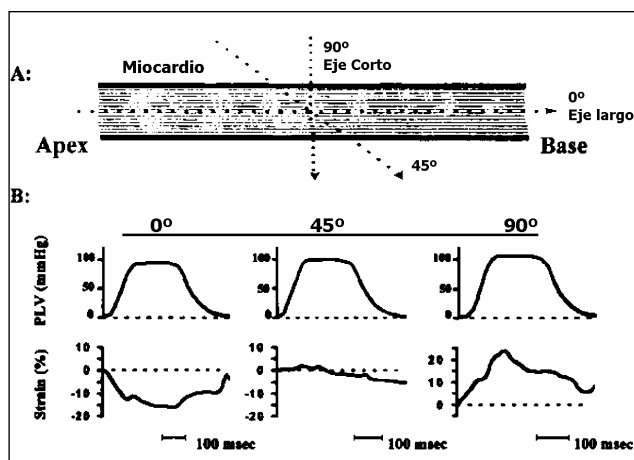


Figura 13.—Explicación del efecto de la angulación en el valor obtenido del Strain³⁴.

Tabla III Valores sistólicos máximos (pico) del «strain rates»³⁵

	Media (S ⁻¹)	Desv. Standard (S ⁻¹)
Septo basal	-1,3	0,12
Septo medio	-1,2	0,15
Septo distal	-1,2	0,31
Inferior basal	-1,3	0,24
Inferior medio	-1,3	0,19
Inferior distal	-1,3	0,28
Tiempo Propagación sistólico (ms)	Desv. Standard (ms)	
Septo: 55	13,8	
P. Inferior: 53	28,7	

estructuras, por lo que debe ser aumentada. Idealmente se consideran 10 mm.

2. Ángulo-dependencia respecto del haz de ultrasonido, al igual que el propio DTI (fig. 13) aunque quizá tenga más importancia en la obtención del «strain», ya que al ser el miocardio un componente sólido e incomprensible, la deformación que se produzca en una determinada dirección se asocia con deformaciones en otras direcciones, al conservarse la masa constante.

3. Este método no se consigue un alineamiento preciso para el estudio del acortamiento de la fibra. Sólo se mide el acortamiento muscular entre dos puntos. Por otro lado, debido al movimiento cardíaco y la falta de puntos de referencia fijos en el propio miocardio, no se pueden comparar dos puntos idénticos a lo largo del ciclo cardíaco, lo cual es una relativa desventaja frente a los estudios con Resonancia Magnética.

4. La presentación según doppler pulsado en TDI, tiene su correlación en la imagen bidimensional, con

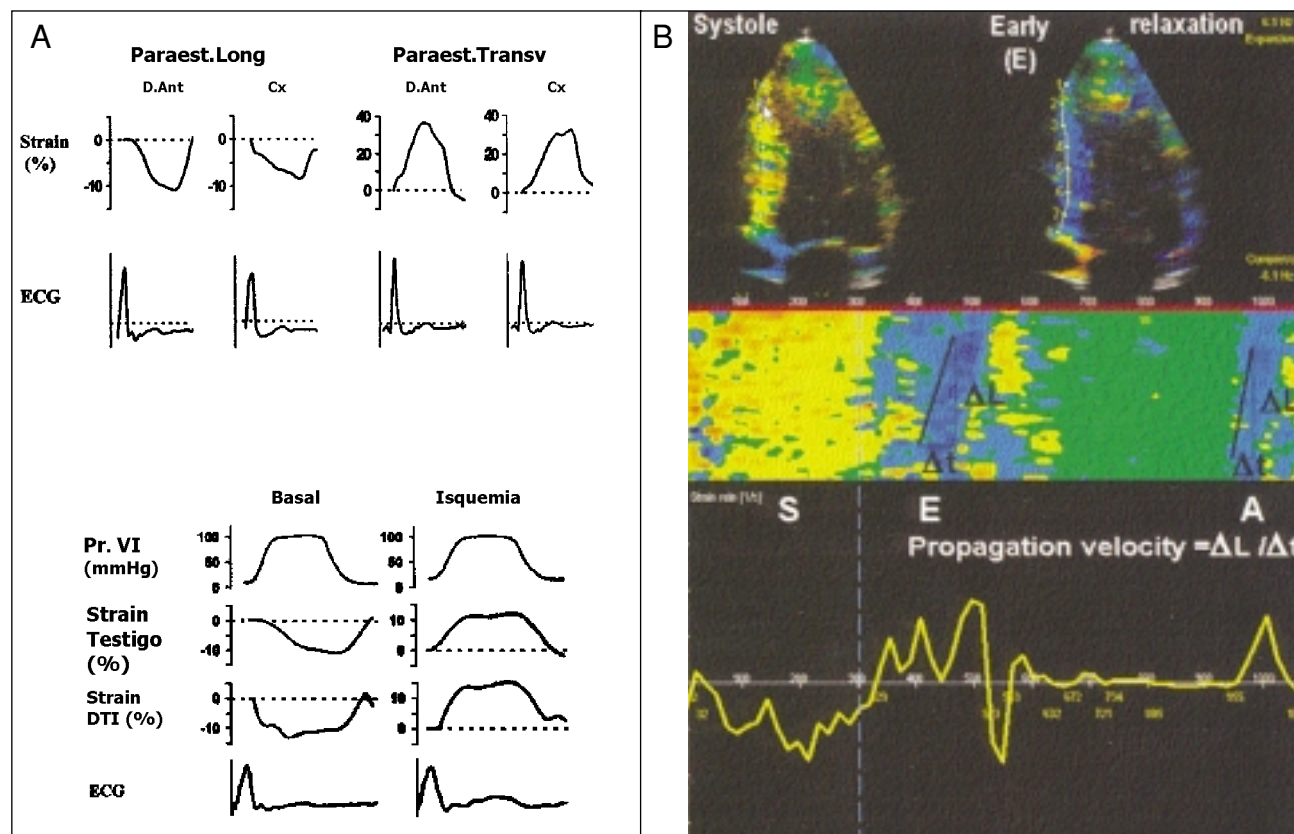


Figura 14.—A: «Strain rate» obtenido a lo largo de la sistole o diástole. Comparación con estudios de validación^{45, 34}. B: Strain amplio, con utilización de varios puntos, consiguiendo estudio de una zona amplia del ventrículo.

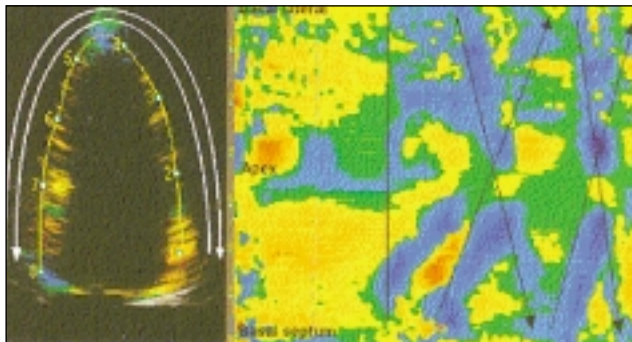


Figura 15.—Últimas aproximaciones del «strain» al estudio completo de la pared ventricular⁴⁵.

el cambio respectivo de coloración correspondiente a cada velocidad y en modo M. Los primeros valores normales que se relatan en la bibliografía hacen referencia a datos segmentarios, obtenidos en zonas limitadas del ventrículo (tabla III), siendo esta una de las principales limitaciones, además de que los datos eran referidos al pico sistólico.

Por ello, la siguiente propuesta lógica fue la del estudio del «strain rate» a lo largo de todo el ciclo cardíaco y en diferentes puntos a lo largo de la línea del haz de ultrasonidos³⁶, obteniendo curvas de variación del «strain rate» a lo largo de la sístole-diástole, comparando, para validarse, los datos del «strain» medido por DTI con otros métodos ultrasonicos de referencia, e incluso los cambios que

se producían en el corazón isquémico (fig. 14). En un avance posterior, la mejora técnica obedece al cálculo del «strain» en todo el ventrículo, lo cual soluciona el problema de la regionalidad de los estudios precedentes, obteniendo así una información mucho más completa y global de la función ventricular (fig. 15) tanto en su función sistólica como diastólica, que es objeto de estudio y desarrollo actual por diferentes grupos de trabajo⁵¹ en el cual se han depositado grandes esperanzas.

5. Probablemente el modelo de la teoría del «strain» en el corazón no sea tan fácilmente aplicable. Los componentes de deformación miocárdica se producen, según estos trabajos, cuando se aplica una fuerza longitudinal o incluso transversal, similar al modo en que se contrae un músculo esquelético. Sin embargo, la contracción ventricular (fig. 5) se compone de varios vectores resultantes de diferente dirección y sentido, que podrían hacer no aplicable total o parcialmente la teoría del Strain, y que por otra parte, parecen ser la razón de algunas de las limitaciones referidas en puntos anteriores, como son la gran dependencia del ángulo de incidencia del ultrasonido.

2. Estudio de la función diastólica

El estudio de la función diastólica^{24-26, 54-57} se basa en la capacidad del DTI para poner de manifiesto los diferentes componentes de la diástole, como velocidades de la onda protodiastólica (E) y tele-

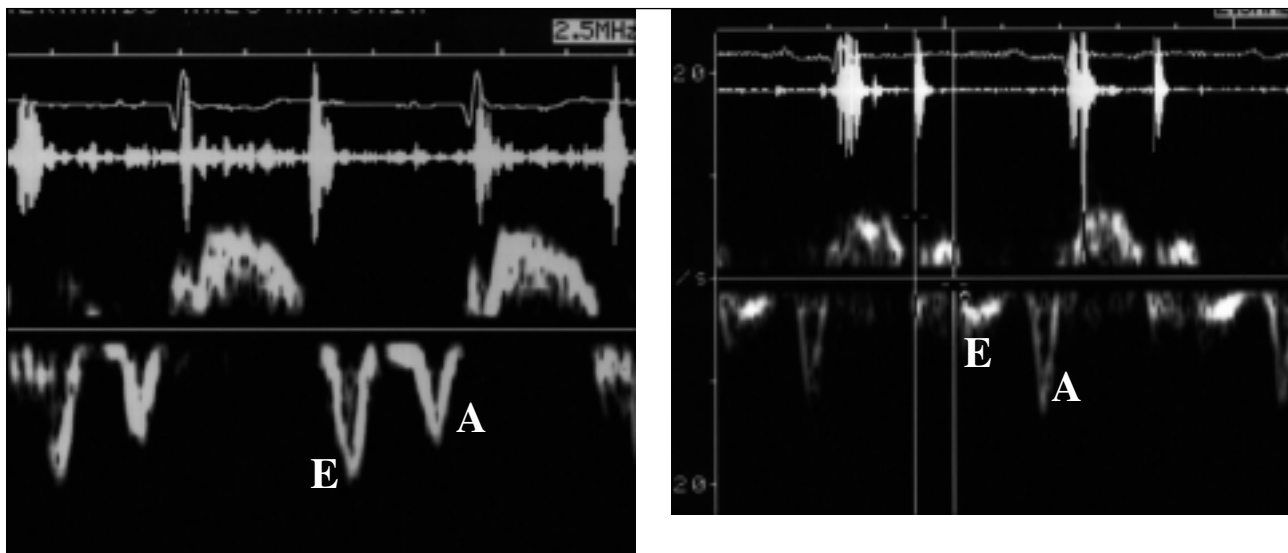


Figura 16.—Cambios producidos en las ondas diastólicas tras aparición de isquemia por estrés.

diastólica (A), así como su duración, al igual que el tiempo de duración de la diastasis. Del mismo modo es accesible el tiempo de relajación isovolumétrica (TRIV) y un parámetro inicialmente muy valorado en el estudio de la cardiopatía isquémica, como es el tiempo que se tarda en alcanzar el pico máximo de E: tiempo pico-E.

Al igual que en los parámetros sistólicos, hay que tener en cuenta la regionalidad de estos datos, y que son diferentes según los segmentos a estudiar.

Las variaciones de estos parámetros son bastante superponibles a los cambios que suceden en el llenado ventricular, de tal manera que las respuestas isquémicas frente a estímulos de estrés o en segmentos propiamente isquémicos, habitualmente presentan patrón de «relajación anormal», con inversión de la relación E/A tisular (fig. 16), siguiendo la misma secuencia que ocurre en la «cascada isquémica», es decir, que las anomalías en las ondas diastólicas de velocidad preceden a la alteración sistólica, y del mismo modo que el Doppler convencional, se obtiene un patrón de tipo restrictivo cuando se producen situaciones elevación severa de la presión auricular izquierda.

Hasta ahora, las dificultades del análisis de la función diastólica mediante eco-doppler convencional en base a los patrones de llenado ventricular tenían la dificultad conocida de los llamados *pseudonormalizados*, y la dependencia de este método de múltiples variables, como el estado hemodinámico, la frecuencia cardíaca etc. La esperanza inicialmente depositada en el DTI para solucionar estos problemas y diagnosticar con precisión la disfunción diastólica, encontraba la gran dificultad de la regionalidad de los estudios, de tal forma que un análisis total de la función diastólica ventricular, segmento a segmento, zona a zona, era prácticamente inviable. La solución se encontró al hallar unas determinadas zonas del corazón en las que el análisis DTI de la diástole fuese equivalente al análisis global de la función diastólica ventricular izquierda, reflejando sus cambios de volumen y acortamiento longitudinal, y con la gran ventaja de no ser tan dependiente del estado hemodinámico: el anillo auricular ventricular (58-61).

En principio, el anillo mitral se divide en dos zonas: anillo septal, para la zona anular situada adyacente al septo interventricular, que corresponde a la cruz del corazón, y anillo mitral lateral, correspondiente a la zona más lateral del anillo, en la inserción de la valva posterior mitral, ambos en proyección apical de 4 cámaras (fig. 17) fácilmente abordables, aunque tributarios de los mismos problemas debidos a los movimientos intrínsecos del corazón que el DTI en general y ángulo dependencia, lo que hace que algunos autores prefieran el anillo septal por la mejor alineación con el haz de ultrasonido.

Los parámetros a determinar en el DTI del anillo son los mismos que se han descrito para el DTI convencional. A ellas se ha añadido una de especial interés: la relación entre el valor de la E del doppler convencional y la E del DTI del anillo (E/Ea), independiente de la zona del anillo en que se mida.

En el caso de la cardiopatía isquémica la morfología del patrón DTI puede variar según la proximidad de la zona dañada; es decir, en caso de infartos anteriores muy extensos, con afectación muy basal del septo IV y escasa o nula en otras paredes, y disfunción diastólica, el patrón DTI diastólico puede ser diferente si se obtiene en el anillo septal (p. ej. «restrictivo») del obtenido en el anillo mitral lateral (p. ej. de relajación anormal) (fig. 18).

Multitud de estudios han autorizado el estudio de la función diastólica mediante DTI del anillo (bibliogr...). De ellos simplificadaamente se han obtenido estas conclusiones:

- * El DTI del anillo es relativamente independiente de la precarga. Ello supone una cierta ventaja frente al análisis convencional con doppler.
- * La relación E doppler / E anillo DTI (E/Ea) es un parámetro muy útil para definir disfunción diastólica, y tiene buena correlación con la Presión Capilar Pulmonar (Valor normal E/Ea: 8-10).
- * El DTI del anillo tiene especial valor diagnóstico en determinadas situaciones patológicas, típicas de disfunción diastólica, como la constricción pericárdica o la miocardiopatía restrictiva, diferenciándolas muy claramente (fig. 19)⁶⁶.
- * El estudio mediante DTI de la función diastólica ventricular izquierda es útil también en situaciones de disfunción sistólica del ventrículo izquierdo (62, 63).

Si bien no ha sido tan exhaustivamente estudiado como el ventrículo izquierdo, parece que el ventrículo derecho también se beneficia extraordinariamente del DTI, en sus dos vertientes sistólica o diastólica. La primera de ellas con la aplicación tradicional del DTI y recientemente aunque en estudio del «strain», y la diastólica mediante iguales mediciones en el miocardio ventricular derecho y en el anillo auricular ventricular («anillo tricúspide»), en la inserción de la valva anterior tricúspide en proyección apical de 4 cámaras (fig. 17).

UTILIDAD Y APLICACIONES DEL DTI

1. Cardiopatía isquémica

Estudio regional de la función sistólica: identificación de áreas aquinéticas, disquinéticas o incluso hi-poquinéticas. Ello tiene especial interés en la cardiopatía isquémica fija, como en el infarto de miocardio,

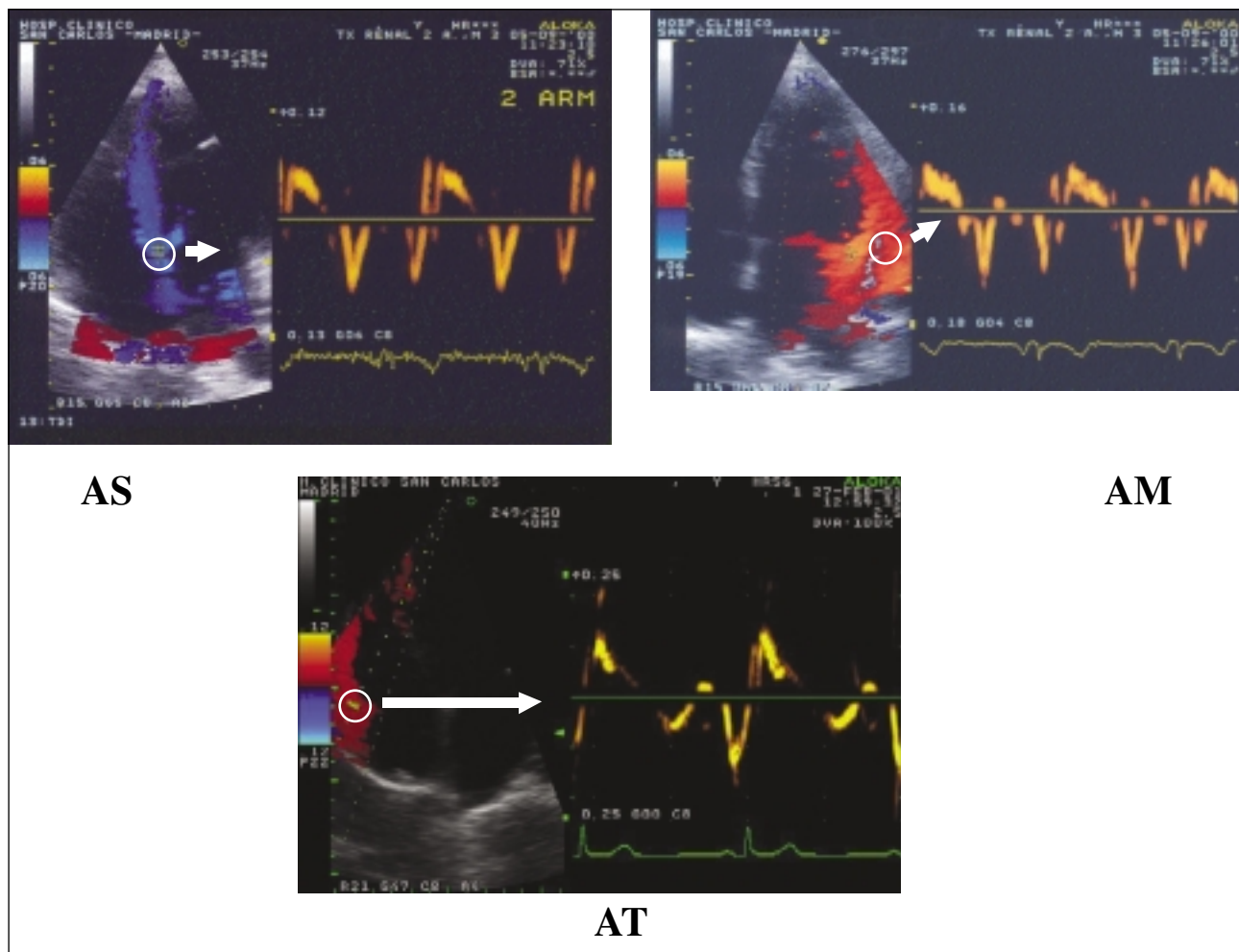


Figura 17.—Imágenes que muestran obtención del DTI en los distintos anillos. AS: anillo septal. AM: anillo mitral AT: anillo tricúspide.

o como medio de identificación mediante pruebas de estrés en sus dos aspectos: sistólico, exponiendo a la vista los segmentos que pierden velocidad sistólica, y diastólica, variando el patrón diastólico normal o los tiempos medidos y con inversión del gradiente de velocidad intramiocárdico por descenso de la velocidad endocárdica^{24-26,33-34,54-57} (fig. 20).

Estudio global, mediante la determinación del «strain rate», incluso en pruebas de estrés^{64,65}, si bien esta técnica se encuentra actualmente en pleno desarrollo e investigación.

2. Miocardiopatías

La miocardiopatía dilatada se beneficia del estudio global de la función ventricular que aporta el DTI,

en particular de la función diastólica, poniendo de manifiesto cuantas implicaciones se derivan de ello, bien como estado precursor de disfunción sistólica al demostrar anomalía diastólica, o bien como pronóstico e indicador de eficacia terapéutica. En este sentido, es de sobra conocido que la reversibilidad de los patrones más graves de disfunción diastólica mediante maniobras de Valsalva o bien con la propia terapéutica empleada indican mejor pronóstico que la inmovilidad de los mismos, lo cual es de aplicación para cualquier proceso o situación que altere la normalidad del funcionamiento cardíaco.

En cuanto a la miocardiopatía hipertrófica, siendo de aplicación lo anteriormente expuesto, se remite al apartado correspondiente a la hipertrofia ventricular.

Las miocardiopatías restrictivas son grandes beneficiarias del diagnóstico por DTI gracias a su es-

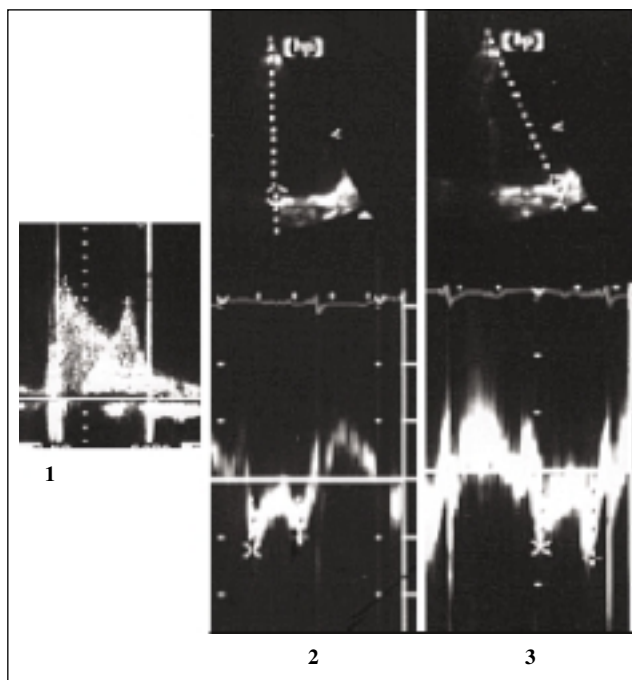


Figura 18.—Variación del DTI del anillo según la proximidad del tejido dañado. Izda: Doppler convencional de llenado ventricular izquierdo con patrón pseudonormalizado en paciente con infarto de miocardio anteroseptal muy extenso. Centro: imagen del DTI del anillo septal, con patrón «restrictivo». Dcha: DTI del anillo mitral, con pared posterolateral normocontráctil, con patrón de alteración de relajación.

pecial afectación diastólica, como ya ha quedado referido (fig. 19).

Otra aplicación derivada de las miocardiopatías son los pacientes que se someten a trasplante cardíaco, que se benefician de las determinaciones tisulares^{72,73}.

3. Pericarditis constrictiva

Ya ha quedado gráficamente expresada la utilidad diagnóstica del DTI (fig. 19), en especial en lo referente al diagnóstico diferencial con la restricción miocárdica.

4. Hipertrofia ventricular

El DTI tiene un extraordinario valor en el estudio de las características de la hipertrofia, pudiendo distinguir la hipertrofia fisiológica de la patológica. Si el normal estado del miocardio resulta de la proporción fisiológica entre miocitos y fibras colágenas, además del resto de componentes miocárdicos, cabe admitir que la hiper-

trofia fisiológica no debe alterar sustancialmente este equilibrio, en todo caso el componente «patológico» que supone el exceso de infiltración colágena no debería producirse. Por el contrario, la hipertrofia patológica se caracteriza, como es el caso de la insuficiencia renal, de marcado aumento de fibras colágenas. La anormal proporción de colágeno que se da en la hipertrofia patológica, la alterada arquitectura de la disposición de los miocitos, incluso su propia anomalía en las cadenas de las miosinas, el desequilibrio entre aporte sanguíneo y masa a perfundir etc., que son componentes que se dan en cualquier hipertrofia patológica con variaciones según la entidad (p. ej. miocardiopatía hipertrófica, miocardiopatía urémica, cardiopatía hipertensiva etc.) deben de producir, en un eslabón final, una alteración en las velocidades de contracción y relajación, así como los en sus tiempos, que son fácilmente accesibles al DTI convencional, e incluso al DTI de energía, al ser este último capaz de determinar características de ecogenicidad tisular.

Esto permite discriminar el tipo de hipertrofia y clasificar a los individuos en grupos correspondientes (corazón de atleta vs insuf. renal vs población normal, hipertensos etc.), así como definir el estado de la hipertrofia, de interesantes perspectivas en el caso del corazón del deportista, comprobación de la función diastólica etc., tanto en el ventrículo derecho como en el izquierdo, como ha sido estudiado y demostrado por nuestro grupo⁶⁷⁻⁷¹.

5. Arritmias cardíacas

La posibilidad de determinar por DTI las primeras fibras que alteran su estado, comenzando su contracción permite definir el comienzo de la despolarización ventricular. La utilidad del método puede ser de utilidad al descubrir zonas anormales de contracción, al menos teóricamente, como ocurre con el Síndrome de Wolff Parkinson White, focos ectópicos

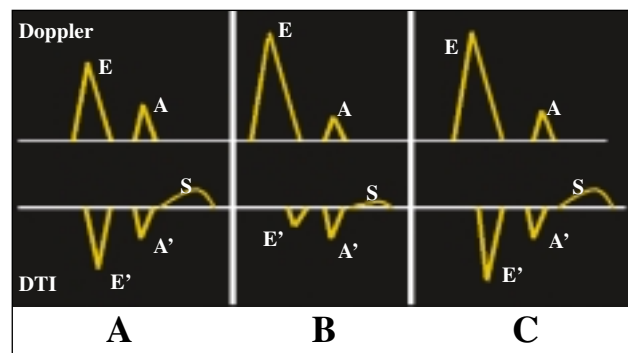


Figura 19.—Representación clásica del patrón DTI y Doppler convencional normal (A), constrictivo (B) y restrictivo (C).

ventriculares etc. siendo de especial valor en estos casos el mapa de aceleración⁷⁵.

Futuro del DTI

Como ya se ha referido anteriormente, la línea actual de desarrollo e investigación del «strain» no ha concluido, estando pendiente su utilidad final.

Los modernos postprocesados con posibilidad de estudiar los cambios de densidad del tejido, pueden tener aplicación práctica en la determinación de cambios tisulares producidos por la administración de contraste ecocardiográfico, similar a los estudios de perfusión.

