

Editorial

¿Los nuevos sistemas de seguimiento de la deformación tridimensional del miocardio son una realidad en la práctica clínica diaria?

Are New Myocardial Tracking Systems of Three-Dimensional Strain a Reality in Daily Clinical Practice?

John Gorcsan* e Hidekazu Tanaka

Departamento de Medicina, División de Cardiología, Universidad de Pittsburgh, Pittsburgh, Pensilvania, Estados Unidos

Historia del artículo:

On-line el 27 de octubre de 2011

INTRODUCCIÓN

La ecocardiografía es el método de diagnóstico más utilizado para evaluar la función del ventrículo izquierdo (VI) en la cardiología clínica. Sin embargo, las mediciones ecocardiográficas son subjetivas, semicuantitativas y no muy sensibles a la hora de detectar pequeñas anomalías en la contractilidad. Además, la detección precoz de una disfunción del VI, general o regional, puede ser crucial para el cuidado del paciente, ya que influye en el tratamiento y determina el pronóstico¹. Por consiguiente, se ha realizado un gran esfuerzo para desarrollar una técnica ecocardiográfica con que cuantificar de manera objetiva y fiable la función del VI. La técnica más utilizada y aceptada para evaluar de forma cuantitativa la función regional del VI es la ecografía Doppler tisular. Sin embargo, la Doppler tisular está limitada por el ángulo de incidencia Doppler. Uno de los avances recientes más interesantes es la técnica de seguimiento tridimensional (3D) del miocardio, que evalúa la deformación en 3D mediante el seguimiento de marcas²⁻⁵. En este artículo se hace una revisión de los estudios que están apareciendo sobre el seguimiento del miocardio en 3D, su potencia, las limitaciones técnicas y el potencial de sus aplicaciones clínicas, ahora y en el futuro.

APROXIMACIÓN AL SEGUIMIENTO CLÍNICO DE LA DEFORMACIÓN EVALUADA MEDIANTE SEGUIMIENTO DE MARCAS EN 3D

El enfoque fundamental de la ecocardiografía de seguimiento de marcas es utilizar las imágenes digitales habituales en escala de grises para rastrear los patrones estables de marcas fotograma por fotograma. Para determinar la deformación, se localiza una región de interés en las paredes del miocardio, para calcular los componentes típicos de deformación: deformación radial, circunferencial, longitudinal, transversal y rotacional. El seguimiento de marcas se desarrolló en principio para aplicarlo a imágenes ecocardiográficas bidimensionales (2D), con una gran

ventaja: se puede calcular la deformación del miocardio independientemente del ángulo de incidencia⁶. Desde entonces se han introducido varias aplicaciones clínicas de seguimiento de marcas en 2D para cuantificar la función general y regional del VI.

Aunque los diferentes sistemas de seguimiento de marcas en 2D son útiles desde un punto de vista clínico, se limitan a evaluar la función del VI en un solo plano. Además, hay que evaluar secuencialmente cada segmento, por lo que está sujeto a una variabilidad latido a latido. Un enfoque cuantitativo más reciente es el nuevo sistema ecocardiográfico para el seguimiento de las marcas en 3D. Pérez de Isla et al⁵ demostraron que el nuevo sistema de seguimiento del movimiento de la pared en 3D es una nueva herramienta para evaluar la deformación del miocardio más rápida que el seguimiento del movimiento de la pared en 2D. Un avance que contribuyó a que esto fuera posible es el transductor de matriz ecocardiográfico en 3D, mediante el que se consigue un conjunto piramidal de datos en 3D, lo que es fundamental para el sistema de seguimiento de marcas en 3D. El análisis posterior de los datos en 3D adquiridos proporciona una información más detallada que antes. El sistema de seguimiento de marcas en 3D utiliza un volumen piramidal a partir de un volumen de datos que requiere cuatro subvolúmenes más pequeños en cuña de cuatro ciclos cardiacos consecutivos durante una apnea inspiratoria, que se combinan para proporcionar un volumen piramidal mayor. Se suele obtener los datos de la ventana apical durante la apnea y en un intervalo de riesgo relativo relativamente estable para minimizar los artefactos de la traslación entre los cuatro subvolúmenes adquiridos. Para una adquisición de calidad en 3D, es muy importante una imagen estable. Los parámetros de ganancia tienen que ajustarse también para optimizar la definición endocárdica y epicárdica. Para las aplicaciones en el VI, se utiliza un amplio sector que permita incluir todo el volumen del VI. Los conjuntos de datos en 3D pueden aparecer entonces en cinco secciones diferentes en 2D, que pueden modificarse de forma interactiva (fig. 1). Entre estos planos tomográficos, se encuentra la vista apical de cuatro cámaras, la de dos cámaras y las tres vistas estándar del eje corto, que sirven como imágenes de referencia para permitir que se localice con precisión la región de interés (RDI). Mediante esta convención, se ajustan las máximas dimensiones del eje largo para obtener el vértice verdadero. En primer lugar, la orientación del eje largo de las vistas de cuatro y

* Autor para correspondencia: University of Pittsburgh, Scaife Hall Room S-564, 200 Lothrop Street, Pittsburgh, PA 15213-2582, Estados Unidos.