Estos postprocesos también llegan al modo M, determinando el llamado «modo M curvado», igualmente en desarrollo.

La aplicación del DTI al ecocardiograma tridimensional puede ofrecer interesantes expectativas, aún pendientes del desarrollo definitivo del eco 3D en su aplicación práctica⁷⁴.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a los autores del texto «Doppler Tissue Imaging Echocardiography», Drs. M. A. García Fernández, J. Zamorano y J. Azevedo, su cortesía por la utilización o modificación de las figuras 16, 7 y 3 B y tabla I.

BIBLIOGRAFÍA

- Satomura S: A study on examining the heart with ultrasonics. I. Principles; II. *Instrument Jpn Circ J* 1956; 20: 227 ff.
- Edler I, y Lindstrom K: Ultrasonic Doppler technique used in heart disease. I. An experimental study. In: Block J. Ossining J. *Ultrasonographia Medica Separatum. Ist. World Congress on Ultrasonic Diagnosis in Medicine and SIDUO III. Verlag der Wiener Medizinischen Akademie Vienna* 1969; 445-61.
- Bajer DW, Nation AW y cols.: Pulsed ultrasonic Doppler blood-flow sensing. *IEEE Trans on S and US* 1970; SU-17: 170-85.
- Kanaka M, Teresawa Y, Konno K y cols.: Measurement of intracardiac blood flow velocity distribution and flow pattern by the M-sequence modulated ultrasonic Doppler method. The Japan Society of Ultrasonics in Medicine. *Proceedings of the 30th Meeting* 1976; 30: 231-2.
- Matuso H, Inoue M, Kitabatake A y cols.: Analysis of Doppler signal flow by WINOGRAD Fourier transform algorithm-detection of intracardiac flow dynamics by computer based ultrasonic multigated pulsed Doppler flowmeter. The Japan Society of Ultrasonics in Medicine. *Proceedings of the 34th Meeting* 1976; 34: 3-4.
- Brandestini MA, Howard EA, Weile EB y cols.: The synthesis of Echo and Doppler in M-Mode and sectorscan paper. *Proceedings of Annual Meeting of AIUM* 1979; 704: 125.
- Brubbakk AO, Angelsen BAJ, Hatle L y cols.: Diagnosis valvular disease using transcutaneous Doppler ultrasound. *Cardio-vasc Res* 1977; 11: 461-9.
- Hatle L, Brubbakk AO, Trombsdal A y cols.: Non invasive assessment of pressure drop in mitral stenosis by Doppler ultrasound. *Br Heart J* 1978; 48: 131-40.
- Omoto R, Yokote Y, Matsumura M y cols.: The development of real-time two-dimensional echocardiography and its clinical significance acquired valvular heart disease with special references to the evaluation of valvular regurgitation. *Jpn Heart J* 1984; 25: 325-40.
- Isaaz K, Thompson A, Ethevenot G y cols.: Doppler Echocardiographic measurement of low velocity motion of the left ventricular posterior wall. *Am J Cardiol* 1989; 64: 66-75.
- McDiken WN, Sutherland GR, Moran CM y cols.: Color Doppler velocity imaging of the myocardium. *Ultrasound Med Biol* 1992; 18: 651-4.
- Groundstroem KWE, Sutherland GR, Morán CM y cols.: Color Doppler velocity mapping-from regional contraction to tissue characterization? In *Advances in Echoimaging using Contrast Enhancement* ed. by C.Nanda and R.Schliet. Kluwer Academic Publishers. *The Netherlands* 1993: 375-9.
- Stewart MJ, Grosundstroem WE, Sutherland GR y cols.: Myocardial imaging by colour doppler coded velocity mapping. A new method for the assessment of myocardial contractility (abstract) *Eur Heart J* 1993; 14: 467.
- Sutherland GR, Stewart MJ, Groundstroem KWE y cols.: Colour Doppler myocardial imaging: a new technique for assessment of myocardial function. *J Am Soc Echocardiogr* 1994; 7: 441-58.
- Miyakate Y, Jamasaghi M, Tanaka N y cols.: A new method for evaluation of left ventricular motion by color coded tissue Doppler echocardiography: *in vitro* and *in vivo* studies (abstract) *Eur Heart J* 1993; 8:1-48.
- Miyakate K, Yamagahi M, Tanaka N y cols.: A new method for the evaluation of left ventricular wall motion by color coded tissue Doppler imaging: *in vitro* and *in vivo* studies. *J Am Cardiol* 1995; 25: 717-24.
- Drozdz J, Schon F, Nesser HJ y cols.: Colour coded tissue Doppler echocardiography. A new method for quantitation of cardiac wall motion (abstract). *Eur J Cardiol* 1994; 4: 248.
- Schon F, Drozd J, Nesser HJ y cols.: New insight into ventricular contraction by color coded tissue Doppler echocardiography (abstract) *Eur J Cardiol* 1995; 4-248.
- Zamorano J, Wallbridge D, Ge J y cols.: Assessment of cardiac physiology by Tissue Doppler Echocardiography. *Eur Heart J* 1997; 18: 330-39.
- Erbel R, Nesser NJ, Drozd J y cols.: Atlas of tissue doppler Imaging. Stinkopff Darmstadt and Springer Publish, Darmstadt, Germany 1995.
- García Fernández MA, Zamorano J, Azevedo J: Doppler tissue Imaging Echocardiography. Interamericana de España McGraw-Hill, SAU 1998.
- Sutherland G: Doppler myocardial imaging and myocardial perfusion. In *Proceedings of the International Summit in Doppler Tissue Imaging*. MA García Fernández, JL Delcán. Madrid. España. Fundación Ramón Areces. Edits 1997, 75-78.
- Jones CJ, Raposo, L, y Gibson DG: Functional importance of the long axis dynamics of the human left ventricle. *British Heart Journal* 1990; 63: 215-20.
- García Fernández, MA; Azevedo J, Moreno M y cols.: Segmental isovolumic relaxation time of the left ventricular myocardium by pulsed Doppler tissue imaging. A new index of diastolic function and normal pattern description. *Eur Heart J* 1996; 17 (Supl. 557): p 3050.
- Kondo H, Masuyama T, Ishihara K y cols.: Digital subtraction high-frame-rate echocardiography in detecting delayed onset of regional ventricular relaxation in ischemic heart disease. *Circulation* 1995; 91: 304-12.
- Azevedo J, García Fernández MA, Puerta P y cols.: Pattern of pulsed Doppler tissue imaging of regional wall diastolic velocity.

- cities in a normal population: Its relation with left ventricular Doppler inflow profile (abstract). *Eur Heart J* 1995; 16 (Supl.) 451, 2640.
27. Straub H: The diastolic filling of mammalian heart. *J Physiol* (Lond) 1910; 40: 378-88.
 28. Rushmer RF. The initial phase of ventricular systole asynchronous contraction. *Am J Physiol* 1956; 184: 188-94.
 29. Fleming A, Xia X, McDicken W y cols.: Gradients detected by Doppler Tissue Imaging System. *British J Radiology* 1994; 67: 679-88.
 30. García Fernández MA, Azevedo J, Guinea J y cols.: Time to peak intramyocardial early relaxation velocity of the left ventricular endocardium by color tissue imaging as a new index of regional diastolic ischemic dysfunction. *Eur Heart J* 1996; 17 (abstract): 566.
 31. Uematsu M, Miyakate K, Tanaka N y cols.: Myocardial velocity Gradient by tissue Doppler study. *J of Am Coll Cardiol* 1995; 26: 2223.
 32. Zamorano J, Wallbridge D, Ge J y cols.: Assessment of cardiac physiology by tissue Doppler echocardiography. A comparison with invasive hemodynamics. *Eur Heart J* 1997; 18: 330-39.
 33. Heimdal A, Stoylen A, Torp H y cols.: Real-Time Strain Rate Imaging of the left ventricle by ultrasound. *J Am Soc Echocardiography* 1998; 11: 1013-9.
 34. Urheim S, Edvarsen T, Torpe H y cols.: Myocardial Strain by Doppler Echocardiography. Validation of a new method to quantify regional myocardial function. *Circulation*, 2000; 1158-64.
 35. Mirsky I, Parmely WW: Assessment of passive elastic stiffness for isolated heart muscle and the intact heart. *Circ. Res.*, 1973; 33 (2): 233-43.
 36. Azhari H, Weiss JL, Rogers WJ y cols.: Noninvasive quantification of principal strains in normal canine hearts using tagged MRI images in 3d. *Am J Physiol* 1993; 264(1): H205-16.
 37. McCulloch AD y Omens JH. Non-homogeneous analysis of 3-dimensional transmural finite deformation in canine ventricular myocardium. *J Biomech* 1991; 24 (7): 539-48.
 38. Van Leuven S, Waldman LK, McCulloch AD y cols.: Gradients of epicardial strain across the perfusion boundary during acute myocardial ischemia. *Am J Physiol* 1994; 267 (6): H2348-62.
 39. Hashima AR, Yonug AA, McCulloch AD y cols.: Nonhomogeneous analysis of epicardial strain distributions during acute myocardial ischemia in the dog. *J Biomech* 1993; 26 (1): 19-35.
 40. Firstenberg M, Greenberg N, Smedira N y cols.: The effects of acute coronary occlusion on noninvasive echocardiographically derived systolic and diastolic myocardial strain rates. *Current Surgery*, 2000; 57: 466-72.
 41. Axel L. Noninvasive measurement of cardiac strain with MRI. *Adv Exp Med Biol* 1997; 430: 249-56.
 42. Rademakers FE, Rogers WJ, Guier WH y cols.: Relation of regional cross-fiber shortening to wall thickening in the intact heart. Three-dimensional strain analysis by NMR tagging. *Circulation* 1994; 89: 1174-82.
 43. Lundback S. Cardiac pumping and function of the ventricular septum. *Acta Physiol Scand Suppl* 1986; 550: 1-101.
 44. Willenheimer R, Cline C, Erdhart L y cols.: Left ventricular atrioventricular plane displacement an echocardiographic technique for rapid assessment of prognosis in heart failure. *Heart* 1997; 78: 230-6.
 45. Stoylen A, Slordhal S, Gunnar K y cols.: Strain rate imaging in normal and reduced diastolic function: comparison with pulsed Doppler Tissue imaging of the mitral annulus. *J Am Soc Echocardiogr* 2001; 14: 264-74.
 46. García Fernández, MA, Azevedo J, Moreno M y cols.: Transversal and longitudinal planes in the calculation of left ventricular myocardial isovolumic relaxation time using pulsed Doppler tissue imaging *J Am Soc Echocardiogr* 1997; 10: 438.
 47. Rankin JS, McHale PA, Arentzen CE y cols.: The three dimensional geometry of the left ventricle in the conscious dog. *Circ Res* 1976; 30: 304-13.
 48. García Fernández MA, Moreno M, Coleman P y cols.: Regional left ventricular diastolic dysfunction evaluated by tissue Doppler imaging as an earlier signal of myocardial ischemia. *Eur Heart J* 1995; 16: 129 p.788.
 49. García Fernández MA, Azevedo J, Puerta P y cols.: Regional left ventricular diastolic dysfunction evaluated by tissue Doppler imaging as an earlier signal of myocardial ischemia. Experimental study of induced ischemia and reperfusion in pigs. *J Am Coll Cardiol* 1996; 27(2) (Supl. A): 299A.
 50. Azevedo J, García Fernández MA, Puerta P y cols.: Comparison of quantitative pulsed Doppler tissue analysis and coronary angiography: correlation between left ventricular myocardial wall motion peak velocities and the degree of coronary artery stenosis in a clinical setting. *Eur Heart J* 1996; 17 (Supl. 150): p. 874.
 51. García Fernández MA, Azevedo J, Puerta P y cols.: Quantitative analysis of segmental myocardial left ventricular wall diastolic dysfunction by pulsed Doppler tissue imaging. A new insight into diastolic performance. *Eur Heart J* 1995; 16 (Supl.): 451; 2641.
 52. Rodríguez L, García M, Ares M y cols.: Assessment of mitral annular dynamics during diastole by Doppler tissue imaging: comparison with mitral Doppler inflow in subjects without heart disease and in patients with left ventricular hypertrophy. *Am Heart J* 1996; 131: 982-87.
 53. Nagueh S, Middleton K, Kopelen H y cols.: Doppler tissue imaging: a noninvasive technique for evaluation of left ventricular relaxation and estimation of filling pressures. *J Am Coll Cardiol* 1997; 30: 1527-33.
 54. Sohn DW, Chai IH, Lee DJ y cols.: *J Am Coll Cardiol* 1997; 30: 474-80.
 55. Nagueh S, Sun H, Kopelen H y cols.: Hemodynamic determinants of the mitral annulus diastolic velocities by tissue Doppler. *J Am Coll Cardiol* 2001; 37: 278-85.
 56. Jarnert C, Mejhert M, Ring M y cols.: Doppler tissue imaging in congestive heart failure patients due to diastolic or systolic dysfunction: a comparison with Doppler echocardiography and the atrio-ventricular plane displacement technique. *Eur J of Heart Failure* 2000; 2: 151-60.
 57. Iglesias I, Rodríguez MA, Delgado S y cols.: Doppler tisular del anillo mitral en pacientes con disfunción sistólica ventricular izquierda. Análisis de la función diastólica. *Rev Esp Cardiol* 2000; 53: 1195-1200.
 58. Stoylen A, Heimdal A, Bjornstad K y cols.: Strain Rate imaging by ultrasound in the diagnosis of regional dysfunction of the left ventricle. *Echocardiography* 1999; 16: 321-329.
 59. Armstrong G, Pasquet A, Fukamachi K y cols.: Use of peak systolic strain as an index of regional left ventricular function: comparison with tissue Doppler velocity during dobutamine stress and myocardial ischemia. *J Am Soc Echocardiogr* 2000; 13: 731-37.
 60. García M, Rodríguez L, Ares M y cols.: Differentiation of constrictive pericarditis from restrictive cardiomyopathy: assessment of left ventricular diastolic velocities in longitudinal axis by Doppler tissue imaging. *J Am Coll Cardiol* 1996; 27: 108-14.
 61. Almería C, Zamorano J, Pérez Casar F y cols.: Patrón de velocidades tisulares del ventrículo derecho en situación de hipertrofia ventricular izquierda. *Rev Esp Cardiol* 1997; 50: 76.
 62. Almería C, Zamorano J, Prats D y cols.: Desestructuración tisular en pacientes con hipertrofia ventricular izquierda. Estudio con Doppler de tejidos. *Rev Esp Cardiol* 1998; 51: 85.
 63. Almería C, Zamorano J, Rodrigo JL y cols.: Detección con Doppler tisular de los cambios iniciales de las velocidades intramiocárdicas en la hipertensión arterial incipiente. *Rev Esp Cardiol* 2000; 53: (Supl. 2): 77.

64. Almería C, Zamorano J, Rodrigo JL y cols.: ¿Existen diferencias en el patrón de velocidades intramiocárdicas de sujetos deportistas frente a los no deportistas? *Rev Esp Cardiol* 2000; 53 (Supl. 2): p. 348.
65. Almería C, Zamorano J, Rodrigo JL y cols.: Patrón normal de velocidades intramiocárdicas del ventrículo derecho mediante doppler de tejidos. *Rev Esp Cardiol* 2000; 53 (Supl. 2): p. 241.
66. Zamorano J, Delgado J, Almería C y cols.: ¿Existen diferencias en las velocidades miocárdicas de sujetos normales y pacientes trasplantados? *Rev Esp Cardiol* 1996; 49: 74.
67. Delgado J, Zamorano J, Almería C y cols.: Contribución de la contracción auricular al llenado ventricular izquierdo en pacientes trasplantados. Estudio mediante ecografía Doppler tisular. *Rev Esp Cardiol* 1996; 49: 74.
68. Sutherland G, Kukulski T y Voight JJ. Tissue Doppler echocardiography: future developments. *Echocardiography* 1999; 16: 509.
69. Yamagishi M, Tanaka N, Ito S y cols.: An enhanced method for detection of early contraction site of ventricles in Wolff-Parkinson-Witke syndrome using color coded tissue Doppler echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1993 (abstract).

Ecocardiografía tridimensional: estado actual

M. A. García Fernández, R. Adorisio, R. García Orta, E. Pérez David, M. Moreno,
J. Bermejo y L. Pérez Isla

Laboratorio de Ecocardiografía. Cardiología no invasiva. Servicio de Cardiología.
Hospital Universitario Gregorio Marañón. Madrid.

La ecocardiografía bidimensional es en la actualidad una técnica diagnóstica de gran importancia en la práctica clínica diaria. En ella, mediante múltiples cortes tomográficos obtenemos imágenes de las distintas estructuras cardíacas, estudiando así los aspectos tanto morfológicos como funcionales. La integración del método Doppler nos permite además visualizar flujos intracavitarios. Pese a las ventajas de un análisis detallado de las estructuras cardíacas, la ecocardiografía bidimensional presupone importantes asunciones geométricas que afectan la interpretación espacial: por ejemplo, en el caso de cardiopatías congénitas o de deformaciones de las cavidades cardíacas se requiere una gran habilidad y experiencia por parte del cardiólogo y/o cirujano cardíaco para tener una adecuada reconstrucción mental de las estructuras examinadas. Por otra parte la cuantificación de algunos parámetros, como volúmenes o masa miocárdica, vienen actualmente extrapolados en base a simplificaciones matemáticas con gran frecuencia inadecuadas, para valorar la patología cardíaca en estudio. Los recientes progresos, tanto tecnológicos como en el campo de la informática, han permitido en corto tiempo la representación del corazón en su realidad tridimensional y mostrar la relación espacial de sus diferentes componentes en movimiento¹⁻³. Nuevas ventajas se obtienen de la posibilidad de reconstrucción tridimensional de los flujos intracavitarios⁴. Desde el inicio de los años 80 ha habido un importante avance en la representación ecocardiográfica tridimensional, gracias al desarrollo de técnicas cada vez más precisas y veloces. La visualización del corazón en sus tres dimensiones se basa actualmente en diferentes etapas que comprenden la adquisición, la reformatación en soporte digital, el procesado, la representación y la elaboración de los datos. El procedimiento ideal debería permitir la adquisición, es decir, la colección de imágenes bidimensionales, y la representación del corazón en su complejidad de forma in-

mediata. Hasta el momento, cada etapa se realiza por separado por lo que el tiempo empleado en la obtención de un estudio completo resulta aún largo.

TÉCNICA

La reconstrucción tridimensional se realiza en diferentes etapas²⁻⁴; en primer lugar la *adquisición*: En ella se van coleccionando múltiples cortes tomográficos integrándolos en el tiempo (ciclo cardíaco) y en el espacio. Existen dos diferentes técnicas: *real time* y *off-line*. En el caso de la *off-line*, esta sincronización requiere un sistema de referencia que puede ser externo o interno. En el primer caso, llamado *freeland scanning* (mano libre), las imágenes se registran tomando como referencia un dispositivo fijo en el espacio, como un brazo mecánico, un dispositivo acústico o electromagnético. En el segundo caso (*dynamic volume rendering*) se utiliza un sistema de coordenadas interno en relación a un punto o eje establecido, en torno al cual se verifica el corte.

Existen diferentes métodos para coleccionar múltiples cortes: *random* (aleatoria) y *sistemática*. En el método *random*, el operador no precisa seguir una secuencia exacta de cortes y puede utilizar diferentes ventanas inclinando la sonda a voluntad. Esta técnica permite por lo tanto recoger la imagen en base a la mejor ventana acústica disponible. La *adquisición sistemática* permite recoger las imágenes a intervalos o ángulos regulares: la sonda (estudio trans-torácico) o el transductor (estudio transesofágico) se mueven mediante soportes mecánicos controlados por el ordenador. Este modo de adquisición utiliza diferentes tipos de secuencia de corte (*lineal*, *en abanico*, *rotatoria*) (fig. 1). En caso de *secuencia de corte lineal*, la sonda se mueve a intervalos preestablecidos y las imágenes adquiridas son paralelas y equidistantes entre sí. Esta técnica permite una correcta resolución espacial y temporal de la estructura estu-

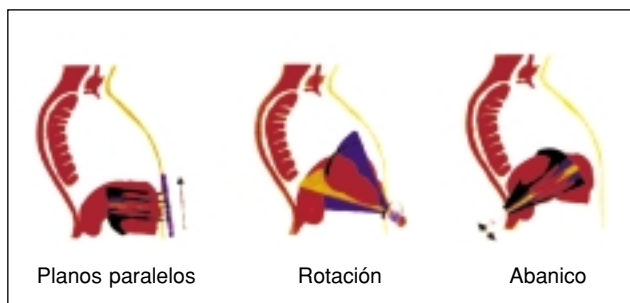


Figura 1.—Ejemplo de diferentes tipos de secuencia de corte durante la etapa de adquisición: lineal, rotatoria, en abanico.

diada; necesita sin embargo una buena ventana acústica a lo largo de todo el recorrido de la sonda. En la *secuencia de corte en abanico*, el transductor recoge imágenes en abanico a lo largo de un único eje, mediante la inclinación de la sonda: el volumen de información así obtenido tiene forma piramidal. La *secuencia de corte rotatoria* se basa en la rotación del haz de ultrasonido 180 grados en un determinado eje a intervalos preestablecidos. Este es el método más utilizado tanto para el estudio transtorácico como transesofágico. Las imágenes se adquieren tras sincronizar la memoria de la imagen bidimensional con el electrocardiograma y los movimientos respiratorios. Esta sincronización permite realinear la imagen correctamente en tiempo y espacio. El resultado se transfiere sobre soporte digital (fig. 2).

Durante la fase de *procesado* de la imagen se rellenan los espacios vacíos existentes entre las diversas imágenes coleccionadas mediante la interpolación y se modifica la relación entre señal y ruido de fondo con el objetivo de representar la imagen lo más claramente posible. A continuación es posible identificar una región de interés y separarla de las estructuras circundantes.

Para obtener la imagen tridimensional definitiva —fase de *reconstrucción*— se atribuye un valor umbral a cada voxel, de forma que podamos separar el valor atribuido a los tejidos y el atribuido a la sangre, utilizando *distance* y *texture coding*, *gradient shading* para la elaboración de la imagen.

Además, sobre el paquete de imágenes coleccionadas (*data set*), se puede hacer un *análisis bidimensional*, utilizando cortes no convencionales según planos seleccionados después de la adquisición. Esto, por ejemplo, se puede utilizar para el cálculo de los volúmenes y de la masa de las cámaras cardíacas. El *data set* de la imagen cardíaca se subdivide en cortes equidistantes y paralelos, usualmente imágenes en eje corto, y se representa en formato bidimensional. El espesor del corte puede ser así modi-

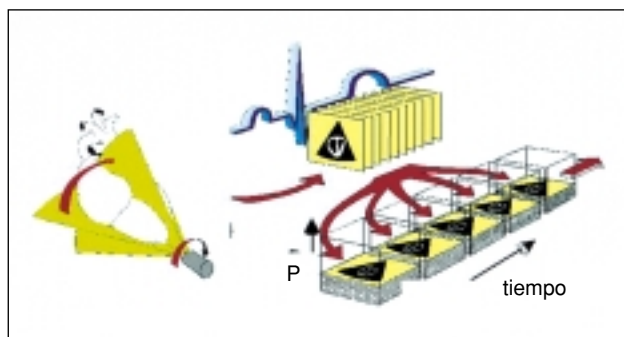


Figura 2.—Las imágenes se adquieren tras sincronizar la memoria de la imagen bidimensional con el electrocardiograma y los movimientos respiratorios. Esta sincronización permite realinear la imagen correctamente en tiempo y espacio.

ficado. La cavidad o el miocardio puede ser dibujado manualmente o mediante algoritmos para la identificación automática o semiautomática de bordes endocárdicos. El volumen de cualquier región de interés es calculado mediante el producto del área por el grosor del corte. La suma de los distintos volúmenes de cada sección permite obtener el volumen total de la cavidad. Estas medidas se aplican para estimar el volumen de masas intracavitarias, derrames pericárdicos o de aneurismas ventriculares. Otras ventajas se obtienen al medir la distancia entre las distintas estructuras, las áreas y perímetros usando planos de corte bidimensionales. El área de un orificio valvular, un defecto del septo interauricular o interventricular se valora de forma más precisa por la capacidad de orientar correctamente el plano de corte. Del *data set* tridimensional se pueden obtener también las dimensiones de estructuras con márgenes irregulares o de formas particularmente distorsionadas.

APLICACIONES CLÍNICAS

Estudios recientes han demostrado la posibilidad de utilizar este método en diversos escenarios, como el laboratorio de ecocardiografía o el quirófano, y en diferentes situaciones clínicas. Se ha demostrado su superioridad respecto a la ecocardiografía bidimensional, sobre todo por la capacidad de la ecocardiografía tridimensional de obtener un análisis cuantitativo detallado y de representar con mayor precisión la complejidad anatómica de válvulas y estructuras intracavitarias.

La ecocardiografía tridimensional ha permitido cuantificar volúmenes ventriculares, fracción de eyección y masa ventricular en diferentes patologías. La posibilidad de reconstruir las estructuras

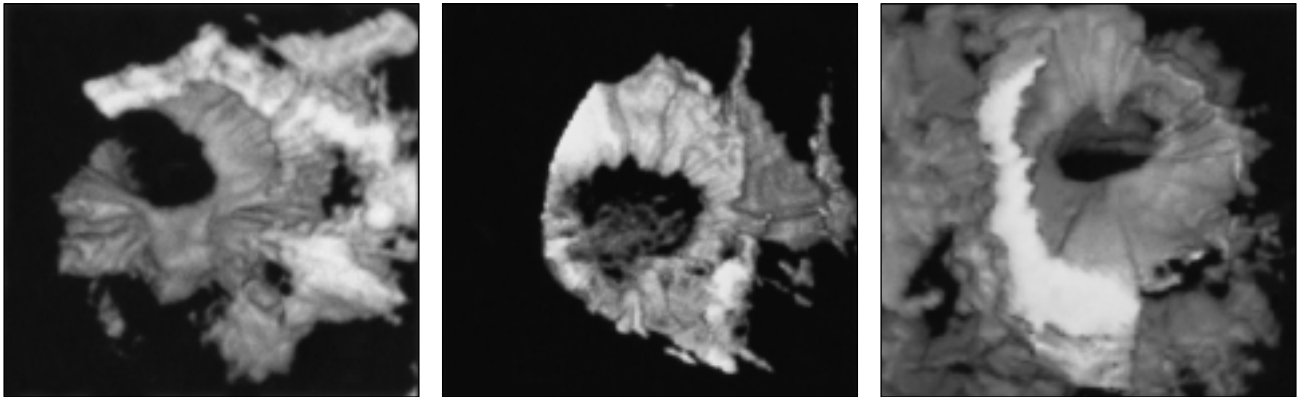


Figura 3.—Múltiples imágenes de defecto interauricular: el defecto es visualizado «de cara», sea desde aurícula derecha o izquierda.

cardíacas, de analizar también imágenes bidimensionales y de cuantificar con precisión, la convierten en una técnica de utilidad en la aplicación clínica. Desgraciadamente, se encuentra limitada todavía por el tiempo necesario en la adquisición y en la elaboración de los datos.

Cardiopatías congénitas

Múltiples estudios con ecocardiografía tridimensional han demostrado la utilidad de esta técnica para identificar y visualizar las alteraciones cardíacas congénitas⁵. En los pacientes con defectos del septo interauricular la posibilidad de visualizarlo «de cara», sea desde aurícula derecha o izquierda, permite una representación directa de su situación y dimensiones. La medida en la imagen tridimensional de los diámetros mayor y menor del defecto interauricular

es mucho más fiable que su medida en bidimensional. La información de la distancia entre el defecto y otras estructuras vecinas como la aorta, la vena cava superior e inferior, o la válvula tricúspide, permite una planificación del tipo de cierre del defecto, vía percutánea o por cirugía convencional. La geometría dinámica del defecto, en diástole y en sístole, la movilidad del septo y la presencia de un aneurisma se pueden valorar fácilmente⁶⁻⁷ (figs. 3 y 4).

En pacientes con tetralogía de Fallot la relación espacial entre el septo interventricular, el defecto y la aorta pueden ser estudiados en varias proyecciones y permite el diagnóstico diferencial con el ventrículo derecho de doble salida. La ecocardiografía tridimensional es también útil en una serie de defectos congénitos⁸⁻⁹ como la estenosis subaortica, el canal auriculoventricular, anomalía de Ebstein, ventrículo único, coartación de aorta, estenosis de la arteria pulmonar, con triatriatum, atresia de la tricúspide, etc.

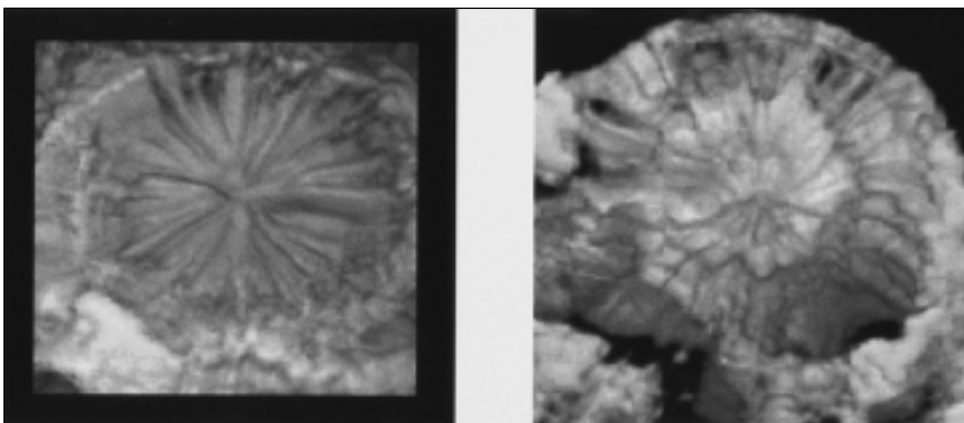


Figura 4.—Defecto del septo interauricular: reconstrucción del dispositivo de cierre del defecto y su relación entre el defecto y otra estructura.

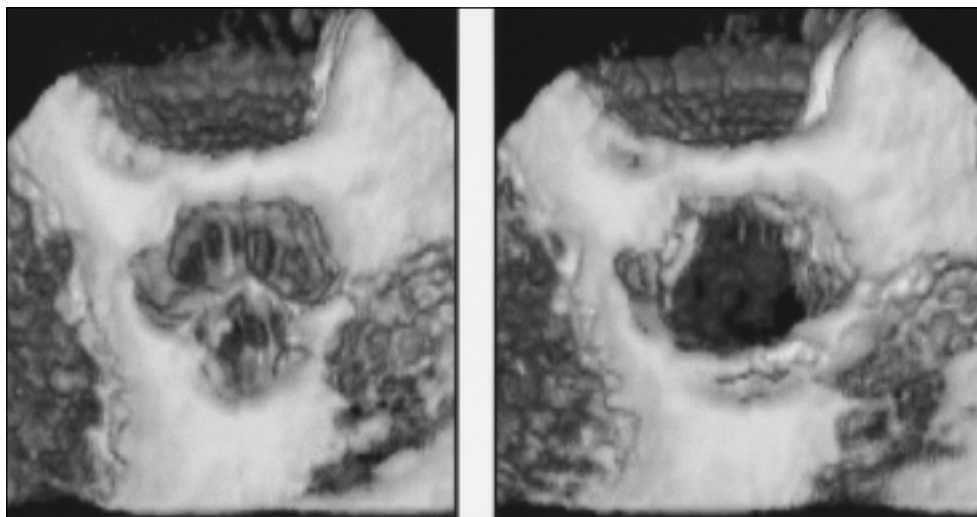


Figura 5.—Reconstrucción de la válvula aorta, en sístole y en diástole.

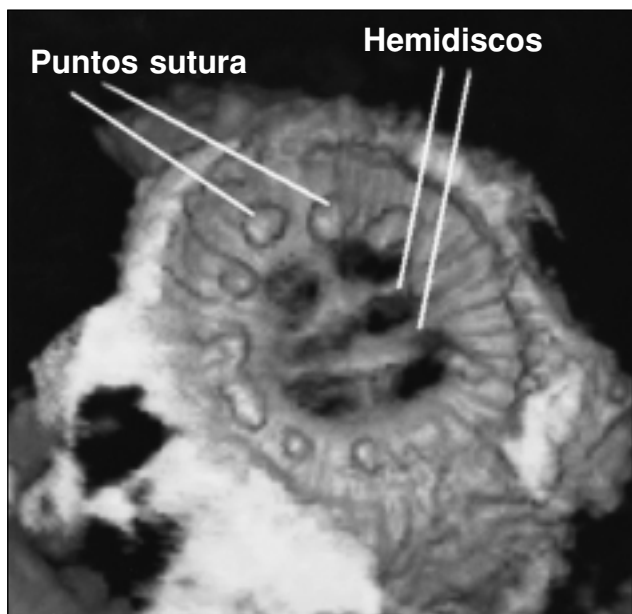


Figura 6.—Reconstrucción de una prótesis valvular mecánica a doble hemidiscos: visualización desde la aurícula izquierda. Se pueden apreciar los puntos de sutura.

Valvulopatías

Una de las aplicaciones más comunes de la ecocardiografía tridimensional es el estudio de enfermedades valvulares. De hecho ha permitido examinar en detalle las estructuras valvulares: tanto las válvulas auriculoventriculares como las válvulas semilunares

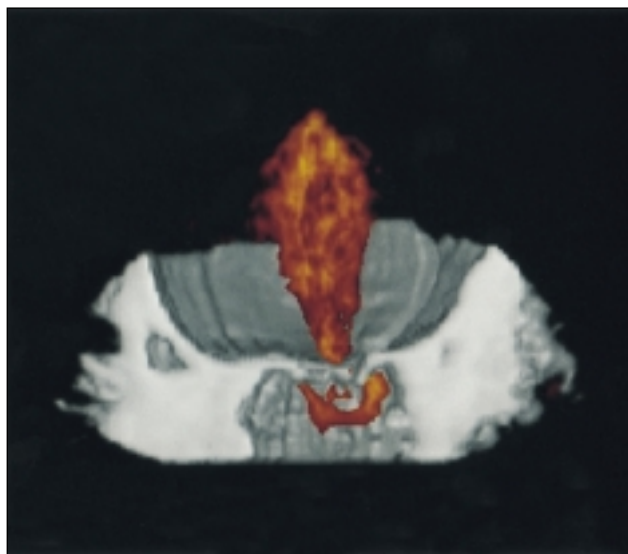


Figura 7.—Reconstrucción en color de un jet de la insuficiencia de la válvula mitral y de la zona de flujo de convergencia proximal.

pueden ser visualizadas desde abajo y desde arriba o en sección longitudinal (figs. 5 y 6). En caso de prolapso o de estenosis de la válvula mitral se pueden representar detalladamente las características de las valvas, de las comisuras, de las cuerdas tendinosas y del anillo valvular¹⁰⁻¹¹. Existen algunas publicaciones sobre las variaciones sistólico-diastólicas en la morfología del anillo valvular mitral¹² en diferentes condiciones, y muchas más referentes a la

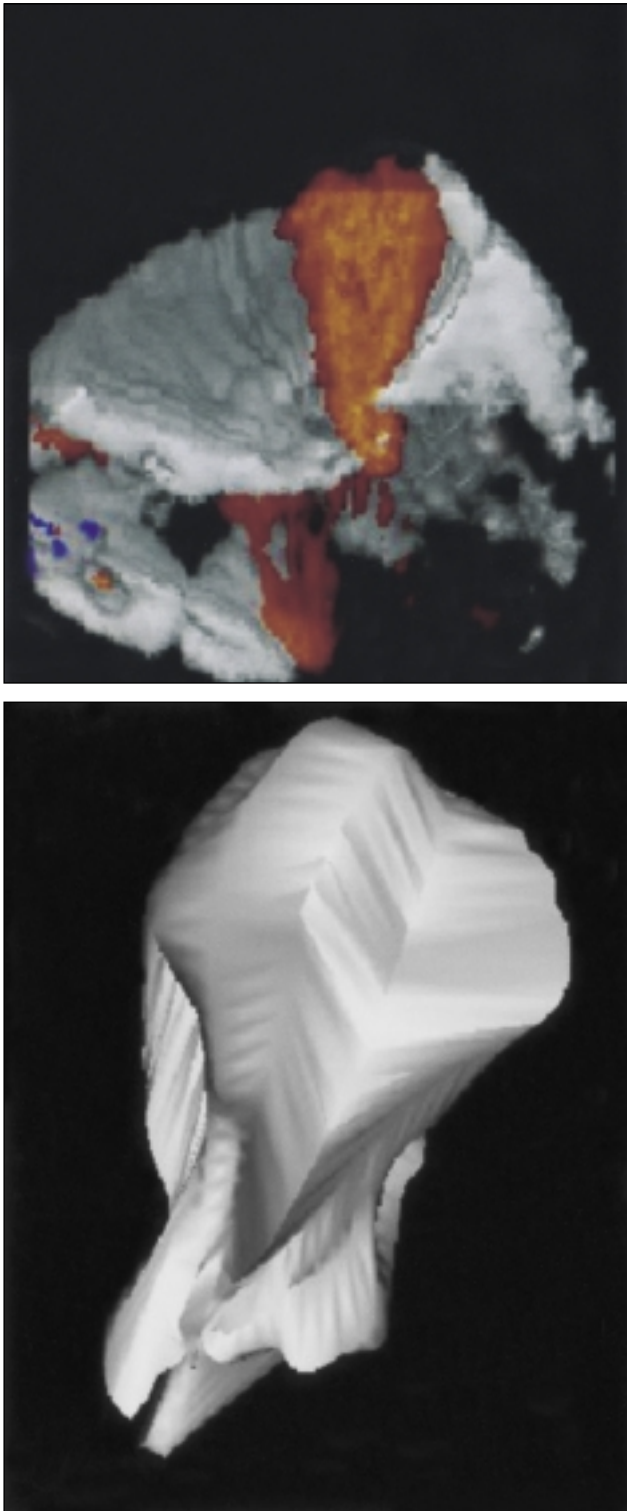


Figura 8.—Imágenes 3D de flujo de la insuficiencia valvular mitral: arriba, formato en color, abajo, reconstrucción en señales de gris volumétrica.

válvula mitral. En aquellos pacientes con prolapso valvular mitral, la porción de la valva que protruye en aurícula izquierda puede representarse en tres dimensiones de forma más detallada que utilizando la ecocardiografía bidimensional. De esta forma se puede valorar la válvula en formato dinámico y utilizarlo para orientar en el quirófano la decisión del cirujano. En caso de estenosis mitral reumática¹¹, el engrosamiento y el movimiento restrictivo de valvas y aparato subvalvular —puede visualizarse fácilmente. El área valvular puede medirse con precisión sobre la imagen bidimensional derivada del paquete de imágenes para la reconstrucción tridimensional¹³.

De igual manera puede estudiarse la válvula aórtica, desde su cara ventricular o desde la aorta torácica o en proyección longitudinal (fig. 5). Del data set bidimensional es posible hacer una correcta alineación y obtener el plano de sección más adecuada en eje corto para una correcta medida del área¹⁴⁻¹⁵. Además la aplicación de esta técnica durante la sesión operatoria evita una visualización discontinua y estática de las estructuras cardíacas como ocurre durante la intervención. Resultados prometedores se derivan de la utilización de la eco 3D intraoperatoria en la cirugía cardíaca mini-invasiva.

Reconstrucción de los flujos intracardiácos

La técnica de reconstrucción tridimensional puede ser aplicada también al método Doppler color. Las señales bidimensionales con Doppler color pueden ser adquiridas y transferidas a señales de gris volumétricas o con formato en color para crear imágenes de flujo anormal o de cortocircuitos intracardiácos (figs. 7 y 8). La representación dinámica tridimensional de los flujos anómalos es útil para apreciar el origen, la dirección, la geometría de superficie y la distribución espacial del jet, así como la dimensión y la forma de la zona de flujo de convergencia proximal¹⁶⁻¹⁷. Además, la representación de la imagen tridimensional con color puede tener un impacto clínico importante al permitir la cuantificación volumétrica de la fracción regurgitante, como se ha demostrado recientemente en un estudio⁴.

Cardiopatía isquémica

En los pacientes con enfermedad del árbol coronario, las alteraciones de la cinética regional pueden ser detalladamente valoradas en diferentes proyecciones (fig. 9). La localización y la extensión de los aneurismas ventriculares o trombos murales se definen correctamente en la imagen 3D¹⁸. La masa miocárdica infartada puede ser estimada a través de un

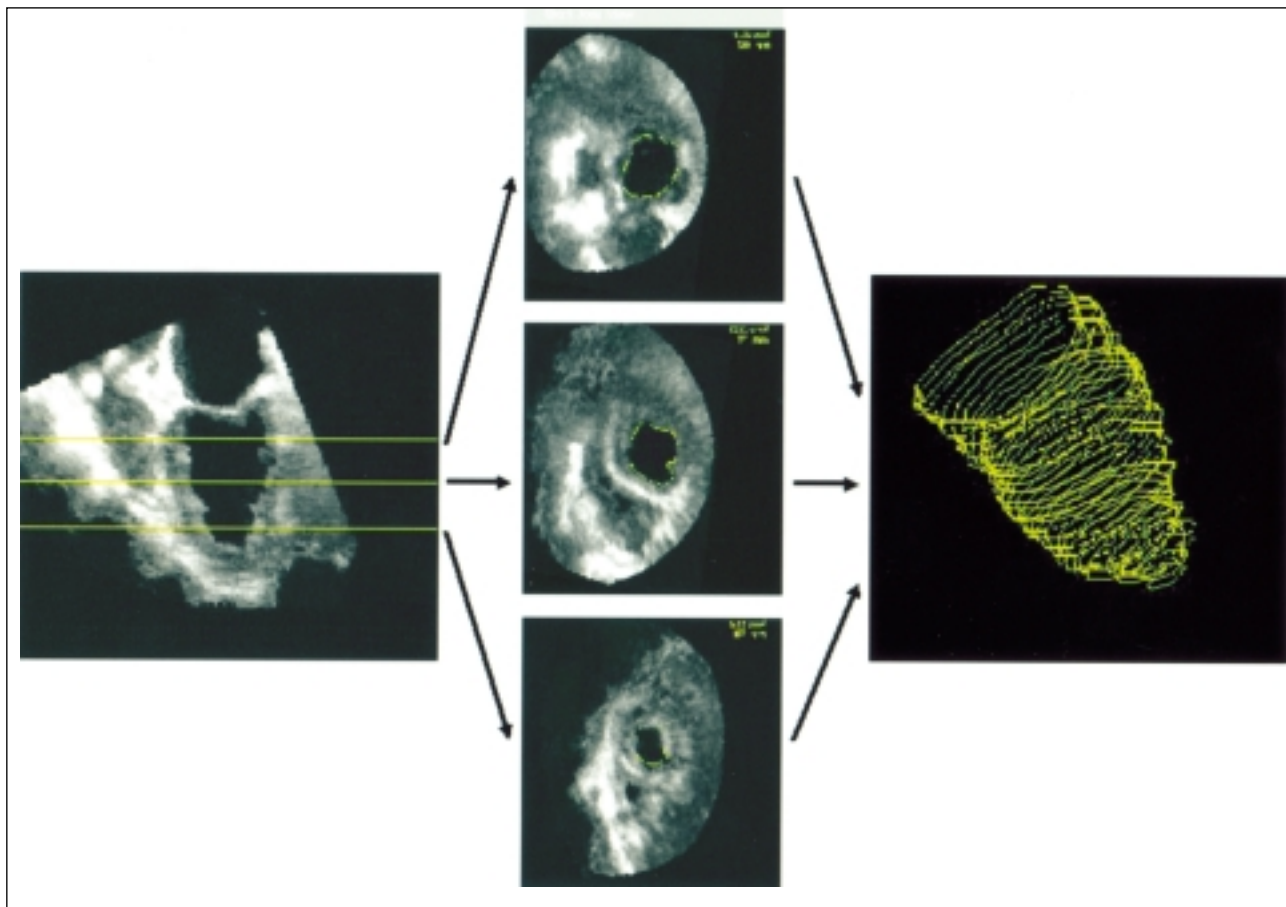


Figura 9.—Ejemplo de cálculo de los volúmenes del ventrículo izquierdo. A la izquierda, eje largo del ventrículo, subdividido en cortes equidistantes y paralelos, correspondientes a las imágenes en eje corto, al centro. La cavidad está dibujada para la identificación del borde endocárdico. A la derecha reconstrucción del borde endocárdico dibujado.

análisis cuantitativo del volumen del ventrículo y del trastorno regional. Es posible calcular así el porcentaje del trastorno en términos de masa¹⁹⁻²⁰. Con la introducción del contraste, se pueden cuantificar las zonas perfundidas y estimar el área de miocardio en riesgo. Además, la utilización del contraste ha permitido la valoración cuantitativa de la zona de miocardio no perfundida. El desarrollo de nuevas técnicas para la evaluación de estas áreas ha permitido también estimar la relación de área no perfundida/perfundida en un formato más fácil de comprender. Un estudio experimental²¹ ha demostrado que utilizando técnicas como el Bulls Eye (ojo de buey) se puede visualizar más fácilmente la región no perfundida. La valoración de la extensión del defecto de perfusión se obtiene trazando las áreas perfundida y no perfundida con diferentes colores. De esta forma

obtenemos una representación eficaz de la masa infartada. En la técnica del ojo de buey el ventrículo izquierdo se reconstruye de manera que en la misma imagen aparezcan los cortes transversales del ventrículo alineados en forma tal que en el centro se localice el ápex y en la periferia la base del ventrículo. Sobre esta imagen se aplica una rejilla para la cuantificación de la masa afectada.

Patologías de la aorta

Las imágenes de la aorta torácica ascendente pueden ser obtenidas tanto de la ventana paraesternal como supraesternal, con reconstrucción tridimensional transtorácica (fig. 10). Para la aorta torácica descendente la técnica utilizada es la adquisi-

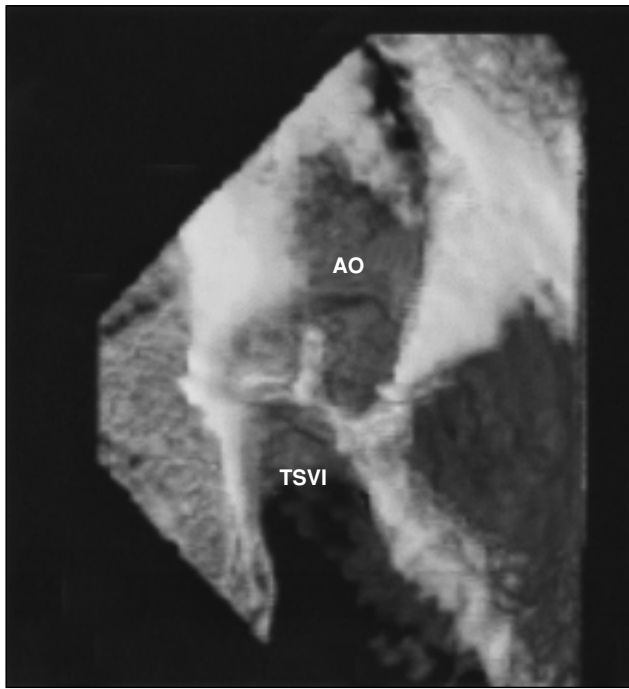


Figura 10.—Imagen en eje largo de la aorta torácica ascendente y su relación con el tracto de salida del ventrículo izquierdo.

ción con ecocardiografía transesofágica. Las imágenes así obtenidas pueden mostrar la localización y la extensión de la coartación de la aorta, de los aneurismas o de los trombos. Con imágenes en eje corto y en eje largo se puede objetivar la verdadera y la falsa luz de la aorta disecada²².

PERSPECTIVAS FUTURAS

La ecocardiografía tridimensional ha demostrado su utilidad en la evaluación de las patologías cardiovasculares. El ulterior desarrollo tecnológico e informático puede facilitar la fase de adquisición. Por ejemplo, la introducción de la sonda multiplanar transtorácica puede evitar el uso de soportes mecánicos y facilitar la adquisición por vía transtorácica. Un equipo ecocardiográfico que tenga un sistema de adquisición tridimensional y permita coleccionar y analizar las imágenes directamente, evitando el tiempo empleado para la elaboración de los datos, es el objetivo más importante en vistas a su completo desarrollo clínico. El desarrollo de algoritmos para cuantificar podría permitir un análisis automatizado del borde endocárdico, haciendo más fácil y objetivo la evaluación de volúmenes, lo que hasta ahora requiere asunciones geométricas. En el futuro las

imágenes tridimensionales podrían ser empleadas en docencia, en la valoración preoperatoria o en experimentación.

BIBLIOGRAFÍA

1. Hsu TL, Yao J, De Castro S, Pandian NG: Three dimensional echocardiography. In: Atlas of cardiac imaging. Edited by: Lee RT and Braunwald E. Philadelphia: Churchill Livingstone, 1998.
2. De Castro S, Yao J, Pandian NG. Three dimensional echocardiography: clinical relevance and application. *Am J Cardiol* 1998; 81 (12A): 96G-102G.
3. De Castro S, Magni G, Yao J, Pandian NG: Ecocardiografía tridimensional, 1998.
4. Roelandt JRTC: Three dimensional echocardiography of the heart and coronary arteries. Holland: Van Zuiden communications, 2001.

Cardiopatías congénitas

5. Salustri A, Spitaels S, McGhie J, Vletter W, Roelandt JRTC: Transthoracic three dimensional echocardiography in adult patients with congenital heart disease. *J Am Coll Cardiol* 1995; 26: 759-67.
6. Marx GR, Fulton DR, Pandian NG, Vogel M, Cao QL, Ludomirsky A, Delabays A, Sugeng L, Klas B: Delineation of site, relative size and dynamic geometry of atrial septal defects by real time three dimensional echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1995; 25: 482-90.
7. Magni G, Hijazi ZM, Pandian NG, Delabays A, Sugeng L, Las-kari C, Marx GR: Two and three dimensional echocardiography in patient selection and assessment of atrial septal defect closure by the new DAS-Angel wings device. *Circulation* 1997; 96: 1722-8.
8. Ge S, Warner JG, Fowle KM, Kon ND, Brooker RF, Nomeir AM, Kitzman DW: Morphology and dynamic change of discrete subaortic stenosis can be imaged and quantified with three-dimensional transesophageal echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1997; 10: 713-6.
9. Vogel M, Ho SH, Lincoln C, Yacoub MH, Anderson RH: Three dimensional echocardiography can simulate intraoperative visualization of congenitally malformed hearts. *Ann Thorac Surg* 1995; 60: 1282-8.

Valvulopatías

10. Salustri A, Becker AE, van Herwerden L, Vletter WB, Ten Cate FJ, Roelandt JRT: Three-Dimensional Echocardiography of normal and pathologic mitral valve: a comparison with two-dimensional transesophageal echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1996; 27: 1052-10.
11. Kanoija A, Mittal S, Kalismal R, Omar A, Hsu TL, Ho SJ, Elan-govan D, Sugeng L, Delabays A, Trehan N, Pandian NG: Three-dimensional echocardiography is useful in the detailed assessment of valvular, subvalvular and annular morphology in rheumatic mitral valve disease. Clinical experience in 130 cases. *J Am Coll Cardiol* 1996; 27 (2 Supl. A): 296 A.
12. Legget ME, Bashein G, McDonald JA, Munt BI, Martin RW, Otto CM, Sheehan FH: Three-Dimensional measurement of the mitral annulus by multiplane transesophageal echocardiography: *in vitro* validation and *in vivo* demonstration. *J Am Soc Echocardiogr* 1998; 11: 188-200.

13. Chen Q, Nosir YFM, Vletter WB, Kint PP, Salustri A, Roelandt JRT: Accurate assessment of mitral valve area in patients with mitral stenosis by three-dimensional echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1997; 10: 133-40.
14. Sugeng L, Cao QL, Delabays A, Esakof D, Marx G, Vannan M, Washburn D, Pandian NG: Three-dimensional echocardiographic evaluation of aortic disorders with rotational multiplanar imaging: experimental and clinical studies. *J Am Soc Echocardiogr* 1997; 10: 120-32.
15. Menzel T, Mohr-Kahaly S, Kupfwasser I, Kopp H, Spiecker M, Wagner S, Meinert R, Pagnia F, Meyer J: Quantitative assessment of aortic stenosis by three-dimensional echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1997; 10: 215-23.

Intracardiac blood flow

16. Belohlavek M, Foley D, Gerber T, Greenleaf J, Seward J: Three-dimensional reconstruction of color Doppler jets in the human heart. *J Am Soc Echocardiogr* 1994; 7: 553-60.
17. Delabays A, Sugeng L, Pandian NG, Hsu TL, Ho SJ, Chen CH, Marx G, Schwartz SL, Cao QL: Dynamic three dimensional echocardiographic assessment of intracardiac blood flow jets. *Am J Cardiol* 1995; 1053-8.

Cardiopatía isquémica

18. Pini R, Monnini E, Masotti L y cols.: Echocardiographic three dimensional visualization of the heart. *NATO ASI Series* 1990; 60: 263-74.
19. Sapin PM, Clarke GB, Gopal AS, Smith MD, King DL: Validation of three dimensional echocardiography for quantifying the extent of dyssynergy in canine acute myocardial infarction: comparison with two-dimensional echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1996; 27: 1761-70.
20. Yao J, Cao QL, Masani N, Delabays A, Magni G, Acar P, Laskari C, Pandian NG: Three-dimensional echocardiographic estimation of infarct mass based on quantification of dysfunctional left ventricular mass. *Circulation* 1997; 96: 1660-6.
21. Yao J, De Castro S, Pandian NG: Three dimensional echocardiography in ischemic heart disease. *Am J Cardiol* (in press).

Patologías de la aorta

22. Kasprzak JD, Salustri A, Nosir Y, Taams M El-Said EM, Roelandt J: Three-dimensional echocardiography of the thoracic aorta. *Eur Heart J* 1996; 17: 1584-92.

Ecocardiografía de contraste

José Luis Zamorano, Carlos Almería, Raúl Moreno, José Luis Rodrigo y V. Serra.
Laboratorio de Ecocardiografía. Hospital Clínico San Carlos, Madrid.