Correo electrónico: gorcsanj@upmc.edu (J. Gorcsan).

Full English text available from: www.revespcardiol.org

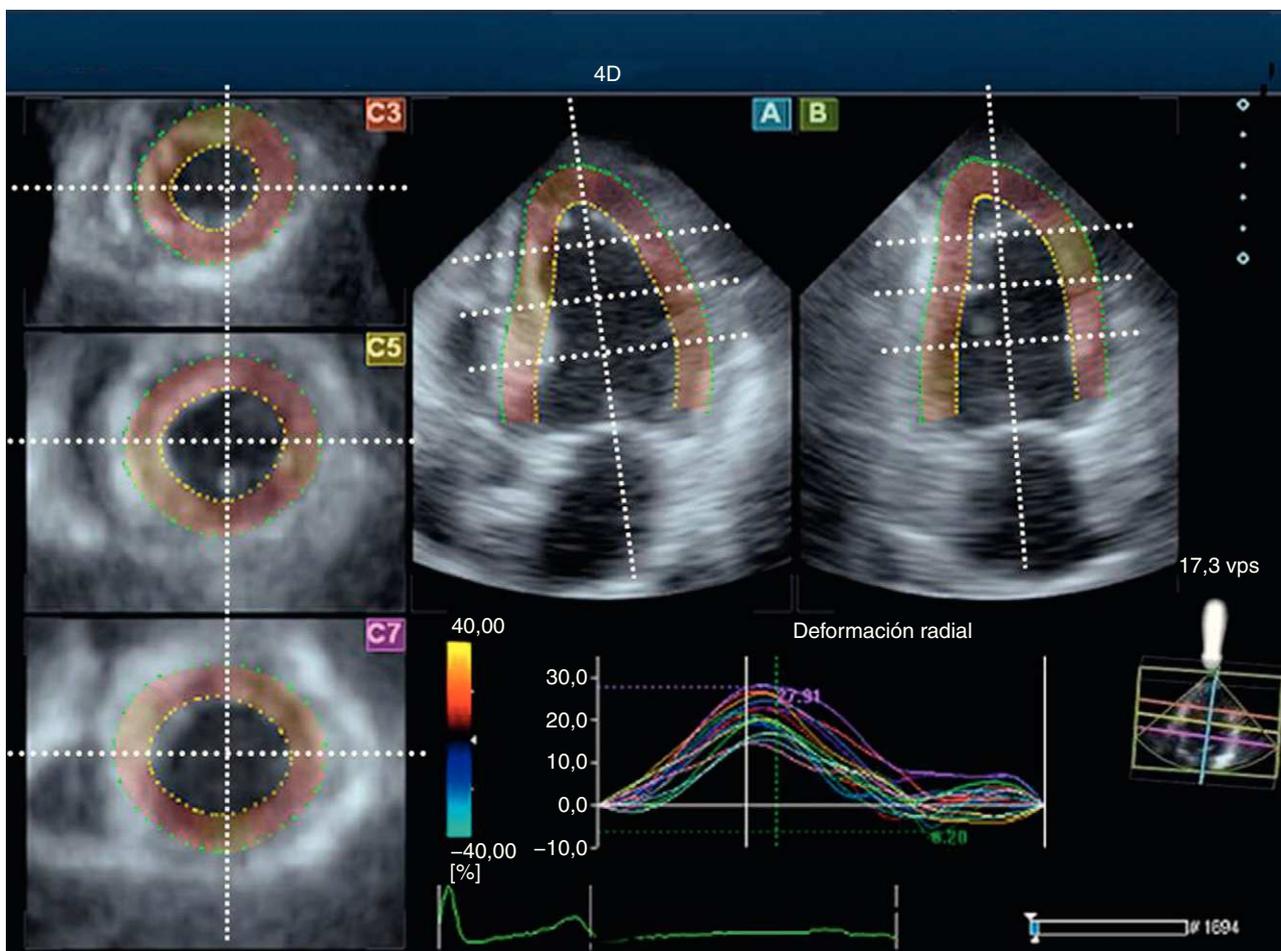


Figura 1. Ejemplos de imágenes generadas por un sistema de seguimiento en 3D del miocardio de un sujeto control utilizando un conjunto de datos tridimensional y piramidal con sus correspondientes imágenes de referencia en 2D. A: vista apical de cuatro cámaras. B: vista de dos cámaras. C3: vista apical del eje corto del ventrículo izquierdo. C5: vista del eje corto del ventrículo mesoizquierdo. C7: vista del eje corto del ventrículo izquierdo basal con las curvas de tiempo hasta deformación de los 16 segmentos.