INTRODUCCIÓN

En la última década las técnicas de ultrasonidos han experimentado un gran desarrollo en el campo de la medicina. Son muchos los fines que justifican la utilización de esta técnica: es sencilla de realizar, no es invasiva, es reproducible, proporciona gran cantidad de información, no implica exposición a radiaciones ionizantes, es barata y precisa de menos tiempo que otras técnicas de imagen, siendo además en tiempo real.

En los últimos años asistimos al desarrollo de ecopotenciadores en el diagnóstico por ultrasonidos. Estos agentes son contrastes inocuos, inyectados por vía intravenosa que aumentan la intensidad de la señal ecográfica mejorando sensiblemente la relación que se establece entre la señal/ruido. Los campos de aplicación de los ecopotenciadores son muy diversos. Se mejora la señal Doppler así como la detección del borde endocárdico con lo que conseguimos una mejor evaluación de la contractilidad segmentaria. Gracias a ellos están surgiendo otras técnicas no invasivas, como la del estudio de perfusión miocárdica. En este capítulo presentaremos las características fundamentales de los diferentes agentes de contraste y nos centraremos en el emergente campo del estudio de la perfusión miocárdica con ecocardiografía de contraste.

ECOPOTENCIADORES. HISTORIA Y EVOLUCIÓN

Fue en 1968, en la revista «Investigation Radiology», cuando se describe por primera vez la utilidad y las posibilidades de los ecopotenciadores. Los autores, Raymond Gramiak y Pravin Shah¹, inyectaron suero salino en la aorta ascendente durante una ecografía. El suero salino produjo una serie de ecos potentes en el interior de la aorta y en las cámaras cardíacas, que normalmente son anecogénicas. Este fenómeno del aumento de los ecos reflejados, recibió el nombre de «ecocardiografía de contraste». La mayor parte de las investigaciones siguientes se enfocaron en la aplicación de estas burbujas como

medios de contraste ecográfico para analizar las insuficiencias valvulares, las comunicaciones intracardíacas y las dimensiones de las cavidades.

Tuvieron que pasar dos años para que aparecieran las primeras publicaciones sobre aplicaciones de los ecopotenciadores en ecografía. Así, en 1970, Feigenbaun² publica los resultados de inyectar indocianina para potenciar los ecos procedentes del ventrículo izquierdo. En 1974 Keber³ investiga la utilización de contrastes en las regurgitaciones valvulares. Dos años más tarde, en 1976, Nanda⁴ continúa investigando la utilización del contraste para incompetencias valvulares, concretamente de la válvula tricúspide. En ese mismo año Valdés Cruz⁵ emplea la ecografía de contraste en el estudio de las comunicaciones intracardíacas.

Para alcanzar las cavidades izquierdas, y la circulación coronaria, las microburbujas deben atravesar los capilares pulmonares. Así las microburbujas debían ser lo suficientemente pequeñas, menores de 10 micras de diámetro, para atravesar los capilares pulmonares. En 1980, De Maria¹⁴ publica el primer trabajo que plantea la posibilidad de emplear ecopotenciadores para estudiar la existencia de perfusión miocárdica, a su trabajo le siguen un gran número de estudios, tanto con animales como con personas, que confirman que el contraste puede utilizarse como detector de flujo coronario y gracias a él se puede analizar más eficazmente la presencia o ausencia de perfusión. Algunos de estos trabajos son los de Kaul S^{15,16}, Tey C¹⁷, y Villanueva¹⁸, otros grupos como el de Quiñones¹⁹ en Houston estudiaron, mediante el empleo de ecopotenciadores, el área de riesgo del infarto²¹, obteniéndose un área similar a la obtenida mediante estudios de perfusión con medicina nuclear. Otras aplicaciones fueron estudiadas, así Grill²², Sabia²³ y Cherif²⁴ utilizaron por primera vez contraste para analizar las colaterales que irrigan el miocardio isquémico.

Como es obvio la tecnología de los equipos ecográficos está ligada al desarrollo de los ecopotenciadores y viceversa. Así con los avances en el campo de los ecopotenciadores, era preciso un avance análogo en los equipos ecográficos y viceversa. Turcker y Welsbey²⁵ habían propuesto, ya en el año

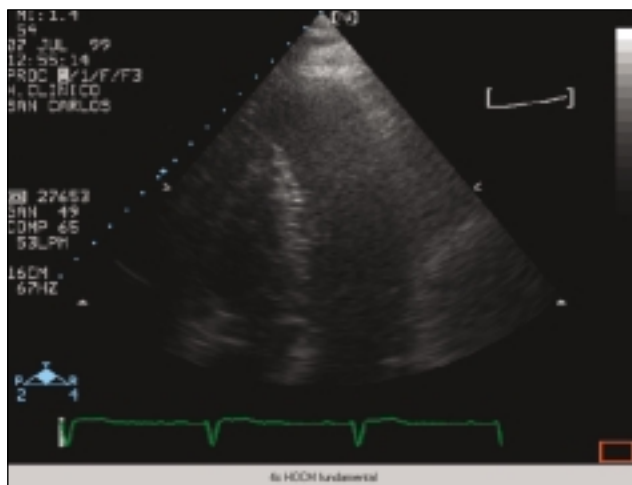


Figura 1.—Imagen de plano apical 4 cámaras en la que se objetiva un paciente con mala ventana ecocardiográfica y difícil evaluación del borde endocárdico.

1968, que la detección con imagen de segundo armónico podría ser un método más sensible que el habitual para la detección de microburbujas (figs. 1 y 2). Posteriormente, en 1995, P. Burns²⁶ observó que las burbujas cuando son insonadas por el ultrasonido producen una respuesta no lineal. Esta respuesta puede ser recogida por el transductor, de ahí el empleo del segundo armónico.

Características generales de los ecopotenciadores

Los ecopotenciadores logran aumentar la señal reflejada de los ultrasonidos incidentes. Para que el contraste sea efectivo ha de cumplir una serie de requisitos. Uno de los principales retos en la investigación de los contrastes ecográficos ha sido asegurar la estabilidad de las microburbujas. Cuando éstas entran en la sangre, su tensión superficial y la tendencia a difusión del gas que contienen hace que tiendan a colapsarse rápidamente, por tanto es necesario intentar que las burbujas permanezcan estables el tiempo suficiente para permitir su aplicación clínica.

Los factores que más influyen en la estabilidad de las burbujas son la tensión superficial y la tendencia a la difusión del gas que contienen. La tensión superficial de la microburbuja genera una gran presión en el interior de la misma y esto, a su vez, favorece la difusión del gas que existe en su interior, colapsando instantáneamente la burbuja^{2,3}. Las diferentes investigaciones sobre el tema han llevado a dos téc-

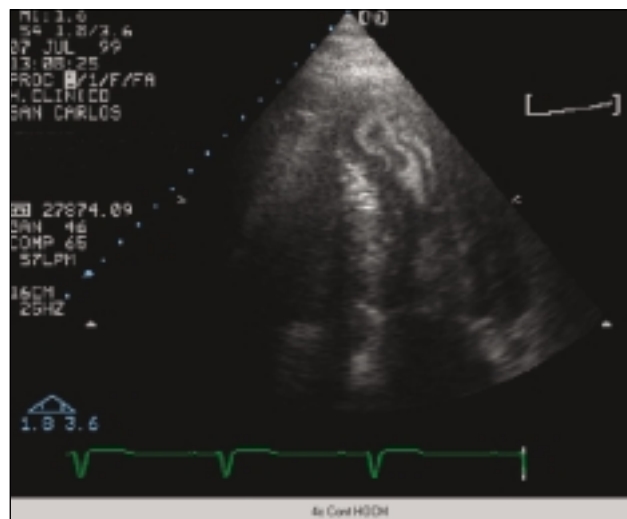


Figura 2.—Mismo paciente en el que se utiliza imagen armónica y contraste. Se puede valorar la existencia de una miocardiopatía hipertrófica con obstrucción mesoventricular.

nicas distintas para la estabilización de las microburbujas: rodear a la microburbuja con una cápsula o utilizar gases de baja disolución.

El primer método empleado para proteger la burbuja fue rodearla de una capa de albúmina. Otro procedimiento que cubría la filosofía de rodear al gas de una cápsula era utilizar soluciones de sacáridos solubles en agua que transportan microburbujas de gas. En algunos casos (Levovist®, (Schering AG)^{8,9}, se añade un surfactante, el ácido palmítico, con el que se hace irreconocible por el sistema retículoendotelial pulmonar, consiguiendo una persistencia en sangre superior. Otros agentes en desarrollo tienen cápsulas de membranas biológicas, como es el caso de SonoVue®, (Bracco Research SA)^{10,11}, que utiliza fosfolípidos, el PESDA cuya cápsula está formada por una asociación de albúmina humana y dextrosa o los aerosomas que tienen por cápsula una doble capa de lípidos.

Para alcanzar las cavidades izquierdas, y la circulación coronaria, las microburbujas deberían ser lo suficientemente pequeñas como para atravesar los capilares pulmonares y además no ser reconocidas por el sistema retículoendotelial. La mayor parte de los laboratorios han conseguido obtener microburbujas de menos de 10 micras, con lo cual la barrera mecánica pulmonar puede ser superada, el mayor problema se presenta al intentar superar el filtro biológico y evitar que los macrófagos intravasculares fagociten el ecopotenciador. Por último las microburbujas deben ser resistentes dado que tras atravesar el filtro pulmonar deberán poder soportar

sin colapsarse las elevadas presiones de las cavidades izquierdas.

Herramientas básicas para el uso de los ecopotenciadores

Potencia de transmisión

Ajusta la potencia acústica de las señales transmitidas. Los equipos tienen unos índices que señalan la cantidad de energía que emiten en cada momento. La calidad de la imagen ecográfica es proporcional a la potencia transmitida luego en general, en ecografía convencional, se tenderá a utilizar la máxima potencia de emisión posible. En cambio cuando se empleen ecopotenciadores se utilizará una menor potencia para intentar preservar las microburbujas durante más tiempo. Así en estos casos se llega a un compromiso entre calidad de imagen y longevidad del ecopotenciador.

Foco o Enfoque

Su función es situar la profundidad acústica de la zona focal, ocupándose básicamente de colimar el haz de ultrasonidos en una determinada zona. Con ello conseguimos concentrar la energía en una determinada región. En la zona focalizada se producirá también una mayor destrucción de burbujas y su efecto se dejará notar en la región que queda por debajo de ellas.

Frame-rate

Número de imágenes por segundo. El tiempo nos aporta un nuevo parámetro de información. Si tenemos un mayor número de imágenes por segundo, un movimiento podrá quedar mucho mejor definido. Con el uso de los ecopotenciadores, tener un mayor número de imágenes por segundo supone, sin variar otro tipo de parámetros, destruir una mayor cantidad de burbujas, en muchas ocasiones suelen fijarse unos límites máximos de frame-rate en algunas aplicaciones para una mayor conservación del efecto del contraste.

Frecuencia de emisión

La frecuencia de emisión también juega un papel importante en el empleo de ecopotenciadores, pues a una frecuencia determinada las burbujas entran en resonancia y la intensidad de la señal no lineal obtenida en el transductor es muy superior a la de

cualquier otra frecuencia. Si excluimos esta frecuencia a la cual la burbuja entra en resonancia, podemos decir que trabajando con frecuencias menores, la señal armónica resultante de la interacción con la microburbuja será de menor frecuencia y por tanto también su atenuación en la propagación hacia la sonda, obteniendo así una señal no lineal más intensa.

SEGUNDO ARMÓNICO

La onda de ultrasonidos emitida por los ecógrafos puede considerarse un tono puro (aunque sí que incluye cierto ruido procedente de la sonda), es la denominada frecuencia fundamental. En las enseñanzas de la física clásica sólo se consideraban medios lineales, la energía de una señal de ultrasonidos al propagarse sufría un proceso lineal. Es decir, no podían aparecer nuevas frecuencias en el espectro de emisión. Pero el cuerpo humano no es un medio lineal, está compuesto de distintas interfases que hacen que la señal en su paso a través de él se vaya distorsionando. Es decir, los efectos no lineales de la interacción del ultrasonido con el medio (tanto en propagación como en reflexión) pueden dar lugar a la aparición de frecuencias que no estaban incluidas en el haz emitido. Luego el ultrasonido emitido no sólo sufre la atenuación debida a la propagación a través de cualquier medio sino que también sufre ciertas deformaciones en el dominio del tiempo que se traducen en la aparición de una serie de armónicos de la señal emitida en el dominio de la frecuencia. Por tanto la representación espectral de la señal propagada a lo largo del tiempo, y de la reflejada y obtenida en el transductor, tendrá componentes armónicos. Como se verá más adelante la importancia de los armónicos de la señal emitida dependerá de muy diversos factores. Algunos factores dependen de las características de emisión de la señal y otros del medio en el que se propagan.

Por supuesto uno de los factores más importantes es la potencia de emisión a mayor potencia mayor será la potencia de los armónicos generados. Otro factor importante es la frecuencia, pues la atenuación sufrida por una señal es proporcional a la frecuencia de ésta luego los armónicos creados a mayor frecuencia sufrirán más atenuación en su propagación por el tejido y en el recorrido tras la reflexión a la sonda. Otro de los factores más importantes es la no linealidad del medio, cuanto menos lineal sea más importante será la aparición de armónicos en la señal.

Cuando la señal de ultrasonido incide contra las microburbujas de contraste, éstas pueden vibrar (y por tanto retransmitir) a dos veces o múltiplos mayores de la frecuencia de insonificación^{1,2,3}. Como

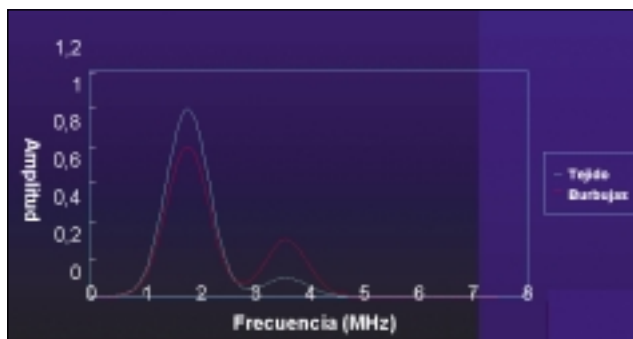


Figura 3.—Gráficamente se representa la diferencia en amplitud y frecuencia de la onda fundamental y armónica generada en el tejido y las microburbujas tras la emisión del ultrasonido.

la reflexión del tejido genera muy poca señal armónica, si seleccionamos en recepción la señal existente a la frecuencia del segundo armónico, ésta señal será procedente del agente de contraste no del tejido (fig. 3).

Uno de los principales objetivos diagnósticos del uso de agentes de contraste en ultrasonido es detectar el flujo sanguíneo un nivel tan pequeño que de otra forma sería imposible. Los ecos sanguíneos asociados a ese flujo (por ejemplo, arteriolar) están entremezclados con los provenientes de las estructuras sólidas de los parénquimas adyacentes, que son casi siempre más fuertes que incluso el eco de la sangre después del realce contraste. Por ello, para que pueda observarse el flujo, el agente debe reforzar el eco sanguíneo a un nivel sustancialmente mayor que el del entorno, o debe poder utilizarse junto a un medio de supresión del eco de las estructuras que no contengan contraste.

OTRAS TÉCNICAS PARA OBTENER «LA SEÑAL NO LINEAL»

El segundo armónico surgió con el objetivo de poder obtener la señal no lineal y eliminar el resto. Esta cualidad es especialmente importante en los estudios con agentes ecopotenciadores. Como ya se ha comentado por las propiedades físicas de las microburbujas, éstas se comportan como un medio no lineal, es decir, cuando un haz de ultrasonidos incide sobre ella aparecen un gran número de armónicos de la frecuencia fundamental. Los armónicos procedentes de las burbujas eran los que se debían procesar pues eran los que proporcionaban información del flujo sanguíneo.

Actualmente se han diseñado otros métodos para intentar obtener el componente no lineal de la señal que vuelve hacia la sonda tras la inyección de mi-

croburbujas. De estas nuevas técnicas, la primera en implementarse en el mercado es el «Pulso invertido» de ATL y posteriormente Agilent Technologist sacó a la luz otra técnica muy similar, el «power modulation».

El pulso invertido consiste en mandar una señal de ultrasonidos de una determinada frecuencia y a continuación mandar otra señal idéntica pero con una diferencia de fase de 180°. Las señales recibidas se restan para eliminar la componente lineal y dejar sólo la información no lineal procedente de la señal. El tejido a baja potencia de emisión se comporta como un medio lineal, no así cuando la potencia de emisión es alta, y en cambio la burbuja siempre es un medio no lineal.

Por tanto con esta técnica se pueden realizar dos estudios:

1. Con agentes de contraste, emitiendo a baja potencia, para obtener sólo señal procedente del ecopotenciador.
2. A alta potencia sin ecopotenciador para obtener la información no lineal procedente del tejido, ésta suele provenir de las interfases entre distintos medios: bordes endocárdicos, límites de órganos...

Una de las principales limitaciones de esta técnica es que reduce a la mitad el número de imágenes creadas (frame-rate) ya que ha de esperar a que lleguen los dos pulsos para poder crear la información de una imagen.

El «Power Modulation» es una avanzada técnica «multipulso» de última generación que consigue eliminar la componente fundamental de la señal y quedarse con la señal armónica. Su fundamento consiste en enviar 2 pulsos idénticos salvo en la amplitud de la señal. Tras enviar el primer pulso, memoriza la señal devuelta e inmediatamente envía el segundo pulso (del doble de amplitud) memorizando nuevamente la señal devuelta. Ahora, multiplica por 2 la señal memorizada correspondiente al pulso de menor amplitud, y entonces resta las 2 señales. Viendo el gráfico apreciamos que si la señal devuelta es completamente lineal (si no hubiese componente armónica) entonces el resultado de la operación matemática es cero. Es decir, que se ha eliminado la señal fundamental (lineal). Sin embargo, si en la señal devuelta hay componente no-lineal (como ocurre con las burbujas), entonces el resultado de la operación matemática es precisamente la señal armónica (fig. 4). La principal ventaja práctica de esta técnica va más allá de la técnica en sí. El número de imágenes por segundo que el equipo crea no se ve reducido a la mitad por que se lleva a cabo un procesamiento en paralelo.

Por último y desarrollado por la casa Acuson se ha presentado la técnica de cancelación para el



Figura 4.—Comportamiento con «Power modulation» del tejido y las burbujas tras la emisión de un haz de ultrasonido con bajo índice mecánico.

análisis de la perfusión miocárdica. Si bien no son técnicas idénticas, se parece al «Power modulation» en que se basa en enviar dos señales que se cancelan en el caso del tejido y que desarrollan una respuesta no lineal en la burbuja. Su visualización es en escala de grises.

PERFUSIÓN MIOCÁRDICA CON CONTRASTE.

Técnicas disponibles

A continuación describiremos los procedimientos que actualmente se realizan en los estudios de perfusión miocárdica mediante la utilización de agentes de contraste.

Técnicas de disparo retardado o múltiple frame triggering

Se trata de una técnica «destructiva», pues utilizamos la potencia al máximo y por ello las burbujas se destruyen durante la creación de cada imagen. (En la cavidad hay muchísimas y por ello las burbujas destruidas se reponen casi inmediatamente, pero en el miocardio hay relativamente pocas, y tras la destrucción se necesita del orden de 4-5 latidos sin emitir ultrasonidos para reponerlas.) Además, al destruirse las burbujas emiten una señal más intensa, facilitando su detección.

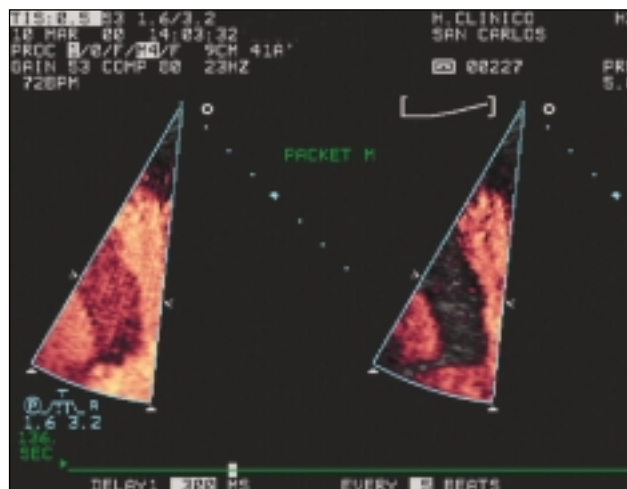


Figura 5.—Imagen del septo en plano de 4 cámaras. En la imagen de la izquierda se visualiza el septo relleno de burbujas (naranja) que a la derecha ya no están al haberse destruido por el ultrasonido a potencia alta. Se trataría de una perfusión normal.

Una vez introducido el contraste por vía intravenosa, el equipo crea 2 imágenes consecutivas (entre las imágenes hay 40 ms) cada 4 ó 5 latidos. Al crear las imágenes, se presentan en pantalla, colocando la primera a la izquierda y la segunda a la derecha. En la primera imagen (izq.) el equipo representa en color dónde detecta presencia de burbujas (cavidad, perfusión miocárdica, etc.) y por tanto podemos evaluar el estado de la perfusión miocárdica. En la segunda imagen todo es casi igual (solo han pasado 40 ms) excepto que ahora hay muy pocas burbujas en el miocardio debido a que la gran mayoría se han destruido durante la creación de la primera imagen (recordemos que usamos potencia al máximo y por eso se destruyen las burbujas). Por tanto la segunda imagen sirve como un «control» que nos permite asegurar que las burbujas (perfusión) que veíamos en la imagen primera se han destruido (fig. 5).

Tras la creación y presentación en pantalla de las 2 imágenes, el equipo espera 4 ó 5 latidos para dar tiempo a que se rellene de burbujas el miocardio y repite la creación de otras 2 imágenes, siguiendo de esta misma forma hasta que el usuario detenga el estudio.

Imagen ultra-armónica

- Con esta técnica el procedimiento es prácticamente idéntico al anterior. Se trata también de una técnica destructiva (potencia al máximo), se crean 2 imágenes cada 4-5 latidos, etc.

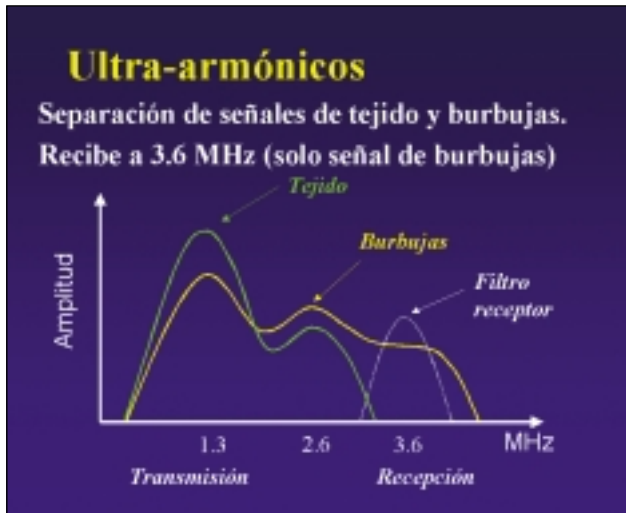


Figura 6.—Descripción del modo ultra-armónico. Se trata de visualizar una imagen formada tras la emisión del ultrasonido a 1,3 Mhz y recepción a 3,6 Mhz donde la señal es más pura procedente de las burbujas.

- La diferencia radica en el modo de imagen: ahora el equipo simplemente emite a 1,3 MHz y recibe a 3,6 MHz. Pero, como se aprecia en la figura 6, a 3,6 MHz prácticamente solo las burbujas destruidas devuelven señal, mientras el tejido casi no devuelve señal a esta frecuencia y resulta por tanto «invisible» en esta técnica. Gracias a ello podemos decir que solo vemos burbujas en la pantalla, simplificando la evaluación de la perfusión, y también su cuantificación posterior.

Perfusión en tiempo real con «Power Modulation»

Para la «Perfusión en Tiempo Real» la técnica es completamente distinta a las 2 anteriores, ya que utilizamos «Power Modulation» y muy baja potencia. Las burbujas de contraste se destruyen bajo la acción de los ultrasonidos, y dicha destrucción tiene una enorme dependencia con la potencia. Por eso a altas potencias tenemos que usar la imagen intermitente (esperando 4-5 latidos entre imágenes) para que las burbujas destruidas sean remplazadas por nuevas burbujas. Es decir, que no podemos ver perfusión miocárdica en tiempo real a no ser que trabajemos con potencias muy bajas (del orden de 0,1-0,2 MI, mientras que en las técnicas descritas previamente usamos aprox. 1,6 de MI).

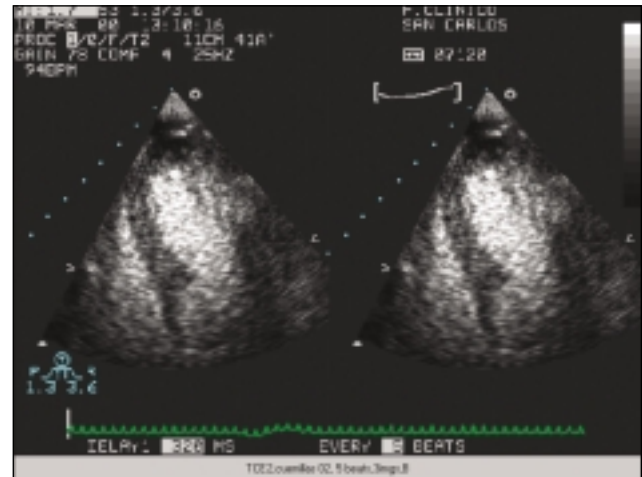


Figura 7.—Imagen de ultra-armónicos en el plano apical 4 cámaras.

- Gracias a la gran sensibilidad del «Power Modulation» a baja potencia, podemos detectar el contraste incluso emitiendo ultrasonidos continuamente («tiempo real» en lugar de «imágenes intermitentes»), y ahora las burbujas apenas se destruyen debido a la baja potencia utilizada (0,1-0,2 MI).
- La metodología consiste en introducir una alta concentración de contraste y ajustar el sistema para ver una señal adecuada de contraste en el miocardio. Una vez satisfechos con la cali-

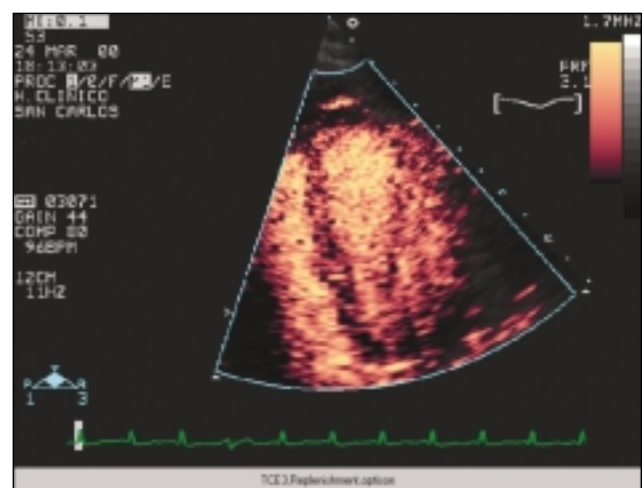


Figura 8.—Plano apical 4 cámaras donde se puede ver como las microburbujas rellenan el miocardio en la técnica de perfusión en tiempo real y «Power Modulation».

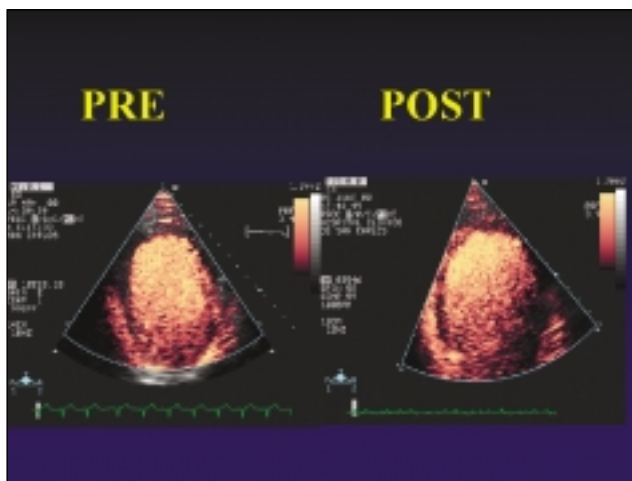


Figura 9.—Imagen de un paciente con enfermedad de tres vasos y patrón de perfusión antes y después de realizar una angioplastia a la descendente anterior. Puede objetivarse una mejora de la perfusión en el septo.

dad de la señal, el equipo incorpora un sistema de control que consiste en enviar un número determinado (por ejemplo 5) de «impulsos» de alta potencia (1,6-1,7 MHz) que destruyen las burbujas dentro del miocardio y permite asegurar que no era artefacto. Asimismo, tras la destrucción de las burbujas podemos ver en tiempo real como llegan poco a poco nuevas burbujas al miocardio para reemplazar a aquellas destruidas.

- Gracias a esta técnica se facilita mucho la realización del estudio, pues resulta muy sencillo mantener en todo momento el mismo plano y una posición óptima. También permite al mismo tiempo evaluar la perfusión miocárdica y la contractibilidad, así como la reperfundación que ocurre tras la destrucción de las burbujas acumuladas en el miocardio.

CONCLUSIÓN

Asistimos hoy en día a un avance importante en la técnica de la ecocardiografía de contraste. Son numerosos los métodos que se están desarrollando para poder visualizar las microburbujas dentro del miocardio. Sin embargo, no está claro todavía cuál de estas, si es que alguna, será la que nos permita analizar de forma precisa y reproducible la perfusión coronaria que hoy, por el momento y de forma clínica no es posible realizar de forma rutinaria. Sin embargo, los numerosos avances y desarrollo de nuevas burbujas hacen un futuro prometedor de esta técnica.

BIBLIOGRAFÍA

1. Gramiak R, Shah PM: Echocardiography of the aortic root. *Invest Radiol* 1968; 3: 356-66.
2. Feigenbaum H, Stone J, Lee D, Nasser W, Chang S: Identification of ultrasound echoes from the left ventricle by use of intracardiac injections of indocyanine green. *Circulation* 1970; 41: 615.
3. Keber R, Kioschos J, Lauer R: Use of an ultrasonic contrast method in diagnosis of valvular regurgitation and intracardiac shunt. *Am J Cardiol* 1974; 34: 722.
4. Nanda NC, Sha PM, Gramiak R: Echocardiographic evaluation of tricuspid valve incompetence by contrast injections. *Clin Res* 1976; 24: 233a.
5. Valdés-Cruz L, Pieroni D, Roland J, Varghese P: Echocardiographic detection of intracardiac right-to-left shunts following peripheral vein injections. *Circulation* 1976; 54: 558.
6. Krembau EP, Gramiak R, Cartensen EL: Ultrasonic detection of cavitation at catheter tips. *Am J Roentgenol* 1979; 110: 177.
7. Bommer WJ, Shah PM, Allen H y cols.: The safety of contrast echocardiography. Report of the Committee on Contrast Echocardiography for the American Society of Echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1984; 3: 6.
8. Kort A, Krougon Y, Microbubble formation: *In vitro* and *in vivo* observations. *J Clin Ultrasound* 1982; 10: 117.
9. Lee F, Ginzton L: A central system complication of contrast echocardiography. *J Clin Ultrasound* 1983; 11: 292.
10. Carroll BA, Turner Rj, Tickner EG, Boyle DB, Young SW: Gelatin-encapsulated nitrogen microbubbles as ultrasonic contrast agents. *Invest Radiol* 1980; 15: 260-6.
11. Feinstein SB, Ten Cate Fj, Zwehl W y cols.: Two-dimensional contrast echocardiography. Y. *In vitro* development and quantitative analysis of echo contrast agents. *J Am Coll Cardiol* 1984; 3: 14.
12. Goldberg BB, Liu JB, Burns PN, Merton DA, Forsberg F: Galactoside-based intravenous sonographic contrast agent: experimental studies. *J Ultrasound Med.* 1993; 12: 463-70.
13. Fobbe F, Ohnesorge O, Reichel M, Ernst O, Schuermann R, Wolf K: Transpulmonary contrast agent and color-coded duplex sonography: first clinical experience. *Radiology* 1992; 185: p. 142.
14. De Maria AN, Bommer WJ, Riggs K y cols.: Echocardiographic visualization of myocardial perfusion by left heart and intracoronary injections of echo contrast agents (abstr). *Circulation* 1980; 62 (Supl. 2): 143.
15. Kaul S, Pandian NG, Gillam LD, Newell JB, Okada RD, Weyma AE: Contrast echocardiography in acute myocardial ischemia: III. An *in vivo* comparison of the «area at risk» for necrosis. *J Am Coll Cardiol* 1986; 7: 383.
16. Kaul S, Glasheen W, Ruddy TD, Pandian NG, Weyman AE, Okada RD: The importance of defining left ventricular area at risk *in vivo* during acute myocardial infarction: an experimental evaluation with myocardial contrast two-dimensional echocardiography. *Circulation* 1987; 75: 1249.
17. Tei C, Sakamari T, Shah PM y cols.: Myocardial contrast echocardiography: a reproductive technique of myocardial opacification for identifying regional perfusion defects. *Circulation* 1983; 67: 585.
18. Villanueva FS, Glasheen WP, Sklenar J, Jayaweera AR, Kaul S: Successful and reproducible myocardial opacification during two-dimensional echocardiography from right heart injection of contrast. *Circulation* 1992; 85: 1557.
19. Desir RM, Cheirif J, Bolli R, Zoghbi WA, Hoyt BD, Quiñones

- MA: Assessment of regional myocardial perfusion with myocardial contrast echocardiography in a canine model of varying degrees of coronary stenosis. *Am Hear J* 1994; 127: 56.
20. Jayaweera AR, Matthew TL, Sklenar J, Spotnitz WD, Watson DD, Kaul S: Method for the quantitation of myocardial perfusion during myocardial contrast two dimensional echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1990; 3: 1.
 21. Villanueva FS, Glasheen WP, Sklenar J, Kaul S: Assessment of risk area during coronary occlusion and infarct size after reperfusion with myocardial contrast echocardiography using left and right atrial injections of contrast. *Circulation* 1993; 88: 596.
 22. Grill HP, Brinker JA, Taube JC y cols.: Contrast echocardiography mapping of Collateralized myocardium in humans before and after coronary angioplasty. *J Am Coll Cardiol* 1990; 16: 1594.
 23. Sabia PJ, Poers ER, Jayaweera AR, Ragosta M, Kaul S: Functional significance of collateral blood flow in patients with recent acute myocardial infarction. A study using myocardial contrast echocardiography. *Circulation* 1992; 85: 2080.
 24. Cheirif J, Narkiewicz-Jodko JB, Hawkins HK, Bravenec JS, Quiñones MA, Mickelson JK: Myocardial contractile dysfunction in a canine model of coronary thrombosis and reperfusion. *J Am Coll Cardiol* 1995; 26: 537.
 25. Tucker y Welsbey VG: Ultrasonic monitoring of decompression. *Lancet* 1968; 1: 1253.
 26. Burns PN, Powers JE, Hope Simpson D y cols.: Harmonic power mode Doppler using microbubble contrast agents: an improved method for small vessel flow imaging. *Proc IEEE UFFC* 1995: 1547.
 27. Porte T, Xie F: Transient myocardial contrast following initial exposure to diagnostic ultrasound pressures with minute doses of intravenously injected microbubbles: demonstration and potential mechanism. In: Nanda N, Schief R, Goldberg B, editors. *Advances in Echo Imaging Using Contrast Enhancement*. 2nd edn. Dordrecht: Kluwer Academic Publisher, 1997.
 28. Meerbaum S: Microbubble fluid dynamics of echocontrast. In *advances in echo imaging using contrast enhancement*. Second edition. Editors: Nanda N, Schief R, Goldberg BB. Kluwer academics publisher: 1993. 11.
 29. Meltzer Rs, Sartorius OEH, Lancee G y cols.: Transmission of echocardiographic contrast through the lungs. *Ultrasound Med Biol* 1981; 7: 377.
 30. Keller MW, Feinstein SB, Briller RA, Powsner SM: Automated production and analysis of echo contrast agents. *J Ultrasound Med* 1986; 5: 493.
 31. Bleeker HJ, Shung KK, Barnhart JI: Ultrasonics characterization of Albunex, a new contrast agent. *J Accoust Soc Am* 1990; 87: 1792.
 32. Dittrich HC, Bales GL, Huvelas T y cols.: Myocardial contrast echocardiography in experimental coronary artery occlusion with a new intravenously administered contrast agent. *J Am Soc Echocardiogr* 1995; 8: 465.
 33. Fritzsche M, Maass B, Müller B y cols.: Composition and tolerance of galactose-based echo contrast media. *New Dimensions of Contrast Media*. Ifitoshi, Katayama, Brash RC, ed. Tokyo: *Excerpta Medica*, 1991: 156.
 34. Von Bibra H, Becher H, Frischke C y cols.: Enhancement of mitral regurgitation and normal left atrial color Doppler signals with peripheral venous injection of saccharide-based contrast agent. *J Am Coll Cardiol* 1993; 2: 521.
 35. Brillet A, Puginier J, Ventrone R, Schneider M: Assessment of myocardial perfusion by intermittent harmonic power Doppler using SonoVue, a new ultrasound contrast agent. *Invest Radiol* 1998; 33 (4): 209.
 36. Fischer G, Sackmann M: Stellenwert der endoskopischen Farbdopplersonographie zur Diagnostik von Magenvarizen und zur Erfolgskontrolle einer therapeutischen Cyanoacrylateilverklebung. [Value of endoscopic color Doppler ultrasound in the diagnosis of gastric varices and follow-up of the therapeutic cyanoacrylate obliteration.] *Z Gastroenterol* 1995; 33: 727.
 37. Morán CM, Anderson T, Sboros V y cols.: Quantification of the enhanced backscatter phenomenon from an intravenous and an intraarterial contrast agent. *Ultrasound Med Biol* 1998; 24: 871.
 38. Leischik R, Kuhlmann C, Bruch C y cols.: Reproducibility of stress echocardiography using intravenous injection of ultrasound contrast agent (BRY963). *Int J Card Imaging* 1997; 13: 387.
 39. Porter TR, Xie F, Klizer K: Intravenous perfluoropropane-exposed sonicated dextrose albumin produces myocardial contrast which correlates with coronary blood flow. *J Am Soc Echocardiogr* 1995; 8: 710.
 40. Porter TR, Xie F, Kricsfeld A, Deligonul U, Kilzer K: Myocardial perfusion abnormalities during low-dose dobutamine after coronary reperfusion can be demonstrated with intravenous perfluorocarbon-exposed sonicated dextrose albumin ultrasound contrast. *Am Heart J* 1996; 131: 1079.
 41. Seidel G, Beller KD, Aaslid R y cols.: The influence of different gases on acoustic properties of a spherosome-based ultrasound contrast agent (BY963). A transcranial Doppler sonography study. *J Neuromaging* 1998; 8: 83.
 42. Correias JM, Quay SD: EchoGen emulsion: a new ultrasound contrast agent based on phase shift colloids. *Clin Radiol* 1996; 51 (Supl. 1): 11.
 43. Albrecht T, Cosgrove DO, Correias JM y cols.: Renal, hepatic and cardiac enhancement on Doppler and gray-scale sonograms obtained with Echogen. *Acad Radiol* 1996; 3 (Supl. 2): S: 198.
 44. Burns PN: Interpreting and analyzing the Doppler examination. In: Taylor KJW, Burns PN, Wells PNT, eds. *New York: Raven Press*; 1995: 55-99.
 45. Ries F, Honisch C, Lambert M, Hillekamp J, Schief R: A transpulmonary contrast medium enhances the transcranial Doppler signal in humans. *Stroke* 1993; 24: 1903-9.
 46. Rosenkrantz K, Zendel W, Langer RD, Félix R, Schuermann R, Schief R: Transcranial color-coded duplex sonography with an intravenous US contrast agent. *Radiology* 1992; 185(P): 143.
 47. Bauer A, Becker G, Krone A, Frohlich T, Bogdahn U: Transcranial duplex sonography using ultrasound contrast enhancers. *Clin Radiol* 1996; 51: 19-23.
 48. Von Bibra H, Sutherland G, Becher H, Neudert J, Nihoyannopoulos P: Clinical evaluation of left heart Doppler contrast agent. The Levovist Cardiac Working Group. *J Am Coll Cardiol* 1995; 25: 500-8.
 49. Fobbe F, Siegert J, Fritzsche T, Koch HC, Wolf KJ: Color-coded duplex sonography and ultrasound contrast media detection of renal perfusion defects in experimental animals. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 1991; 154: 242-5.
 50. Kedar RP, Cosgrove D, McCready VR, Bamber JC, Carter ER: Microbubble contrast agent for color Doppler US: effect on breast masses: work in progress. *Radiology* 1996; 198: 679-86.
 51. Cosgrove D: Ultrasound contrast enhancement of tumours. *Clin Radiol* 1996; 51: 44-9.
 52. Balen FG, Allen CM, Lees WR: Ultrasound contrast agents.

- Clin Radiol* 1994; 49: 77-82.
53. Campani R, Bozzini A, Calliada F, Bottinelli O, Anguissola R, Conti MP, Corsi G: Impiego di un mezzo di contrasto per ecografia SH U 508A (Levovist) Schering nello studio delle metastasi epatiche con color-Doppler. *Radiol Med* 1994; 87: 32-40.
54. Maresca G, Barbaro B, Summaria V, De Gaetano AM, Salcuni M, Mirk P, Marano P: Color Doppler ultrasonography in the differential diagnosis of focal hepatic lesions: the SH U 508 A (Levovist) experience. *Radiologia Medica* 1994; 87: 41-9.
55. Fujimoto M, Moriyasu F, Nishikawa K, Nada T, Okuma M: Color Doppler sonography of hepatic tumors with a galactose-based contrast agent: correlation with angiographic findings. *Am J Roentgenol* 1994; 163: 1099-104.
56. Burns PN, Powers JE, Hope-Simpson D, Brezina A, Kolin A, Chin CT, Uhlendorf V, Fritzsche T: Harmonic power mode Doppler using microbubble contrast agents: an improved method for small vessel flow imaging. *Proc IEEE UFFC* 1994; 1547-

Nuevas tecnologías en la valoración de la función sistólica del ventrículo izquierdo: armónico de tejidos, detección automática de bordes y colorquinesis

R. Moreno, A. Aubele, L. Álvarez, A. Villate, E. de Marco y J. Zamorano
Laboratorio de Ecocardiografía. Instituto Cardiovascular. Hospital Clínico San Carlos, Madrid.

INTRODUCCIÓN

La valoración de la función sistólica del ventrículo izquierdo debe formar parte de la evaluación de todo paciente cardíopata, siendo por tanto una de las indicaciones más importantes de la ecocardiografía. La ecocardiografía bidimensional constituye la técnica habitual en la valoración de la función sistólica del ventrículo izquierdo.

La importancia de obtener una buena valoración de la contractilidad segmentaria se hace aún más evidente con la creciente importancia de la ecocardiografía de estrés en el estudio no invasivo de la cardiopatía isquémica. Junto con la experiencia del ecocardiografista¹, la calidad del estudio es un factor determinante en la variabilidad interobservador en la ecocardiografía de estrés².

El fundamento para evaluar la función ventricular izquierda es la visualización de la interfase entre el miocardio y la sangre, que se manifiesta como un cambio brusco en la intensidad de gris de la imagen debido al cambio en la amplitud del ultrasonido reflejado por el miocardio y por la sangre: mientras el miocardio se manifiesta más ecodenso, la sangre permite una muy buena propagación de los ultrasonidos, y por ello aparece en negro.

No obstante, los ecos pueden producir ruido, y pueden así impedir que esta interfase entre la sangre y el miocardio aparezca nítidamente, constituyendo por tanto un obstáculo para la evaluación de la contractilidad segmentaria³. Aproximadamente, el 10-15% de los segmentos miocárdicos no se visualizan correctamente con la imagen bidimensional fundamental. Esto es así sobre todo por dos motivos: 1) Las limitaciones de campos tangenciales al haz de ultrasonidos, que son importantes sobre todo en la cara anterior y lateral. Esto es especialmente importante en la cara lateral, aunque puede verse solucionado por algunos equipos más modernos, en los que es posible modificar la ganancia lateral. 2)

La escasa resolución en los campos más cercanos al transductor, siendo especialmente importante este problema en el ápex.

Por otra parte, la valoración de la función sistólica del ventrículo izquierdo se asocia a un componente importante de subjetividad, hecho que limita la reproductibilidad interobservador de la interpretación del estudio ecocardiográfico. En este sentido, la diferenciación de segmentos normoquinéticos e hipokinéticos puede ser frecuentemente difícil.

Dado que la correcta evaluación de la contractilidad segmentaria es el fundamento para la correcta evaluación de la función ventricular izquierda, uno de los aspectos en el que más se centra el interés actual de la ecocardiografía es en el desarrollo de herramientas que permitan: 1) Mejorar la definición de los bordes endocárdicos; 2) Eliminar o al menos reducir de forma importante el componente de subjetividad en la valoración de la contractilidad segmentaria y global. En este capítulo, se analizarán sólo algunas de estas técnicas: el segundo armónico tisular, la detección automática de bordes y la colorquinesis. Otras técnicas, como el Doppler de tejidos, los agentes ecopotenciadores y la ecocardiografía tridimensional, serán objeto de otros capítulos de esta monografía.

ARMÓNICO DE TEJIDOS

Las técnicas de imagen armónica se desarrollaron en un principio para complementar la utilización de agentes ecopotenciadores. Cuando el haz de ultrasonidos contacta con las burbujas, éstas resuenan, y al resonar emiten a una frecuencia armónica, que es el doble de la frecuencia recibida, y esta señal puede ser captada específicamente por el segundo armónico⁴⁻⁸. No obstante, posteriormente se observó que estas técnicas de segundo armónico también mejoran la calidad de la imagen sin la necesidad de

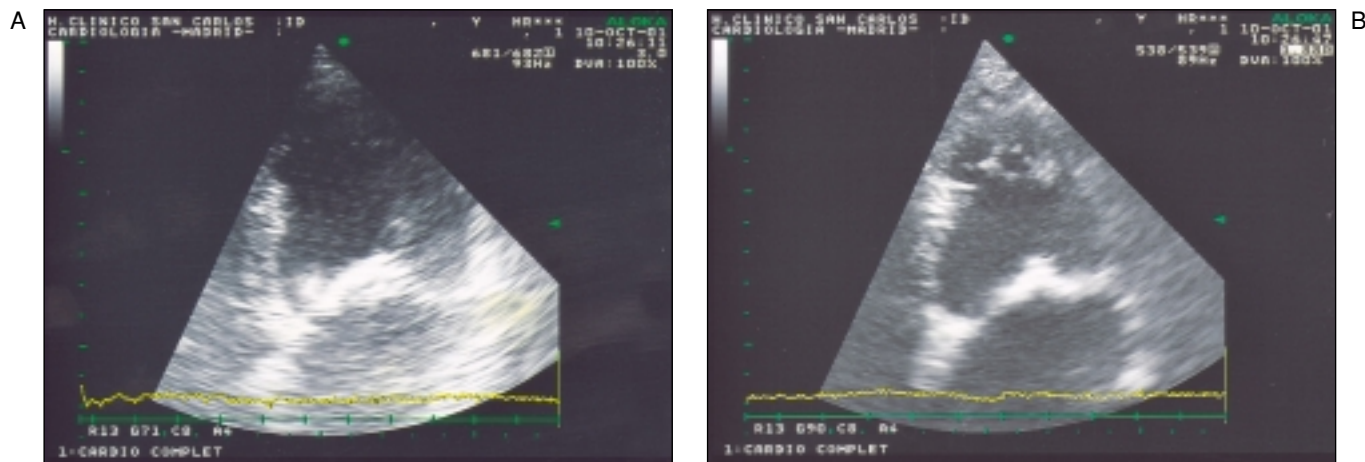


Figura 1.—Imagen de ecocardiograma transtorácico en modo fundamental (A) y con segundo armónico tisular (B).

la administración de contraste. Esto se debe a que la energía del ultrasonido va comprimiendo y expandiendo el tejido a través del cual se propaga. El tejido, por tanto, también genera frecuencias armónicas a medida que se propagan los ultrasonidos a través de él, y la detección de esas frecuencias armónicas puede mejorar la calidad de la imagen (fig. 1). Los artefactos y el ruido, por el contrario, no generan frecuencias armónicas, y por ello, la importancia de éstos se reduce de forma importante con la utilización del «armónico de tejidos» o «segundo armónico tisular»⁹. Tanto el segundo armónico tisular como el contraste con segundo armónico son capaces de mejorar la valoración de la contractilidad segmentaria^{10,11}.

A diferencia del armónico de contraste, el armónico de tejidos utiliza ganancias e índices mecánicos altos, pues al incrementar la ganancia se incrementa la señal procedente del tejido, pero no de los artefactos ni del ruido, que no producen frecuencias armónicas. Para recibir de forma específica la señal armónica producida por el tejido, el transductor debe emitir a unas frecuencias relativamente bajas y en un rango estrecho, con objeto de evitar emitir ultrasonidos a frecuencias similares a la armónica, para que así la señal recibida proceda sólo del tejido. Por otra parte, el transductor debe ser capaz de recibir señales de baja intensidad acústica. Con el armónico de contraste, por el contrario, se utilizan ganancias bajas para diferenciar el tejido y las burbujas presentes en el territorio sanguíneo.

Dado que la generación de armónicos es directamente proporcional a la distancia del tejido al haz de ultrasonidos, el armónico de tejidos permite eliminar gran parte de los artefactos procedentes de la pared torácica y zonas cercanas a ésta. Por otra parte, dado que la relación entre la frecuencia del segun-

do armónico y la frecuencia emitida no es lineal, la utilización del segundo armónico mitiga parcialmente el efecto de la dispersión lateral de la frecuencia fundamental. Por todos estos motivos, el segundo armónico tisular mejora la visualización de los bordes endocárdicos, especialmente en aquellos territorios cuya visualización es frecuentemente subóptima, como el ápex y la cara lateral⁹. Excepto en los pacientes con excelente ventana acústica, el armónico tisular mejora la calidad de la imagen. Las ventajas del armónico de tejidos son especialmente evidentes en el contexto de la ecocardiografía de estrés, donde la correcta visualización de los bordes endocárdicos es un aspecto fundamental¹².

De todas las técnicas ecocardiográficas encaminadas a facilitar la valoración de la función sistólica del ventrículo izquierdo, es el armónico de tejidos la que ha sido más rápidamente incorporada a los equipos ecocardiográficos y aplicada de forma rutinaria por los ecocardiografistas. Ello se debe, en primer lugar, a que es fácilmente interpretable, ofreciendo simplemente una mejoría de la definición de los bordes endocárdicos. En segundo lugar, su utilización es sencilla, pues, sin la administración previa de contraste, y sólo con la selección manual de la herramienta en el equipo, mejora la calidad de la imagen.

DETECCIÓN AUTOMÁTICA DE BORDES (DAB)

Con objeto de mejorar la definición de los bordes endocárdicos, se han desarrollado sistemas que, basándose en las diferentes propiedades acústicas cuantitativas de la sangre y el miocardio, son capaces de detectar de forma automática la interfase en-

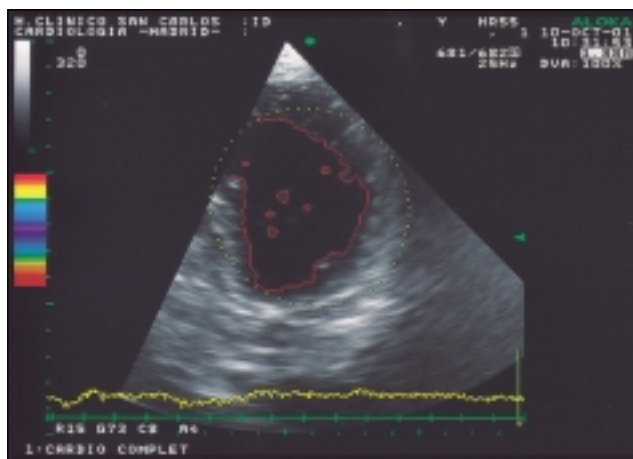


Figura 2.—Imagen ecocardiográfica con detección automática de bordes endocárdicos. La línea automáticamente traza el borde endocárdico del ventrículo izquierdo.

tre el miocardio y la sangre. Estos sistemas de DAB analizan la señal de la retrodispersión integrada de la interfase entre el músculo miocárdico y las células sanguíneas. La principal ventaja teórica de la DAB es la capacidad de detectar y trazar de forma automática la interfase miocardio-sangre sin la necesidad de realizar un trazado manual (fig. 2). Así, se muestran las áreas de la cavidad ventricular a lo largo del ciclo cardíaco, y por tanto la función sistólica global del ventrículo izquierdo¹³⁻¹⁷. La DAB, sin embargo, no es útil en la medición automática del grosor del ventrículo izquierdo, pues los bordes epicárdicos no se detectan de forma adecuada¹⁸.

Inicialmente, los sistemas de DAB requerían un procesamiento posterior, no simultáneo con la exploración del paciente, haciéndolos por tanto poco aplicables en la práctica clínica. Sin embargo, más recientemente, se han desarrollado otros sistemas de DAB que sí permiten un análisis *on-line*, de forma simultánea a la realización del estudio ecocardiográfico.

Más recientemente, se han desarrollado sistemas, como el A-SMA (*automated segmental motion analysis*) que tras la detección automática del borde endocárdico ofrecen la posibilidad de representar en tiempo real la fracción de reducción del área ventricular izquierda a lo largo del ciclo cardíaco, y por tanto de obtener el porcentaje de acortamiento del área ventricular en telesístole o en cualquier momento del ciclo cardíaco, así como el tiempo que tarda en obtenerse la mayor reducción del área ventricular. Por último, existe la posibilidad de realizar una segmentación del área ventricular en 2-6 segmentos, obteniendo los datos anteriormente citados en cada uno de los diferentes segmentos ventriculares

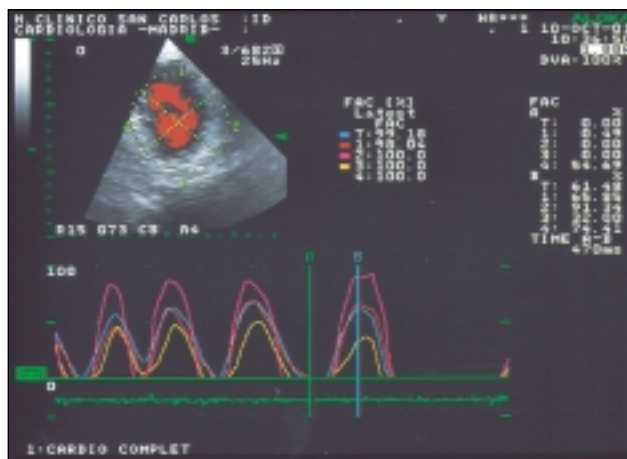


Figura 3.—En el cuadrante superior izquierdo, aparece la detección automática de los bordes endocárdicos con el trazado automático del área de la cavidad ventricular izquierda. Asimismo, se observa la división de dicha área en un número determinado de segmentos (en este caso, seis). En la parte inferior de la figura, aparecen representados y codificados en color para cada segmento la modificación porcentual del área fraccional. Finalmente, en la parte derecha de la figura, aparecen de forma cuantitativa el porcentaje de reducción del área de cada uno de los segmentos (1-6) y para toda la cavidad ventricular izquierda (T) en cada momento.

(fig. 3). En este último caso, un problema de los programas de segmentación del ventrículo izquierdo asociada a la DAB es el cálculo del centroide.

Teóricamente, la DAB puede tener dos ventajas importantes: 1) Eliminar el componente individual asociado a la visualización subjetiva del borde endocárdico y su trazado manual, y por tanto aportar datos cuantitativos y objetivos de la función sistólica del ventrículo izquierdo y 2) Hacer más rápida y cómoda la evaluación de la fracción de eyección.

Estas técnicas crearon en un principio una gran expectativa. Son múltiples los estudios que mostraron una buena correlación entre las medidas automáticas de las áreas ventriculares telediastólica y telesistólica por DAB y los valores obtenidos a partir del trazado manual por ecocardiografistas expertos, y la correlación se ha mostrado también elevada entre el acortamiento fraccional del área por DAB y la fracción de eyección calculada por trazado manual^{13, 19-22}. También se ha encontrado una buena correlación entre la fracción de acortamiento del área ventricular por DAB y la fracción de eyección ventricular izquierda por ventriculografía de contraste¹⁶. Algunos estudios han encontrado una mejor correlación con las medidas tomadas manualmente en el plano eje corto que en el apical de cuatro cámaras²⁰. Algo similar parece ocurrir con la correlación entre la DAB y los datos de la ventriculografía de contraste²³.

Teniendo en cuenta los datos anteriores, algunos grupos han propuesto la utilización de la DAB como un sistema sencillo y rápido de evaluar la función ventricular izquierda de forma cuantitativa y objetiva a la cabecera del paciente¹³. Incluso, algunos estudios con series de pocos pacientes han sugerido la posible utilidad de la DAB en la ecocardiografía de estrés^{24,25}, en el cálculo del gasto cardíaco en la unidad de cuidados intensivos²⁶, o en la detección de modificaciones en los volúmenes ventriculares izquierdos ante situaciones que modifican la precarga²⁷. También se ha intentado aplicar la DAB en obtener una reducción en el tiempo de análisis de los datos en la valoración de la función ventricular izquierda en la ecocardiografía tridimensional²⁸. Por abordaje transesofágico, la valoración automática de la función ventricular izquierda durante las intervenciones quirúrgicas se ha sugerido como una potencial aplicación de la DAB^{17,29}.

Sin embargo, la DAB presenta algunas limitaciones importantes, que hacen que actualmente no pueda considerarse como una técnica ecocardiográfica de primera línea en la valoración rutinaria de la función sistólica ventricular izquierda: 1) Precisa una buena ventana acústica. 2) La proporción de estudios satisfactorios, y por tanto, la aplicabilidad de la técnica, no es elevada, siendo muy variable según los estudios, y situándose entre el 43% y el 93%^{13,14,16,20,30}. Aunque algunos autores han encontrado una mayor tasa de aplicabilidad en el plano apical de cuatro cámaras que en eje corto parasternal, otros han encontrado una visualización adecuada más frecuentemente en el eje corto^{20,30}. La compensación lateral de ganancia mejora la definición de los segmentos laterales, y aumenta el porcentaje de estudios satisfactorios¹³. No obstante, la modificación de la ganancia lateral también puede producir artefactos. El abordaje transesofágico también incrementa la tasa de aplicabilidad, siendo la proporción de estudios satisfactorios en este caso alrededor del 90%^{17,29}. 3) La DAB frecuentemente subestima el área intracavitaria, debido a la inclusión de los músculos papilares, a la posible existencia de artefactos intracavitarios y a que es muy dependiente de la ganancia¹⁹. Algunos estudios han reconocido, además, que la existencia de artefactos puede empobrecer la correlación entre las medidas de DAB y las obtenidas por trazado manual²². 4) Con el engrosamiento sistólico, pueden generarse áreas de baja densidad dentro de la pared ventricular izquierda, especialmente en la cara lateral, que pueden detectarse como calidad sangre, y por tanto incluirse como intracavitarias y así subestimar el cambio fraccional de área. 5) Existe una variabilidad considerable entre los diferentes latidos, aunque algunos algoritmos obvian esta limitación al hacer un promediado entre un número va-

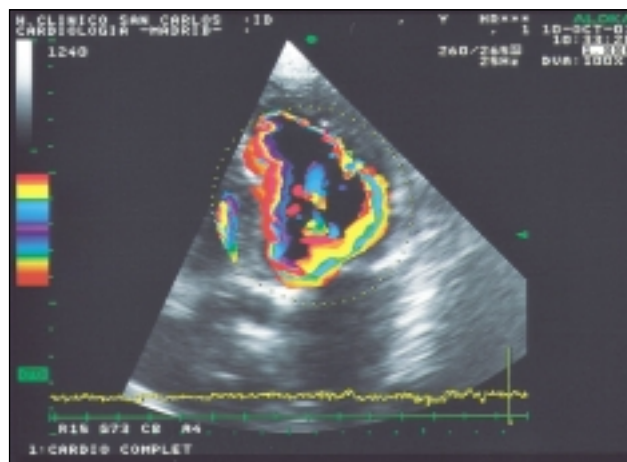


Figura 4.—Colorquinesis. Aparece codificado en color la magnitud del movimiento endocárdico en una secuencia temporal.

riable de diferentes latidos³¹, y 6) Aunque la variabilidad, como ocurre con otras técnicas ecocardiográficas, disminuye con el entrenamiento³⁰, la DAB es muy dependiente del operador, en particular con respecto a la ganancia³².

Todas estas limitaciones hacen que la correlación existente entre las mediciones por DAB y las obtenidas mediante el trazado manual o con ventriculografía de contraste no sean aceptables desde un punto de vista clínico, al ser los límites de acuerdo demasiado amplios^{14,33}. Por tanto, la DAB no puede, actualmente, reemplazar a la medición convencional de forma manual de la fracción de eyección por ecocardiografía ni a la ventriculografía isotópica o de contraste. La pobre reproducibilidad de esta técnica la hacen, por tanto, de limitada aplicabilidad en la práctica clínica diaria.

COLOR-QUINESIS (CQ)

La CQ utiliza el principio de la DAB, con la diferencia de que la interfase entre el miocardio y la sangre es codificada en color. De esta forma, la CQ superpone una representación de la interfase entre el miocardio y la sangre en diferentes colores sobre la imagen bidimensional en tiempo real (fig. 4). Los diferentes colores representan la magnitud del movimiento endocárdico en una secuencia temporal, de acuerdo con un esquema de colores previamente definido³⁴. La imagen telesistólica tiene múltiples capas codificadas en diferentes colores y tonalidades, que representan la heterogeneidad regional y temporal de la motilidad segmentaria. Así, se muestra en una sola imagen (telesístole) la información temporal y espacial de la contractilidad segmentaria^{35,36}.

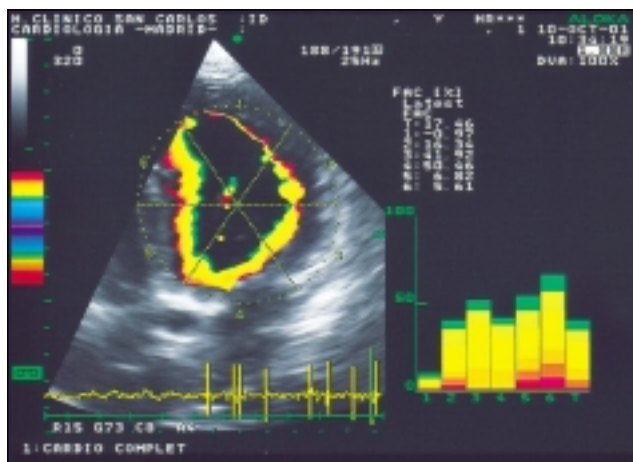


Figura 5.—Colorquinesis. La cavidad ventricular se encuentra dividida este caso en 6 segmentos, apareciendo cada uno de ellos por separado (1-6) y el total de la cavidad ventricular (T).

La contractilidad ventricular izquierda puede cuantificarse por CQ, a través de la medición de la velocidad del movimiento sistólico de la pared miocárdica^{37,38}.

La CQ también ofrece, al igual que algunos sistemas de DAB, la posibilidad de dividir la cavidad ventricular en diferentes segmentos, representándose en histogramas la magnitud y la secuencia temporal de la motilidad de cada uno de los segmentos (fig. 5).

Las ventajas teóricas de la CQ son similares a las de la DAB: poder evaluar en tiempo real la función ventricular izquierda de forma automática, sin necesidad de realizar un trazado manual de las áreas ventriculares telediastólica y telesistólica³⁹.

Al igual que con la DAB, se han realizado algunos estudios que muestran una buena correlación entre la contractilidad valorada por la CQ y los datos obtenidos mediante el trazado manual convencional de las áreas ventriculares en ecocardiograma^{40,41}. Además, algunos estudios han mostrado que utilizando CQ disminuye la variabilidad interobservador en la valoración de la contractilidad ventricular izquierda^{40,42,43}. En cuanto a la correlación de la CQ con la ventriculografía de contraste, parece ser buena, e incluso superior a la correlación entre la ecocardiografía convencional y la ventriculografía, excepto en la valoración del septo interventricular⁴³.

Son varias las aplicaciones clínicas que se han sugerido para la CQ basándose en el estudio automático y cualitativo y/o cuantitativo de la función sistólica, como la detección de enfermedad coronaria a través del estudio de la función sistólica en condiciones basales⁴⁰ o en la valoración intraoperatoria de la contractilidad ventricular izquierda mediante abordaje transesofágico^{44,45}. Por otra parte, algu-

nos grupos han apuntado la posibilidad de que la CQ pueda ser de utilidad en la detección cuantitativa de las alteraciones de la contractilidad segmentaria durante la ecocardiografía de estrés⁴⁵. Otros estudios también han mostrado la posible aplicación en el estudio de la función sistólica del ventrículo derecho⁴⁶. Pero la CQ, además, puede permitir una valoración cuantitativa de la relajación del ventrículo izquierdo^{47,48}, e incluso la función diastólica estudiada mediante CQ podría ser menos influenciable que los datos del Doppler pulsado transmitral⁴⁸. Algunos estudios indican que la CQ puede detectar de forma cuantitativa cambios en la función diastólica inducidos por fármacos⁴⁸ y de evaluar la heterogeneidad en la relajación ventricular en algunas circunstancias como la hipertensión y la enfermedad coronaria⁴⁹.

Sin embargo, a pesar de todos estos estudios prometedores, el porcentaje de aplicabilidad de la técnica es muy variable. En los estudios de Schwartz y cols. y de Koch y cols. se pudieron visualizar correctamente el 70% y el 86%, respectivamente, de los segmentos miocárdicos^{42,45}. Sin embargo, los resultados de otros estudios no son tan optimistas, siendo el 64% el porcentaje de los segmentos visualizados correctamente en el estudio de Santoro y cols.⁵⁰, y probablemente los segmentos no visualizados correctamente por ecocardiografía convencional tampoco lo sean mediante CQ. Por otra parte, no está claro que ofrezca información adicional importante en los segmentos en los que la visualización mediante ecocardiografía convencional es correcta. Además, la CQ también tiene, como la DAB, algunas limitaciones, como el precisar una buena ventana acústica y el ser en cierta medida operador-dependiente. Por todos estos motivos, la CQ no tiene hueco aún en la práctica ecocardiográfica rutinaria, y en la mayor parte de los centros en los que se cuenta con esta herramienta su utilización se reserva para protocolos de investigación.

CONCLUSIÓN

La obtención de mejoras en la evaluación de la función sistólica del ventrículo izquierdo es uno de los centros de interés de la investigación actual en el campo de la ecocardiografía. La utilización de armónico de tejidos consigue mejorar la calidad de la visualización del borde endocárdico, y por tanto facilitar la evaluación de la contractilidad segmentaria. Sin embargo, los diferentes sistemas que han intentado evaluar de forma automática la función sistólica ventricular izquierda, como la DAB y la CQ, tienen, todavía, limitaciones importantes que por el momento impiden que puedan ser útiles en la práctica clínica diaria.

BIBLIOGRAFÍA

- Picano E, Lattanzi F, Orlandini A, Marini C, L'Abatte A: Stress echocardiography and the human factor. The importance of being expert. *J Am Coll Cardiol* 1991; 1: 766-9.
- Hoffmann R, Lethen H, Marwick T, Arnese MR, Fioretti P, Pingitore A y cols.: Analysis of inter-institutional observer agreement in interpretation of dobutamine stress echocardiograms. *J Am Coll Cardiol* 1996; 2: 330-6.
- Freeman AP, Miles RW, Wals WF, Fisher R, Murray I, Wilcken D: Regional left ventricular wall motion assessment: comparison of two-dimensional echocardiography with contrast angiography in healed myocardial infarction. *Am J Cardiol* 1985; 56: 8-12.
- Thomas DJ, Rubin ND: Tissue harmonic imaging: why does it work? *J Am Soc Echocardiogr* 1998; 11: 803-8.
- Pyles JM, Sawada SG, Feigenbaum H, Segar DS: Enhanced endocardial visualization using harmonic imaging without contrast. *Cardiovasc Imaging* 1998; 10: 77-82.
- Caidahl K, Kazzam E, Lidberg J y cols.: New concept in echocardiography: harmonic imaging of tissue without use of contrast agent. *Lancet* 1998; 352: 1264-70.
- Belohlavek M, Tanabe K, Mulvagh SL, Foley DA, Greenleaf LF, Seward JB: Image enhancement by non contrast harmonic echocardiography. Part I. Qualitative assessment of endocardial visualization. *Mayo Clin Proc* 1998; 73: 1062-5.
- Spencer KT, Bednarz J, Rafter PG, Korcarz C, Lang RM: Use of harmonic imaging without echocardiographic contrast to improve two-dimensional image quality. *Am J Cardiol* 1998; 82: 794-9.
- Kornbluth M, Liang DH, Paloma A, Schnitger N: Native tissue harmonic imaging improves endocardial border definition and visualization of cardiac structures. *J Am Soc Echocardiogr* 1998; 11: 693-701.
- Kasprzak JD, Paelink B, Ten Cate FJ, Vletter WB, de Jong N, Poldermans D y cols.: Comparison of native and contrast-enhanced harmonic echocardiography for visualization of left ventricular endocardial border. *Am J Cardiol* 1999; 83: 211-7.
- Skolnick DG, Sawada SG, Feigenbaum H, Segar DS: Enhanced endocardial visualization with no contrast harmonic imaging during stress echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1999; 12: 559-63.
- Fernández J, García-Fernández MA, Moreno M, González MT, Placer JL, Allúe C y cols.: Utilidad de las nuevas técnicas de imagen, segundo armónico y contraste en la visualización del borde endocárdico. Análisis de la reproducibilidad en la valoración de la contracción segmentaria. *Rev Esp Cardiol* 2000; 53: 1459-66.
- Pérez JE, Waggoner BA, Barzilai B, Melton HE, Miller JG, Sobel BE: On-line assessment of ventricular function by automatic boundary detection and ultrasonic backscatter imaging. *J Am Coll Cardiol* 1992; 19: 313-20.
- González E, García-Fernández MA, San Román D, Barambio M, Moreno MM, Alberca MT y cols.: Precisión y aplicabilidad clínica del sistema ecocardiográfico de detección automática de bordes endocárdicos: análisis de correlación y de sesgo. *Rev Esp Cardiol* 1995; 48: 235-44.
- Pérez JE, Klein SC, Prater DM, Fraser CE, Cardona H, Waggoner AD y cols.: Automated, on-line quantification of left ventricular dimensions and function by echocardiography with backscatter imaging and lateral gain compensation. *Am J Cardiol* 1992; 70: 1200-5.
- Lindower PD, Rath L, Preslar J, Burns TL, Rezai K, Vandenberg BF: Quantification of left ventricular function with an automated border detection system and comparison with radio-nuclide ventriculography. *Am J Cardiol* 1994; 73: 195-9.
- Cahalan MK, Ionescu P, Melton HE, Adler S, Kee L, Schiller NB: Automated real-time analysis of intraoperative transesophageal echocardiograms. *Anesthesiology* 1993; 78: 477-85.
- Collins SM, Skorton DJ, Geiser EA, Nichols JA, Conetta DA, Pandian NG, Kerber RE: Computer-assisted edge detection in two-dimensional echocardiography: comparison with anatomic data. *Am J Cardiol* 1984; 53: 1380-7.
- Wilson GM, Rahko PS: The clinical utility of automatic boundary detection for the determination of left ventricular volume: a comparison with conventional off-line echocardiographic quantification. *J Am Soc Echocardiogr* 1995; 8: 822-9.
- Ferrini D, Galvani M, Catapano O, Ottani F, Rusticali F: Echocardiographic study of left ventricular function using automated border detection in normal subjects. *G Ital Cardiol* 1994; 24: 723-31.
- Melton HE, Collins SM, Skorton DJ: Automatic real-time endocardial edge detection in two-dimensional echocardiography. *Ultrason Imaging* 1983; 5: 300-7.
- Hozumi T, Yoshida R, Yoshioka K, Yagi T, Akasaka T, Tagaki T y cols.: Echocardiographic estimation of left ventricular cavity area with a newly developed automated contour tracking method. *J Am Soc Echocardiogr* 1997; 10: 822-9.
- Michalis LK, Thomas MR, Jewitt DE, Monaghan MJ: Echocardiographic assessment of systolic and diastolic left ventricular function using an automatic boundary detection system. Correlation with established invasive and non invasive parameters. *Int J Card Imaging* 1995; 11: 71-80.
- Pérez JE, Waggoner AD, Dávila-Román VG, Cardona H, Miller JG: On-line quantification of ventricular function during dobutamine stress echocardiography. *Eur Heart J* 1992; 13: 1669-76.
- Marangelli V, Pellegrini C, Piccini G, Pérez-Ayuso MJ, Gaglione A, Iliceto S, Rizzon P: On-line assessment of left ventricular function by automatic border detection echocardiography during rest and stress conditions. *Cardiologia* 1993; 38: 701-12.
- Sun JP, Stewart WJ, Yang XS, Lee KS, Sheldon WS, Thomas JD: Automated echocardiographic quantification of left ventricular volumes and ejection fraction: validation in the intensive care setting. *J Am Soc Echocardiogr* 1995; 8: 29-36.
- Grandi AM, Bignotti M, Bertolini A, Gaudio G, Zanzi P, Guastini L y cols.: Clinical feasibility of echocardiographic automated border detection in monitoring left ventricular response to acute changes of preload in normal subjects. *Cardiology* 1997; 88: 393-6.
- Chuang ML, Beaudin RA, Riley MF, Mooney MG, Manning WJ, Hibberd MG, Douglas PS: Impact of on-line endocardial border detection on determination of left ventricular volume and ejection fraction by transthoracic 3-dimensional echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1999; 12: 551-8.
- Gorcsan J, Gasior TA, Mandarino WA, Deneault LG, Hattler BG, Pinsky MR: On-line estimation of changes in left ventricular stroke volume by transesophageal echocardiographic automated border detection in patients undergoing coronary artery bypass grafting. *Am J Cardiol* 1993; 72: 721-7.
- Vandenberg BF, Lindower PD, Lewis J, Burns TL: Reproducibility of left ventricular measurements with acoustic quantification: the influence of training. *Echocardiography* 2000; 17: 631-7.
- Mor-Avi V, Gillesberg IE, Korcarz C, Sandelski J, Lang RM: Improved quantification of left ventricular function by applying signal averaging to echocardiographic acoustic quantification. *J Am Soc Echocardiogr* 1995; 8: 679-89.
- Tremel F, Chevallier M, Siche JP, Mallion JM: Reproducibility of echocardiographic parameters by automatic detection of contours in hypertensive patients. *Arch Mal Coeur Vaiss* 1995; 88: 1115-9.

33. Sapra R, Singh B, Thatai D, Prabhakaran D, Malhotra A, Manchada SC: Critical appraisal of left ventricular function assessment by the automated border detection method on echocardiography. Is it good enough? *Int J Cardiol* 1998; 65: 193-9.
34. Bednarz J, Vignon P, Mor-Avi V, Weinert L, Koch R, Spencer K, Lang RM: Color Kinesis: Principles of operation and technical guidelines. *Echocardiography* 1998; 15: 21-34.
35. Schwartz SL, Cao QL, Bañan MA, Pandian NG: Automatic backscatter analysis of regional left ventricular systolic function using color kinesis. *Am J Cardiol* 1996; 77: 1345-50.
36. Vitarelli A, Sciomer S, Penco M, Dagianti A, Publiese M: Assessment of left ventricular dyssynergy by color kinesis. *Am J Cardiol* 1998; 81: 86G-90G.
37. Krahwinkel W, Haltern G, Gulker H: Echocardiographic quantification of regional left ventricular wall motion with color kinesis. *Am J Cardiol* 2000; 85: 245-50.
38. Vandenberg BF, Oren RM, Lewis J, Aeschilman S, Burns TL, Kerber RE: Evaluation of color kinesis, a new echocardiographic method for analysing regional wall motion in patients with dilated left ventricles. *Am J Cardiol* 1997; 79: 645-50.
39. Lang RM, Vignon P, Weinert L y cols.: Echocardiographic quantification of regional left ventricular wall motion with color kinesis. *Circulation* 1996; 93:1877-85.
40. Vitarelli A, Sciomer S, Schina M, Luzzi MF, Dagianti A: Detection of left ventricular systolic and diastolic abnormalities in patients with coronary artery disease by color kinesis. *Clin Cardiol* 1997; 20: 927-33.
41. Lau YS, Puryear JV, Gan SC, Fowler MB, Vagelos RH, Popp RL, Schnittger I: Assessment of left ventricular wall motion abnormalities with the use of color kinesis: a valuable visual and training aid. *J Am Soc Echocardiogr* 1997; 10: 665-72.
42. Schwartz SL, Cao QL, Vannan MA, Pandian NG: Automatic backscatter analysis of regional left ventricular systolic function using color kinesis. *Am J Cardiol* 1996; 77: 1345-50.
43. Vermes E, Guyon P, Weingrod M, Otmani A, Soussana C, Halphen C y cols.: Assessment of left ventricular regional wall motion by color kinesis technique: comparison with angiographic findings. *Echocardiography* 2000; 17: 521-7.
44. Kotoh K, Watanabe G, Ueyama K, Uozaki M, Suzuki M, Misaaki T y cols.: On-loine assessment of regional ventricular wall motion by transesophageal echocardiography with color kinesis during minimally invasive coronary artery bypass grafting. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1999; 117: 912-7.
45. Koch R, Lang RM, García MJ, Weinert L, Bednarz J, Korcarz C y cols.: *J Am Coll Cardiol* 1999; 34: 409-19.
46. Hayabuchi Y, Matsuoka S, Kubo M, Kuroda Y: Usefulness of color kinesis imaging for evaluation of regional right ventricular wall motion in patients with surgically repaired tetralogy of Fallot. *Am J Cardiol* 1998; 82: 1224-9.
47. Carey CF, Mor-Avi V, Koch R, Lang R, Pérez JE: Effects of inotropic stimulation on segmental left ventricular relaxation quantified by color kinesis. *Am J Cardiol* 2000; 85: 1476-80.
48. Godoy IE, Mor-Avi V, Weinert L, Vignon P, Korcarz C, Spencer KT, Lang RM: Use of color kinesis for evaluation of left ventricular filling inpatients with dilated cardiomyopathy and mitral regurgitation. *J Am Coll Cardiol* 1998; 31: 1598-606.
49. Vignon P, Mor-Avi V, Weinert L, Koch R, Spencer KT, Lang RM: Quantitative evaluation of global and regional left ventricular diastolic function with color kinesis. *Circulation* 1998; 97: 1053-61.
50. Santoro F, Tramarin R, Colombo E, Agricola P, Picozzi A, Pedretti RF: Evaluation of regional left ventricular wall motion with color kinesis: comparison with two-dimensional echocardiography in patients after acute myocardial infarction. *G Ital Cardiol* 1998; 28: 984-95.

El laboratorio digital de ecocardiografía

C. Fernández Palomeque

Jefe de Sección.

Servicio de Cardiología. Hospital Universitario Son Dureta. Palma de Mallorca. Baleares.

Los informes de ecocardiografía son documentos que esencialmente dicen «créeme».

H. FEIGENBAUM. 1996

INTRODUCCIÓN

Desde la invención del transistor en los laboratorios Bell en 1947 hasta la actualidad, la asombrosa evolución tecnológica basada en el desarrollo de los semiconductores y los microprocesadores ha supuesto que la microelectrónica y las telecomunicaciones formen parte de nuestra vida cotidiana. La medicina occidental ha aplicado y utilizado la tecnología en un grado tal, que en este momento gran parte del tiempo de los médicos se emplea en el uso de tecnología o en el análisis de la información suministrada por ésta, de forma que en muchos casos supone adquirir habilidades añadidas a las puramente clínicas.

La ecocardiografía es una de las tecnologías de aplicación médica más extendidas, basada en la adquisición de imágenes obtenidas por ultrasonidos y procesadas por sofisticados y potentes ordenadores. La fiabilidad diagnóstica de la técnica depende tanto de la adecuada adquisición de las imágenes como de su análisis, por lo que la seguridad y fidelidad de la forma de archivo y reproducción son fundamentales en el control de calidad de los estudios. Así, en el trípode cardiólogo —ecocardiógrafo— sistema de archivo/reproducción, se basa la capacidad de la ecocardiografía de ser una técnica diagnóstica cardiológica mayor.

Sorprendentemente y cuando en la información obtenida por la ecocardiografía reposan importantes decisiones terapéuticas, el archivo y acceso a los estudios ecocardiográficos en la mayoría de los laboratorios del país es ineficiente, incómodo e inseguro, cuando disponemos a nuestro alcance de sistemas

de organización digital que permiten obviar todos estos problemas y facilitar el conocimiento y expansión de la técnica al resto de cardiólogos y médicos no especializados¹⁻⁵.

En este capítulo se describen de forma genérica y accesible las ventajas y sistemática de la organización digital del laboratorio de ecocardiografía.

SISTEMAS DE ARCHIVO: ANALÓGICO VS DIGITAL (lo malo y lo bueno) tabla I

En ecocardiografía se denomina *señal analógica* al resultado final visible e interpretable al ojo humano de múltiples procesos de conversión binaria realizados por una máquina, en nuestro caso un ecocardiógrafo, de forma que los datos obtenidos sean fácilmente analizables por el observador. Todos los procesos intermedios son digitales y partiendo de la codificación binaria de las señales ultrasónicas emitidas y recibidas por el ecocardiógrafo, finalizan en una representación en forma de imágenes en escala de grises, colores, gráficos, etc.

La *señal digital* es la obtenida inmediatamente después de los procesos intrínsecos y propios de la unidad central de proceso (CPU) del ecocardiógrafo, previos a la conversión final analógica (es decir esencialmente con toda la información en código binario) y que son capaces de producir imágenes. Existe un formato «intermedio» que denominamos *señal digitalizada*, que consiste en la transformación digital de una señal tratada para su representación analógica, esto es, se convierte en formato digital una señal ya analógica.

Lo malo de la señal analógica:

El archivo de la señal final en vídeo o foto fija significa una última e irreversible conversión analógica y supone una gran pérdida de información en un formato con aún dos limitaciones más: el ancho de banda de frecuencias de la cinta de vídeo y la velocidad de lectura de ésta (25 imágenes por segundo).

Tabla I Cualidades de los distintos tipos de archivo de señal de ecocardiografía

	Análogica	Digitalizada	Digital
Fidelidad a señal	Grandes pérdidas	Pérdidas apreciables	Sin pérdidas
Resolución temporal	125 imágenes/ seg	25 imágenes/seg	Real
Calibración	Pérdida	+/-	Sí
Acceso a imágenes	Lento y complejo	Rápido y fácil	Rápido y fácil
Pérdida de casos	Fácil	Difícil	Difícil
Comparabilidad	No	Sí	Sí
Análisis cuantitativo	No	+/-	Sí
Señal de audio	Sí	Difícil de integrar	Difícil de integrar
Tecnología	Sencilla	No sencilla	No sencilla
Manipulación	Difícil	Posible	Posible
Transmisión de datos	Difícil	Fácil	Fácil
Archivo de imágenes	Voluminoso	Pequeño	Pequeño
Coste	Barato	+/-	+/-

La limitación del ancho de banda afecta a toda la información (aún en las de mayor calidad profesional como U-matic), pero fundamentalmente deteriora las escalas de grises de la señal recibida o «backscatter» y el color. La limitación de la velocidad (sólo 25 imágenes/sg) impide la lectura de hasta el 50% de las imágenes que cualquier máquina produce en situaciones habituales de trabajo (50 imágenes por segundo) y mucho más del 80% si se trata de una máquina de última generación trabajando en condiciones especiales (hasta 300 imágenes por segundo).

En el análisis de los vídeos se pierde la calibración, debiendo recalibrarse sobre imágenes en pausa de dudosa calidad y no es posible ni el análisis cuantitativo real, ni la comparación «lado a lado» (una de las causas impulsoras de la tecnología digital gracias a la ecocardiografía de estrés) ^{3,6}.

El archivo en formato analógico es inseguro (borrados accidentales y regrabados frecuentes), el espacio físico del archivo incómodo, el acceso a los estudios laborioso y la revisión lenta y tediosa. Así, en la gran mayoría de los laboratorios no es habitual ni la visión de los estudios por parte de los médicos responsables de los pacientes, ni la revisión sistemática de los ecocardiogramas en las sesiones clínicas o médico-quirúrgicas. La transmisión de información analógica a otros centros se realiza con el copiado de cintas de vídeo, que supone una degradación más de la señal original.

Las únicas ventajas de la señal analógica serían el coste imputable por estudio, la facilidad de manejo de los medios (siempre y cuando se considere sencilla la programación de un vídeo doméstico) y la dificultad de la manipulación externa de las imágenes originales.

Lo bueno de la señal digital:

La señal digital puede ser almacenada, archivada, procesada, analizada y revisada tal como la recogimos «cruda» del paciente y sin pérdidas, con la única limitación del software necesario y nuestra capacidad de almacenamiento informático.

La resolución temporal de la señal digital, es idéntica a la producida por la máquina, el acceso a las imágenes es prácticamente instantáneo si se encuentran en el archivo activo y muy rápido si están en el histórico, se puede realizar análisis cuantitativo real y las imágenes son comparables «lado a lado» y con posibilidad de sincronizarlas con el registro de ECG.

La organización en bases de datos jerárquicas, permite el acceso rápido y eficiente a los estudios y su análisis en cualquier situación (revisiones personales, sesiones clínicas, investigación, etc.). Este hecho es muy importante y pocas veces se tiene en cuenta en el haber de la tecnología digital. Así, la organización digital del laboratorio de ecocardiografía permite una «democratización» de la técnica, es una excelente herramienta de formación continuada, y significa de hecho una auditoría continua de la calidad del laboratorio.

En suma, no sólo es un gran avance tecnológico, sino un concepto distinto y una nueva «filosofía» de funcionamiento en los laboratorios de ecocardiografía.

En el debe de la señal digital podríamos imputar el coste del hardware y software necesarios (aunque la comparación entre el coste unitario por estudio y los beneficios del laboratorio digital no admiten dudas sobre su eficiencia), las dificultades de comprensión tecnológicas en un entorno de transición cultural y la posibilidad de manipulación de las imágenes.

La diferencia abismal entre las virtudes y defectos de ambos tipos de señal, se podría resumir comparando la señal analógica a la máquina de escribir y la digital al procesador de textos.

Virtudes del laboratorio digital

Fidelidad. La información se archiva prácticamente sin pérdidas, con la calidad de imagen original y toda la información es recuperable en postproceso con el software adecuado.

Seguridad. Las pérdidas de información por borrado de estudios o «accidentes técnicos» son raras (~ 1 por mil). Con el almacenado en cintas de vídeo los borrados y reprobación accidentales así como la pérdida de estudios («missing») son muy frecuentes.

Acceso a los estudios. Los archivos jerárquicos, permiten el acceso instantáneo a los estudios almacenados en el archivo activo y acceso muy rápido a los estudios que están en el pasivo o en backup.

Facilidad de análisis. La sencillez y rapidez de revisión de cualquier estudio tanto personalmente como en grupo es muy superior en el laboratorio digital y ha sido evaluado por varios autores^{5,7-10}. Ello permite rápidas revisiones y comparaciones (evolutivas y tras intervenciones) en sesiones clínicas y médico-quirúrgicas evitando los tediosos y prolongados visionados de estudios en cinta de vídeo. En la actualidad es asombrosamente reducido el número de hospitales que revisan sistemáticamente los ecocardiogramas en las sesiones clínicas (observación personal).

Análisis cuantitativo. La revisión de estudios digitales en postproceso permite cualquier tipo de análisis cuantitativo (mediciones y cálculos) y de investigación (aplicaciones de software específico), obviamente sin necesidad de reconversión analógico-digital.

Eficiencia del laboratorio. La posibilidad de trabajar en red con varios puestos de trabajo, permite la ocupación de las máquinas únicamente durante los estudios y realizar los informes y análisis fuera del ecocardiógrafo, lo que optimiza el cociente estudios por máquina y reduce los tiempos muertos en espera de liberar el equipo.

Transmisión de información. El laboratorio digital y organización en red facilita el acceso a los estudios por parte de los cardiólogos y otros profesionales desde otros lugares del hospital apartados del laboratorio (sala de hospitalización, quirófanos, cuidados críticos, hemodinámica, etc.), así como el intercambio de información con otros centros no sólo mediante videoconferencias sino incluso a través de análisis a distancia en tiempo real^{7,11-13}.

El desarrollo de una red local de ecocardiografía es actualmente el primer paso para la integración del laboratorio de ecocardiografía en las redes clínicas del hospital.

Es bien conocido que la iconografía de las presentaciones científicas con imágenes de ecocardiografía es en la actualidad prácticamente 100% digital.

Democratización de la ecocardiografía. El proceso actual de los estudios ecocardiográficos resulta de la secuencia: estudio por operador (en general cardiólogo) → grabación en cinta de vídeo → análisis «on-line» → emisión del informe y archivo final de la cinta. El número de veces que se accede a revisar estudios en cinta es mínimo, exceptuando la investigación y los que tienen alguna relevancia iconográfica. Esta situación dadas las dificultades de revisión sistemática, supone en la mayoría de los casos una delegación de las consecuencias clínicas del estudio en el cardiólogo que lo realiza (los informes de ecocardiografía son documentos que esencialmente dicen «créeme»^{3,14}). Además aleja el conocimiento de la técnica por parte de otros cardiólogos y dificulta el necesario control de calidad basado en la evaluación interobservador.

Una de las bondades del laboratorio de ecocardiografía digital es la *auditoría externa continua* que esta organización supone al ser los estudios fácilmente revisables tanto por los cardiólogos demandantes como en las reuniones clínicas, resultando además una excelente herramienta de formación continuada de los miembros del equipo que no realizan habitualmente la técnica.

Esta aportación otorga al laboratorio de ecocardiografía digital la categoría de ser no sólo una nueva forma de organización sino un concepto funcional en sí mismo.

A pesar de todas las bondades demostradas y demostrables del funcionamiento bajo entorno digital de la ecocardiografía, la expansión de esta organización en España es mínima por no decir nula en el año 2001. Aunque el argumento más esgrimido es el económico, existen múltiples razones y de todo tenor para explicar esta situación.

La organización. En nuestro país los laboratorios de ecocardiografía a pesar de ofrecer una gran herramienta diagnóstica y haberse convertido prácticamente en servicios centrales, han recibido por lo general un trato «humillante» por parte de las administraciones de los hospitales con respecto al suministro de recursos humanos y estructurales. Incluso los mismos responsables de los servicios de cardiología relegan al laboratorio a espacios sobrantes, con frecuencia alejados de las áreas clínicas y absolutamente inadecuados desde muchos puntos de vista. Los cardiólogos que están dedicados a la ecocardiografía por lo general gastan todas sus energías en conseguir una máquina moderna con las prestaciones imprescindibles actuales. En este entorno, pensar en demandar los recursos para organizar un laboratorio de ecocardiografía eficiente (es decir, digital) puede suponer en ocasiones un sarcasmo.

Por otro lado, la organización basada en la videoteca y un software de bases de datos de pacientes e informes está consolidada en nuestro país. La ex-

pectativa de complejos procesos tecnológicos y de organización, junto a la tradicional resistencia al cambio son factores a tener en cuenta como causas de la escasa implantación de la tecnología digital.

Las empresas de ecocardiografía. La política comercial de las empresas de tecnología ecocardiográfica, se dirige fundamentalmente a la venta de la máquina y es remisa a participar en el cambio de organización. El fomento de la tecnología digital y las redes, podría detraer recursos financieros de los presupuestos de compra de máquinas que serían trasladados por el cliente a la adquisición de hardware y/o software no específicamente ecocardiográfico. Además podría significar una mayor complejidad de mantenimiento al solicitarse prestaciones añadidas (fundamentalmente comunicaciones) que supongan al inicio del funcionamiento más dedicación de tiempo al cliente.

Las máquinas y la tecnología. Todas las máquinas actuales permiten con la adecuada configuración el envío y/o archivo digital de las imágenes. Sin embargo, todavía existen muchas máquinas que sin ser obsoletas no disponen de la capacidad de archivo digital ni digitalizado. Este tipo de máquinas supondría en un laboratorio digital bien el funcionamiento fuera de la red, bien una inversión añadida en digitalización de la salida de señal.

La filosofía digital necesita una infraestructura informática y de comunicaciones de cierta envergadura y complejidad. Si bien los entornos de esta infraestructura se han simplificado enormemente de cara al usuario, la necesidad de un alto grado de seguridad y privacidad en la organización añade una dificultad. El entrenamiento y el entusiasmo en «informática» del personal del laboratorio facilitan la superación de este problema concreto.

La posibilidad de utilizar diversos formatos de archivo y los problemas de normalización, aunque de relevancia conceptual no significan en la actualidad realmente un impedimento para la implantación del laboratorio digital. Este tema será tratado más adelante.

La inversión. La implantación de la tecnología digital supone un coste añadido al de la infraestructura habitual del laboratorio y depende fundamentalmente del tamaño de éste. La ausencia histórica de esta inversión dificulta la obtención del presupuesto, pero es fundamental el cambio en las prioridades hacia la organización. En un futuro espero que muy próximo, el diseño de los laboratorios de ecocardiografía será tan importante como su dotación. En cualquier caso, la organización digital resulta en un coste unitario por estudio razonable (10 euros) y por el contrario ofrece un gran incremento de eficiencia y satisfacción en sus usuarios.

EL LABORATORIO DIGITAL

El laboratorio digital de ecocardiografía es una estructura funcional basada en la capacidad de archivo digital de los estudios ecocardiográficos y cuyos principios de funcionamiento son la fidelidad en la información recogida, la eficiencia, el acceso universal a los estudios y la democratización de la técnica ecocardiográfica.

La estructura del laboratorio significa (fig. 1):

- Máquinas de ecocardiografía con la posibilidad de almacenamiento digital de los estudios.
- Software capaz de gestionar los datos administrativos y los estudios de los pacientes.
- Hardware e infraestructura de comunicaciones que permita el adecuado funcionamiento del sistema con las mayores exigencias de seguridad.
- Locales en donde realizar los estudios.
- Personal (cardiólogos, enfermería, personal auxiliar).

Existen una serie de requisitos técnicos del laboratorio digital que deben ser conocidos y básicamente son la compresión de la información y los sistemas de almacenamiento.

La compresión. El formato «original» de alta resolución de imagen producido por un ecocardiógrafo supondría en los equipos actuales unos 30 megabytes por segundo, es decir el equivalente a 20 Gigabytes por cada 10 minutos de «grabación». Esta ingente cantidad de información es un gran problema, aún teniendo en cuenta el desarrollo logarítmico de la capacidad de los sistemas de almacenamiento informático.

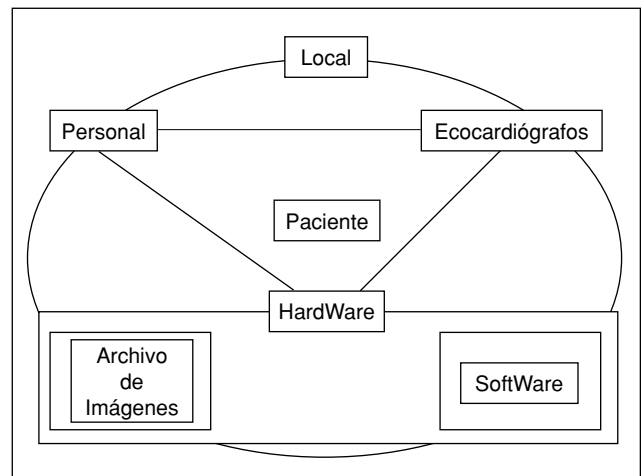


Figura 1.—Esquema de las relaciones funcionales de los componentes del Laboratorio Digital de Ecocardiografía. Explicación en el texto.

Se impone así una estrategia de economía en la recogida de información (compresión) que se basa en dos aspectos: la sistemática de grabación de los datos únicamente relevantes desde el punto de vista de la clínica (compresión clínica) y los sistemas de compresión informática.

a) *La compresión clínica*: El diseño de este concepto lo debemos al Dr. H. Feigembau pionero en la ecocardiografía digital, y consistía inicialmente en la recogida de una única fase relevante del ciclo cardíaco (sístole), dado que en comparaciones realizadas con la revisión de cintas de vídeo, no se demostraban diferencias relevantes desde el punto de vista del diagnóstico ecocardiográfico^{1,3}. Dado que además se utilizaban bajas resoluciones de vídeo (256 x 256) los niveles de compresión «no destructiva» alcanzados eran de 200:1.

En el presente, la capacidad de almacenamiento informático ha resuelto gran parte de las limitaciones previas. La recogida de un ciclo cardíaco completo de imagen de las proyecciones sistemáticas y el número de ciclos que sean necesarias, significan una compresión aproximada de 30:1. Esta sistemática de recogida de información requiere un entrenamiento y consenso por parte del equipo de lo que se considerará como información relevante, pero en cualquier caso la tecnología permite en la actualidad no ser tacaños con la capacidad de almacenamiento y ante la duda recoger y no desechar información. Múltiples estudios no sólo han validado esta forma de registro respecto a la realizada con vídeo convencional, sino que la han calificado como superior en velocidad de análisis y agilidad. También ha sido validada en situaciones en las que los planos no sistemáticos habituales podrían significar una ventaja del vídeo como son la ecocardiografía transesofágica, la ecocardiografía de esfuerzo y la patología cardíaca congénita^{9,10-16}.

b) *La compresión digital*: Para reducir mediante procesos informáticos la gran cantidad de información generada existen dos estrategias de compresión informática basada en desechar información. Son la denominada *sin pérdidas* (*lossless*) en la que no se altera ningún píxel de la imagen y la realizada *con pérdidas* (*lossy*) en la que además se elimina información redundante.

El algoritmo DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) utiliza un estándar de compresión sin pérdida que resulta en una modesta compresión (3:1 ó 2:1), adjudicando además a cada archivo una anotación no modificable administrativa (datos de paciente, fecha y hora, persona que realizó el estudio) y técnica (especificaciones con que se adquirió la imagen). Esta sistemática permite recuperar el archivo en su forma original y evita su manipulación. Por estos motivos es probable que se convierta en el estándar en el futuro, a pesar de la pequeña compresión que realiza¹⁷⁻²⁰.

Otros algoritmos producen una compresión variable, el JPEG (Joint Photograhpy Expert Group)²¹ entre 10-30:1 y el MPEG (Motion Picture Expert Group)^{9,22} hasta 150:1. Hay otros sistemas de compresión con patentes de dos casas comerciales, Philips (de origen Hewlett-Packard) y General Electric (originario de Vigmed), aunque necesitan adquirirse licencias específicas de uso para su descompresión. Todas están validadas clínicamente en mayor o menor medida.

Hay otros formatos de compresión en estudio que son prometedores (wavelet, MPEG-4, JPEG-2000 committees), concretamente el wavelet²³ próximo a aparecer en el mercado, pero deberán ser validados.

Cualquiera que sea el formato utilizado, los aspectos básicos a cumplir por el sistema son la validez del análisis diagnóstico, la eficiencia del laboratorio y la seguridad. Efectuar compresiones superiores a 20:1 facilita el manejo de la información pero en la actualidad no parece fiable. La compresión de bajo grado es muy fiable pero requiere hardware muy rápido y con gran capacidad de almacenamiento, es decir, caro.

Como norma general, el promedio de estudio ocupará unas 30 Mb en formato de alta calidad recogido en compresión con pérdidas y unos 100 Mb recogido en DICOM. Las máquinas actuales trabajan a cada vez mayor velocidad de muestreo (o «frame rate»), lo que significará aumento de los requerimientos de almacenamiento.

El almacenamiento

El almacenamiento en soporte informático es la base del laboratorio digital y puede ser realizarse de dos maneras: con soportes removibles o en archivo masivo a través de una red.

Los discos magneto-ópticos: Las casas comerciales de ecocardiografía suministran por lo general almacenamiento en discos magneto-ópticos (DMO) instalados en las mismas máquinas. Las obvias ventajas de este sistema son su sencillez, portabilidad y versatilidad, pero desgraciadamente son lentos de lectura y escritura y tienen el grave inconveniente añadido, aún en el laboratorio de una sola máquina, de la integración en el archivo jerárquico administrativo. Con este sistema las pérdidas de información son muy probables tanto por sobreescritura (menos probable), como por imposibilidad de localizar los estudios. Podría compararse a una «videoteca» de calidad digital.

El almacenamiento basado en red: La transmisión de información desde las máquinas de ecografía a un almacén centralizado de imágenes a través de una red local y un ordenador/servidor que gestione

el archivo administrativo, es con mucho el sistema más eficiente. El cableado de alta velocidad (100 Mb/seg.) permite una transmisión muy rápida de los estudios desde las máquinas a los sistemas de almacenamiento masivo adaptados a la actividad, y ser recuperados instantáneamente para su análisis desde cualquier punto de la red. Pasado el tiempo conveniente (o el obligado por la capacidad de nuestros discos) los estudios deben ser transferidos a un archivo histórico en el formato que se elija (cinta de alta capacidad, DMO o DVD).

Las pérdidas de información con este sistema son despreciables, y la rapidez y eficiencia inmejorables. En el debe de las redes está el coste, que debe incluir no sólo la infraestructura sino su mantenimiento. En éste punto debo reproducir la reflexión del coste unitario ya realizada anteriormente.

Los sistemas que utilizan el almacenamiento basado únicamente en los DMO locales aún para una sola máquina, son desaconsejables desde todos los puntos de vista, razón por la que en la descripción del laboratorio se obviará esta opción.

LAS MÁQUINAS

Los ecocardiógrafos de hoy día (incluyendo algunos portátiles) tienen la capacidad de producir señal digital y/o digitalizada para su archivo. Para poder ser archivadas o ser integradas en la red del laboratorio es imprescindible implementar una salida de comunicaciones por lo que debe exigirse su presencia al adquirir los nuevos equipos. El formato de las imágenes debe ser compatible con el software de que disponga el laboratorio o bien adaptar éste a la salida de la máquina. En cualquier caso es recomendable exigir siempre la capacidad DICOM aún cuando el formato propio de la máquina permita un óptimo funcionamiento en el laboratorio.

Aquellas máquinas «antiguas» que no dispongan de salida digital y que quieran ser integradas en la red, deberán equiparse con una tarjeta digitalizadora de calidad (señal de vídeo a digital) y una tarjeta de red que permita las comunicaciones.

EL SOFTWARE

El cerebro del laboratorio de ecocardiografía es el software que soporta toda la actividad de éste. La elección del sistema es crucial y debe realizarse tras analizar cuidadosamente las opciones que se adapten a nuestro medio.

Básicamente el software se compone de una compleja base de datos con un archivo jerárquico administrativo de pacientes de donde «cuelgan» los ficheros de los estudios realizados con datos y sobre

todo con imágenes. Este software deberá estar adaptado para funcionar como servidor de clientes (de ecocardiógrafos y de estaciones de trabajo y análisis).

Las tareas que debe cumplir son:

- génesis del archivo central de pacientes.
- gestión de las comunicaciones con las máquinas, y los puestos de trabajo,
- archivo y localización de los estudios e imágenes adjuntas,
- análisis, medidas «off line» y gestión de imágenes,
- gestión de eco de estrés,
- elaboración de informes,
- análisis postproceso e investigación,
- importación de datos de otras bases (conversión de formatos),

- exportación de datos para análisis estadístico,
- comunicaciones con otras redes (hemodinámica, integración en la red del hospital, otros centros, teleconferencia, teleconsulta) y
- mantenimiento de la base de datos (depuración, backup, mantenimiento del archivo histórico, seguridad).

Por desgracia y a pesar de ser esencial en el diseño del laboratorio, la información bibliográfica objetiva de este aspecto es inexistente, quedando al arbitrio del «marketing» comercial en donde muchas veces prima la subjetividad del vendedor, las ofertas de prestaciones que todavía no han sido plenamente desarrolladas («not yet») y la dificultad de realizar una demostración *in vivo*.

Hoy en día España es un mercado virgen en ecocardiografía digital tanto de usuarios como de pro-

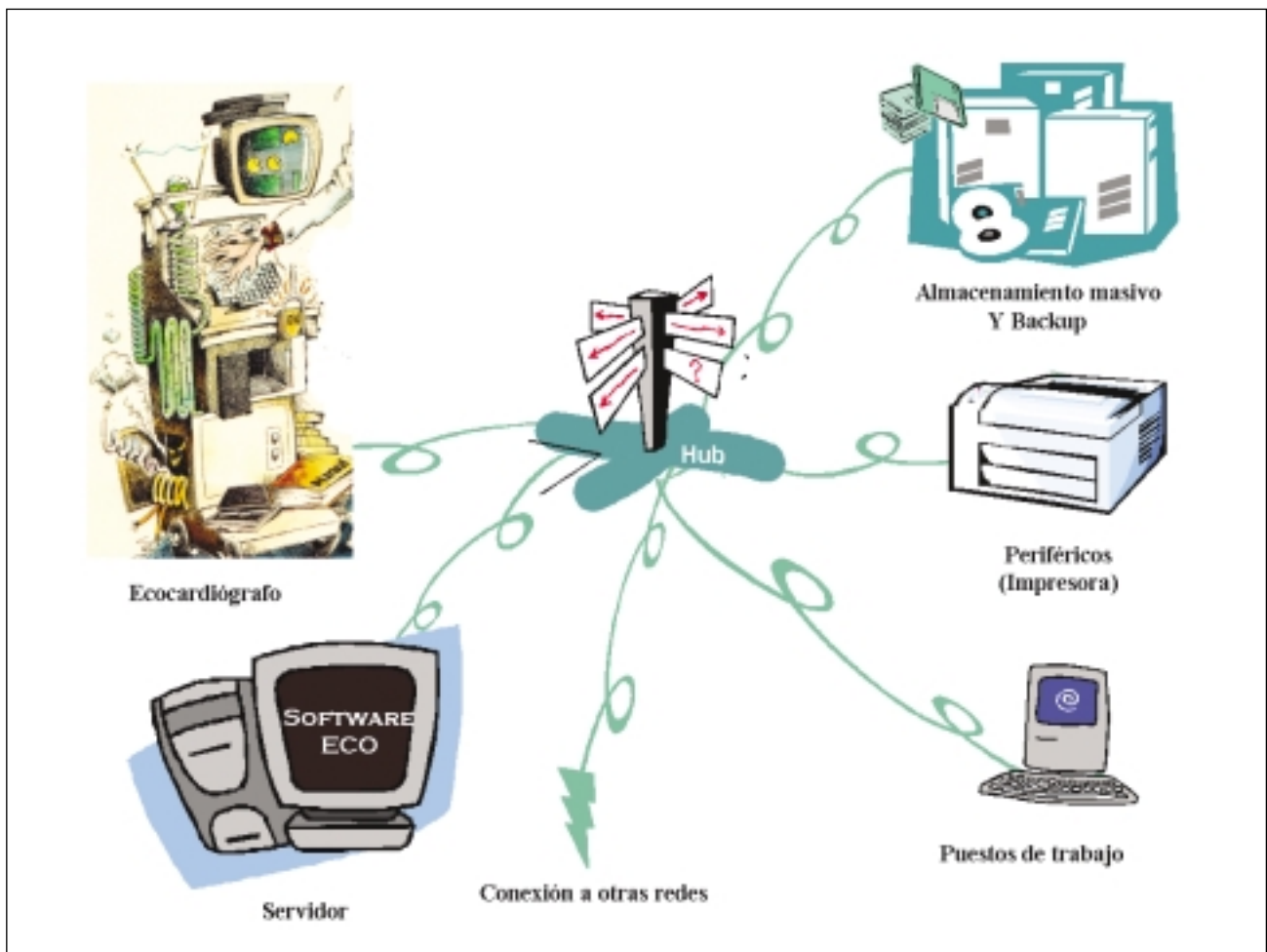


Figura 2.—Esquema genérico de los componentes del Laboratorio Digital de Ecocardiografía organizado en red en estrella. El esquema sirve como ejemplo de laboratorio de una sola máquina. Explicación en el texto.

ductos. Aunque en radiología hay muchas redes digitales totales o parciales en funcionamiento (en hemodinámica comienzan a existir a pleno funcionamiento), las aplicaciones ecocardiográficas son escasas, y solo tengo conocimiento de un laboratorio cardiológico integrado totalmente digital.

El software que actualmente funciona en nuestro país es el distribuido por General Electric (*Echo-Pac* [www.geultrasound.com]), Philips (*Emconcert* [www.Enconcert.Agilent.com]), Siemens-Acuson (*Ki-met Dx* [www.acuson.com]), Tomtec (*Image Management* [www.tomtec.de]) y Medcom Co. (*Medcom* [www.medcon.co.il]). Las tres primeras son opciones mayormente dedicadas a las máquinas distribuidas (General Electric y Philips) pero en las que se pueden integrar otros equipos. Las dos últimas son opciones generales diseñadas por compañías de software aplicado a medicina. En Internet es posible disponer de información de software dedicado a los laboratorios cardiológicos (Agfa, Digisonics, Biosound y otros) aunque a veces no existe representación comercial en Europa.

Es fundamental no decidirse por la adquisición de ningún software sin visitar un laboratorio establecido y a pleno funcionamiento con el sistema en cuestión y con unas características similares a las del que deseamos implantar. Una decisión no meditada, sin demostración en directo de todas las ventajas e inconvenientes del sistema y «presionada» por ofertas de adquisición compartida pueden significar el fracaso del laboratorio.

EL HARDWARE

El aspecto que inicialmente más preocupa al usuario es el equipamiento de hardware necesario para llevar a cabo la actividad digital, tanto por la diversidad de equipamiento como por la inversión. Sin embargo es el apartado que menos problemas ocasionará si se realiza una planificación con visión a medio plazo y con equipos de garantía. La cantidad y calidad del hardware va a depender del tamaño y grado de actividad de nuestro laboratorio, pero el esquema genérico del laboratorio es similar en cualquier diseño y se esquematiza en la figura 2.

El funcionamiento de red local en estrella es el más eficiente y rápido, dado que los distintos puestos son independientes entre sí y la única actividad centralizadora es el servidor. La red tipo anillo (toquen ring) y la punto a punto podría ser útiles en laboratorios de una o dos máquinas pero son claramente menos eficientes.

El cableado. Las redes locales con cable por trenzado a 100 Mb/seg son en la actualidad la mejor opción calidad/velocidad/precio. Cableado a 10 Mb/seg o cable coaxial resultaría insuficiente en el futuro, y otro tipo de comunicaciones (ATM, fibra óptica) es ex-

cesivamente cara. La radiofrecuencia sin cables es una opción aún no probada y aunque podría ser de gran utilidad en diseños de laboratorios con espacios complejos, existe la dificultad añadida de las interferencias electromagnéticas de los hospitales.

Se pueden aprovechar las redes preexistentes de los hospitales sobre todo si hay máquinas o puestos de trabajo alejados del laboratorio. La eficiencia de este recurso depende de la situación de los nodos, la velocidad posible por el tipo de cableado y el tráfico de información. En nuestro laboratorio utilizamos satisfactoriamente la red del hospital (10 Mb/seg) para conectar el laboratorio (planta baja) con dos puestos de análisis situados en las salas de hospitalización.

El precio del cableado depende más de los procesos de instalación que de la cantidad de cable, por lo que la concentración del laboratorio simplifica el proceso y abarata los costes.

El Hub/Switch. Este pequeño equipo es la central de ordenamiento del tráfico de información y se encarga de distribuir las señales que circulan por la red de forma ordenada y sin pérdidas. Los Hub «inteligentes» o Switch son algo más caros, pero mantienen las máximas velocidades de transmisión posibles dentro de la red. Es recomendable disponer de Switch con al menos el 30% más de conexiones (puestos) de los teóricamente necesarios para facilitar la inclusión de equipamiento accesorio o nuevas conexiones.

El ordenador central/servidor. Un ordenador «convencional» puede realizar a la perfección esta tarea si nuestra red no es muy grande o por el contrario deberá utilizarse un servidor «profesional» específicamente dedicado. Dado que manejará grandes archivos con imágenes, el ordenador de la estación central debe ser obviamente lo más rápido y con la mayor cantidad de memoria RAM y de vídeo posible. Si bien en los puestos de trabajo se puede ser algo tacaño, el ordenador que hace de servidor debe ser de la calidad suficiente que garantice una gran estabilidad del sistema y alimentado con un sistema de seguridad de corriente (SAI) que permita mantener activo el servidor y desconectarlo de forma ordenada y segura ante fallos de corriente.

El archivo de imágenes. Las imágenes como ya hemos citado previamente deben almacenarse en un archivo «activo» cuyo tamaño dependerá de la actividad de nuestro laboratorio. En este archivo las imágenes serán accesibles inmediatamente hasta que pasen a un archivo pasivo recuperable con facilidad y rapidez. El tiempo que permanezcan los estudios en el activo dependerá de su capacidad y esta a su vez de nuestro presupuesto, aunque un mínimo de seis meses parece un tiempo razonable.

En laboratorios pequeños es posible utilizar para archivo los discos duros del ordenador/servidor y/o añadir en conexión SCSI o Firewire otros discos duros que actualmente disponen de 60 Gb o más. En un laboratorio mediano como el nuestro (5.000 estudios transtorácicos convencionales/año), disponemos de 60 Gb en dos discos duros para mantener un archivo activo de 6-8 meses. El archivo pasivo lo distribuimos en DMO actualmente de 5.2 Gb, encargándose el software de modificar la etiqueta de localización de los estudios.

En laboratorios grandes es obligado utilizar un sistema de archivo masivo dedicado y profesional con procesos automáticos de grabación identificación y seguridad (mantenimiento de corriente, archivos espejo, etc.) llamados RAID, que pueden ser torres de discos duros o más modernamente de DVD. Obviamente esta opción es cara, pero un gran laboratorio debe realizar mucha actividad y disponer también de un mayor presupuesto, manteniéndose los costes unitarios por estudio atribuibles a la infraestructura digital en los ya citados 10 euros.

Los puestos de trabajo. Los puestos de trabajo (Workstation) se integran en la red, comparten el software central y su funcionamiento dependerá de la configuración del hardware y el nivel de la licencia que se utilice. Deben existir al menos tantos puestos de trabajo como ecocardiógrafos activos conectados a la red y es deseable dedicar un puesto de trabajo de bajo nivel a las tareas administrativas (enfermería, secretaría). El puesto de trabajo principal deberá ser de alto nivel y con pantalla/mo-nitor de alta calidad, tamaño y resolución.

Los periféricos. Existen múltiples periféricos que resultan de utilidad en el laboratorio. Entre los «imprescindibles» citaré el DMO de intercambio y generación de archivo pasivo, la impresora en red (es recomendable sea láser por la velocidad de impresión), la conexión digital a un cañón de proyección y una grabadora /regrabadora de CD (o en un futuro DVD).

LOS LOCALES

Dada la facilidad de colocar una cama junto a una máquina, los laboratorios de ecocardiografía suelen ser la cenicienta de los servicios de cardiología, ocupando espacios ociosos o «ganados al enemigo» independientemente de la idoneidad de espacio o ubicación.

El diseño de los locales del laboratorio debe ser tan prioritario como la adquisición de las máquinas o el personal que realiza el trabajo. Remito al lector al apartado del libro blanco de ecocardiografía de la Sección de Ecocardiografía y otras Técnicas de Imagen de la Sociedad Española de Cardiología ²⁴. De-

ben tenerse en cuenta aspectos funcionales que puedan modificar el diseño de los laboratorios como la aparición de nuevas tecnologías (ecocardiografía portátil, teleconsulta, etc.).

Facilitar la conexión física de las máquinas al servidor es una de las razones para concentrar los espacios dedicados al eco. Las zonas de trabajo y análisis deben disponer del espacio y equipamiento necesarios. Deberá tenerse en cuenta la conexión con máquinas alejadas del laboratorio y que se integren la red (Quirófano, Cuidados Críticos Cardiológicos, Hemodinámica, Urgencias, etc.).

EL PERSONAL

Es muy importante que el personal que trabaja y circula por el laboratorio asuma el cambio conceptual y tecnológico y ello siempre implica cierto esfuerzo personal. Las bondades del sistema convencerán rápidamente a los más escépticos si bien es posible que en determinados entornos sea difícil. La planificación del cambio debe ser cuidadosamente elaborada. Como ejemplo podríamos reseñar que en nuestro laboratorio, tras tres años de funcionamiento digital, un traslado temporal a otras áreas obligados por obras, puso de manifiesto la ineficiencia del funcionamiento «clásico» y convenció a todo el grupo de las bondades del trabajo digital en red.

Es necesario que algún miembro del personal tenga conocimientos técnicos elementales de la red que permitan solucionar problemas puntuales y es imprescindible disponer de un servicio de mantenimiento de asistencia rápida y eficaz ante graves problemas que por otra parte no son frecuentes.

EL CAMBIO

La *planificación* (traducción de necesidades a servicios) del cambio es la clave del éxito en la implantación del laboratorio de ecocardiografía digital²⁵⁻²⁷. Es imprescindible el análisis cuidadoso de las necesidades presentes y futuras del laboratorio, y de la situación actual de este:

- número y tipo de máquinas,
- actividad del laboratorio (volumen y nivel, investigación),
- personal (staff, formación, dedicación),
- locales,
- nivel de informatización del hospital,
- necesidades de conexión con el hospital y otros centros y
- presupuesto.

Decidido el cambio (y cuanto antes mejor) los pasos serían:

a) *Decisión del software idóneo*: (¡¡¡imprescindible la visita de laboratorios del mundo real!!!), debiéndose comprobar que nuestras máquinas conectan sin problemas y de forma eficiente a la red.

b) *Decisión del hardware adecuado*: servidor vs ordenador clásico, tipo y número de puestos, tipo de archivo masivo, etc.

c) *Elaboración del manual de funcionamiento*: este apartado concreto es de gran importancia y debe recoger no sólo aspectos técnicos informáticos sino un manual de normas consensuado con la sistemática de realización de estudios ecocardiográficos (que «grabar», que desechar). Deberá existir un responsable del laboratorio al respecto del funcionamiento de la red.

Es imprescindible que todo el grupo conozca las normas de funcionamiento, conexiones y desconexiones, entradas y salidas de la red, sistemática de seguridad y privacidad, y la actuación ante casos de caída del sistema. Cualquier personal nuevo en el laboratorio debe ser especialmente instruido.

Es imperativo transmitir al personal de enfermería y auxiliar la importancia del rigor en la introducción de los datos administrativos y la recogida de la señal de sincronización del ECG (aspecto crucial para la recogida de los ciclos).

Los cardiólogos del grupo deben elaborar y escribir unos estándares de estudio que se basan en recoger la información imprescindible en cada tipo de patología, desechar la irrelevante y en caso de duda grabar. Antes de cerrar el caso deberá asegurarse que están recogidos todos los ciclos e información necesaria para el análisis postproceso.

El uso de la grabación en vídeo como mecanismo de seguridad complementaria solo origina confusión entre lo grabado en vídeo y digital por lo que el vídeo debe estar siempre apagado. En nuestro laboratorio únicamente grabamos en vídeo la ecocardiografía transesofágica y la de estrés y es excepcional la necesidad de revisión de cintas de vídeo.

TIPOS DE LABORATORIO DIGITAL

En mi experiencia, desde el punto de vista conceptual y de funcionamiento existirían tres tipos de laboratorio de ecocardiografía:

a) *El laboratorio de una sola máquina*: La configuración de trabajo en red en estrella (similar al esquema de la fig.1) es la idónea aún en el caso de que dispongamos de una sola máquina. Evita la redundancia de datos administrativos y la pérdida de información, libera la máquina mientras se revisan estudios y es en suma más eficiente.

Este tipo de laboratorio podría tener varias configuraciones aunque la conexión tipo «punto a punto» sobrecarga y enlentece el trabajo del ordenador (ex-

periencia personal). La más lógica es en una conexión en estrella con un pequeño y barato hub de 6 puestos, un ordenador rápido y de la mayor memoria RAM posible (al menos 512 Mb) que funcionará como servidor y puesto de trabajo. El disco duro del ordenador se utilizará como archivo masivo y el DMO se utilizará para el pasivo (puede utilizarse el DMO con el que suele venderse el ecocardiógrafo). Una impresora rápida se conectará al ordenador o mejor aún al hub en red (que puede compartirse así con otros ordenadores). Es deseable disponer de otro puesto de nivel intermedio (ordenador común) para poder realizar revisiones o investigación sin interferir en la actividad cotidiana del laboratorio. En el inicio de la digitalización de nuestro laboratorio disponíamos de una configuración semejante utilizando una máquina digital y una analógica no conectada a la red. Mientras el volumen de pacientes no fue elevado (dos años) la red punto a punto con un cable coaxial funcionó razonablemente bien, pero en 1998 la ineficiencia del sistema no llevó a la red en estrella tal como se ha descrito.

b) *El laboratorio mediano* (2-4 máquinas): Esta configuración puede mantenerse con un ordenador de calidad pero probablemente más de dos máquinas necesitan a la larga un servidor profesional. El Hub/Switch debe disponer al menos de 12 puestos, y existir tantos puestos de trabajo como ecocardiógrafos. El puesto de trabajo principal dispondrá de un ordenador rápido y potente y usar como archivo discos duros conectados al ordenador (SCASI, Firewire) con razonables medidas de seguridad ante pérdida de información. El DMO conectado al ordenador principal se utilizará para generar el archivo pasivo y el backup y una impresora rápida se compartirá por todos los puestos de la red. Una configuración similar (fig. 3) es la que usamos actualmente en nuestro laboratorio y disponemos de dos conexiones adicionales utilizando la red del hospital para puestos de revisión (sin posibilidad de edición) en la sala de hospitalización. Tenemos pendientes la conexión con el eco de UCI y el sistema esta abierto para conexión con la infraestructura informática del hospital (HL7). Este tipo de configuración «casera» es una ampliación del concepto expresado en la anterior. Un laboratorio con un volumen superior a 5.000 estudios convencionales/año probablemente necesite una configuración más profesional.

El gran laboratorio (5 o más máquinas): Los grandes laboratorios necesitan de una configuración «profesional» y obviamente de mayor presupuesto, dependiendo éste del número de máquinas y de la estructura física del laboratorio (fig 4). Suelen ser más problemáticas dado que habitualmente los ecocardiógrafos suelen ser de distintas marcas y requieren de un técnico dedicado al

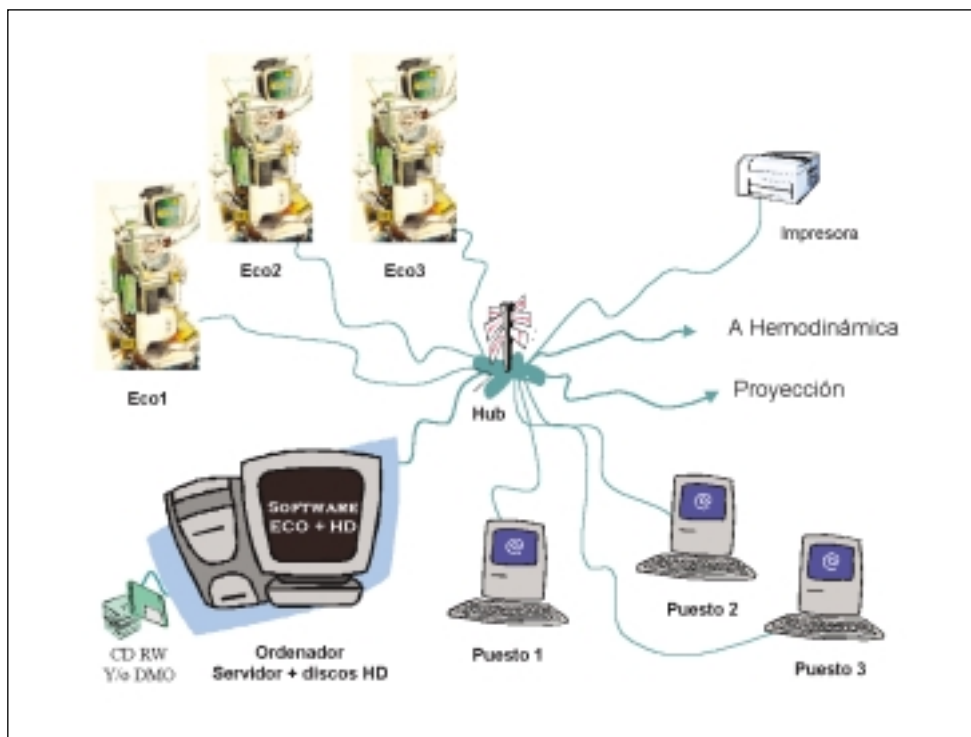


Figura 3.—Esquema de un Laboratorio Digital de Ecocardiografía de tipo mediano (2-4 máquinas). Explicación en el texto.

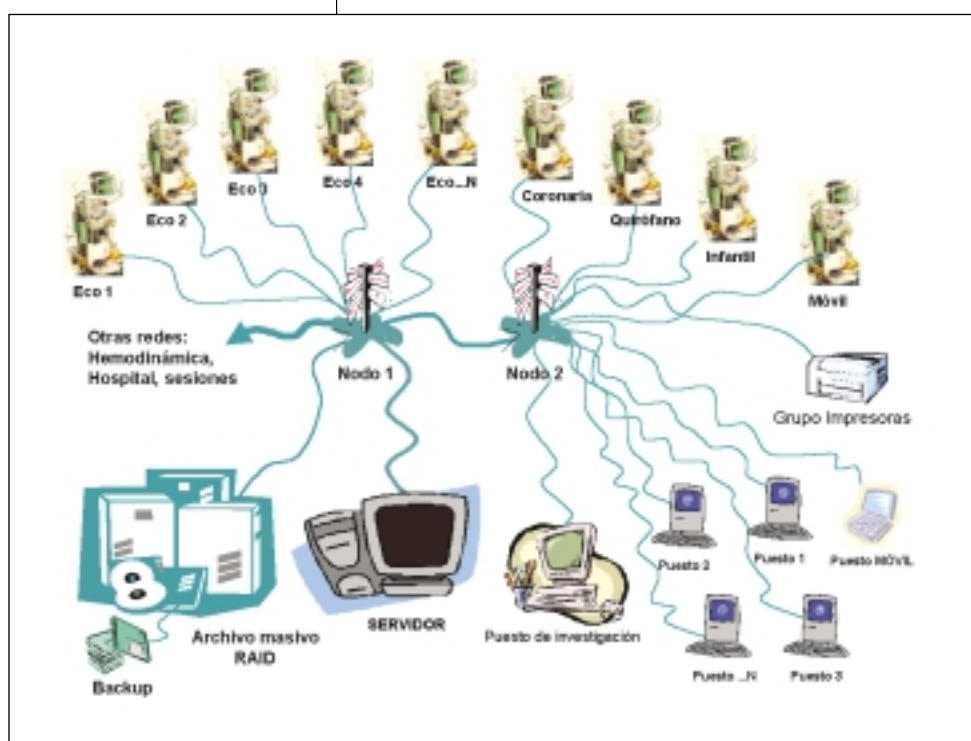


Figura 4.—Esquema de un gran Laboratorio Digital de Ecocardiografía. Explicación en el texto.

mantenimiento de la red, al menos a tiempo parcial. En este caso es imprescindible trabajar con un servidor profesional únicamente dedicado a la gestión de grandes bases de datos y utilizar un RAID de gran capacidad y seguridad para el archivo de imágenes de por lo menos 10.000 estudios/año como es lo habitual en estos centros. La configuración de los periféricos depende sobremanera de las capacidades añadidas del laboratorio (investigación, conexión con el propio hospital u otros centros, etc.).

La gran mayoría de los laboratorios españoles son del tipo pequeño/mediano según esta clasificación y por ello es un campo ideal para la implantación de la ecocardiografía digital. La base de datos elaborada y facilitada por la Sección de Ecocardiografía y otras Técnicas de Imagen de la Sociedad Española de Cardiología, de amplia difusión en los laboratorios del país, posee un formato que puede ser fácilmente convertible a cualquier base de datos de un laboratorio digital. Los problemas (que se resuelven con dinero) surgen en un gran laboratorio con muchas máquinas distintas, problemas estructurales y dificultad de obtener un presupuesto elevado, históricamente no destinado a estos menesteres. La posibilidad de compartir recursos con otras áreas de cardiología fundamentalmente con la hemodinámica es una buena vía para conseguir el paso a la tecnología digital.

EL FUTURO

«La predicción es muy difícil, especialmente la del futuro.»

Existen líneas tecnológicas que aparte de la compatibilidad casi absoluta, son fácilmente implantables en el área del laboratorio digital de ecocardiografía y que fundamentalmente son dependientes de la infraestructura de comunicaciones. Así, en un próximo futuro asistiremos a la integración de las redes de imagen en las redes corporativas de los hospitales, al desarrollo de las comunicaciones inalámbricas y a las comunicaciones fluidas entre centros, no sólo a través de la teleconferencia, sino con transferencia en tiempo real de imágenes y a la teleconsulta y teleecocardiografía^{11-13, 28-30}.

El laboratorio digital de ecocardiografía no es únicamente un avance tecnológico. La capacidad de transmitir la información visual a nuestros colegas facilitará la expansión de la técnica y nuestro control de calidad. El cambio debe realizarse tras una profunda reflexión sobre nuestra posición y la oportunidad, pero nunca deberemos olvidar, que cada día que pasemos en un laboratorio convencional habremos perdido un día más de nuestro futuro.

BIBLIOGRAFÍA

1. Feigenbaum H: Digital recording, display, and storage of echocardiograms. *J Am Soc Echocardiogr* 1988; 1 (5): 378-83.
2. Thomas JD: Digital archiving of echocardiographic images. *Coron Artery Dis* 1995; 6 (1): 4-9.
3. Feigenbaum H: History of Digital Echocardiography. Digital Cardiac Imaging in the 21st Century: a primer 124-127, 1996.
4. Thomas JD: Digital storage and retrieval: the future in echocardiography. *Heart* 1997; 78 (Supl. 1): 19-22.
5. Thomas JD, Main ML: Digital echocardiographic laboratory: where do we stand? *J Am Soc Echocardiogr* 1998; 11 (10): 978-83.
6. Feigenbaum H: Quality control of stress echocardiography. *Heart* 1997; 77: 97-8.
7. Thomas JD, Nissen SE: Digital storage and transmission of cardiovascular images: what are the costs, benefits and timetable for conversion? *Heart* 1996; 76 (1): 13-17.
8. Feigenbaum H: Practical Approach to a Digital Echocardiographic Laboratory. *Echocardiography* 1997; 14 (1): 73-82.
9. Soble JS, Yurow G, Brar R y cols.: Comparison of MPEG digital video with super VHS tape for diagnostic echocardiographic readings. *J Am Soc Echocardiogr* 1998; 11 (8): 819-25.
10. Segar DS, Skolnick D, Sawada SG y cols.: A comparison of the interpretation of digitized and videotape recorded echocardiograms. *J Am Soc Echocardiogr* 1999; 12 (9): 714-9.
11. Main ML, Foltz D, Firstenberg MS y cols.: Real-time transmission of full-motion echocardiography over a high-speed data network: impact of data rate and network quality of service. *J Am Soc Echocardiogr* 2000; 13 (8): 764-70.
12. Gilbert BK, Mitchell MP, Bengali AR, Khandheria BK: NASA/DARPA advanced communications technology satellite project for evaluation of telemedicine outreach using next-generation communications satellite technology: Mayo Foundation participation. *Mayo Clin Proc* 1999; 74 (8): 753-7.
13. Julsrud PR, Breen JF, Jedeikin R, Peoples W, Wondrow MA, Bailey KR: Telemedicine consultations in congenital heart disease: assessment of advanced technical capabilities. *Mayo Clin Proc* 1999; 74 (8): 758-63.
14. Feigenbaum H: Digital echocardiography. *Am J Cardiol* 2000; 86 (4A): 2G-3G.
15. Lambert AS, Miller JP, Foster E, Schiller NB, Cahalan MK: The diagnostic validity of digitally captured intraoperative transesophageal echocardiography examinations compared with analog recordings: a pilot study. *J Am Soc Echocardiogr* 1999; 12 (11): 974-80.
16. Mathewson JW, Perry JC, Maginot KR, Cocalis M: Pediatric digital echocardiography: a study of the analog-to-digital transition. *J Am Soc Echocardiogr* 2000; 13 (6): 561-9.
17. Simon R, Brennecke R, Heiss O, Meier B, Reiber H, Zeelenberg C: Report of the ESC Task Force on Digital Imaging in Cardiology. Recommendations for digital imaging in angiocardiology. *Eur Heart J* 1994; 15 (10): 1332-4.
18. Elion JL: DICOM media interchange standards for cardiology: initial interoperability demonstration. *Proc Annu Symp Comput Appl Med Care* 1995. p. 591-595.
19. Goedhart B, Brand GJ, Reiber JH: The DICOM review stations: are they truly different? *Int J Card Imaging* 1998; 14 (5): 317-22.
20. Bidgood WD: Clinical importance of the DICOM structured reporting standard. *Int J Card Imaging* 1998; 14 (5): 307-15.
21. Karson TH, Chandra S, Morehead AJ, Stewart WJ, Nissen SE, Thomas JD: JPEG compression of digital echocardiographic images: impact on image quality. *J Am Soc Echocardiogr* 1995; 8 (3): 306-18.

22. Spencer K, Solomon L, Mor-Avi V y cols.: Effects of MPEG compression on the quality and diagnostic accuracy of digital echocardiography studies. *J Am Soc Echocardiogr* 2000; 13 (1): 51-7.
23. Munteanu A, Cornelis J, Cristea P: Wavelet-based lossless compression of coronary angiographic images. *IEEE Trans Med Imaging* 1999; 18 (3): 272-81.
24. Fernández-Palomeque C, Barba Cosials J, Rivera Otero J: Prestaciones de personal, aparatos y utillaje en el laboratorio de ecocardiografía. In: Evangelista A, Moreno M, editors. *Libro Blanco de la Sección de Registros Gráficos y Ecocardiografía*. Barcelona: Parke-Davis, 1996. p. 11-27.
25. Mobarek S, Gilliland Y, Bernal A, Murgo J, Cheirif J: Is full digital echocardiography laboratory feasible for routine daily use? *Echocardiography* 1996; 13: 473-82.
26. Adams D: The Digital Echo Lab. Digital Cardiac Imaging in the 21st Centur: a primer 128-133. 1996.
27. Ehler D, Vacek JL, Bansal S, Gowda M, Powers KB: Transition to an all-digital echocardiography laboratory: A large, multi-site private cardiology practice experience. *J Am Soc Echocardiogr* 2000; 13 (12): 1109-16.
28. Trippi JA, Lee KS, Kopp G, Nelson D, Kovacs R: Emergency echocardiography telemedicine: an efficient method to provide 24-hour consultative echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1996; 27 (7): 1748-52.
29. Klingler JW, Andrews LT, Leighton RF: Cardiology education using hypermedia and digital imagery. *Comput Methods Programs Biomed* 1992; 38 (2-3): 91-100.
30. Stahl JN, Zhang J, Zellner C, Pomerantsev EV, Chou TM, Huang HK: Teleconferencing with dynamic medical images. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* 2000; 4 (2): 88-96.