dos cámaras se determina con la colocación de la línea del eje principal de forma que pase cerca del centro de la cavidad del VI. Seguidamente, se definen los tres planos estándar del eje corto colocando las líneas en las dos vistas apicales en cada nivel perpendicular al eje largo del ventrículo izquierdo. La RDI se traza en el endocardio en sentido antihorario, desde el anillo mitral de la mano derecha en telediástole en las dos vistas apicales; para ello se utiliza el sencillo método *point-and-click*, y se debe prestar especial atención al ajustar el seguimiento de todos los segmentos endocárdicos. Luego se genera automáticamente una segunda RDI más grande y se ajusta manualmente cerca del epicardio en las dos vistas apicales. El *software* divide automáticamente el ventrículo izquierdo en 16 segmentos estándar, basándose en la recomendación de la Sociedad Americana de Ecocardiografía¹, y genera las correspondientes curvas de tiempo hasta deformación a partir de cada segmento (fig. 2). La RDI se ajusta mediante la evaluación visual durante la función de reproducción en bucle, para asegurarse de que se incluyen todas las regiones de la pared de todo el ciclo cardíaco. Las películas en 3D de la deformación regional se generan con la deformación en color. Son posibles varias aplicaciones en 3D: diagramas polares o de ojo de buey, la malla metálica o los volúmenes del VI en 3D. Una de las aplicaciones con más éxito es la deformación radial en 3D con engrosamiento o la deformación radial positiva de color amarillo

anaranjado, y la deformación radial negativa o con estrechamiento de color azul.

APLICACIONES DE LA DEFORMACIÓN EVALUADA MEDIANTE SEGUIMIENTO DE MARCAS EN 3D PARA VOLÚMENES VENTRICULARES

Es bien conocido que las técnicas ecocardiográficas en 2D, como la deformación evaluada mediante seguimiento de marcas en 2D utilizada para cuantificar el volumen del VI, suelen estar afectadas por presunciones geométricas y vistas apicales escorzadas. Además, los métodos en 2D no tienen la capacidad de seguir el movimiento que ocurre dentro y fuera del plano, lo que puede dar lugar a representaciones inexactas del verdadero ruido y la función mecánica, lo que puede interferir en dicho seguimiento. Nesser et al² analizaron la exactitud de los volúmenes del VI mediante evaluación conjunta de la deformación con el seguimiento de marcas en 3D y el de las imágenes en 2D con la resonancia magnética cardíaca como referencia. Se observó que las mediciones de la deformación mediante seguimiento de marcas en 3D constataban una mayor correlación con la resonancia magnética cardíaca ($r = 0,85$ para el volumen telediastólico y $r = 0,92$ para el volumen telesistólico), menores sesgos (-16 ml para el volumen

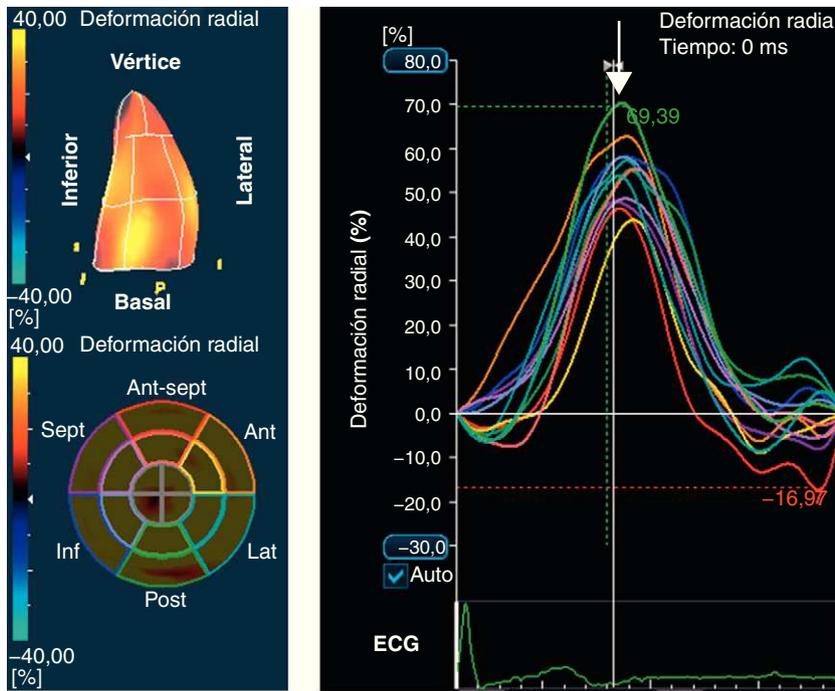


Figura 2. Imágenes de proyecciones en 3D del ventrículo izquierdo organizadas por colores (superior izquierda) e imágenes en diagrama en ojo de buey (inferior izquierda), con sus correspondientes curvas de tiempo hasta deformación de los 16 puntos del ventrículo izquierdo (a la derecha) de un sujeto de control normal. Las curvas de deformación muestran las curvas de tiempo hasta deformación máxima sincrónicas representadas por colores homogéneos en telesístole (flecha). Ant: anterior; Ant-sept: anteroseptal; ECG: electrocardiograma; Inf: inferior; Lat: lateral; Post: posterior; Sept: septal.

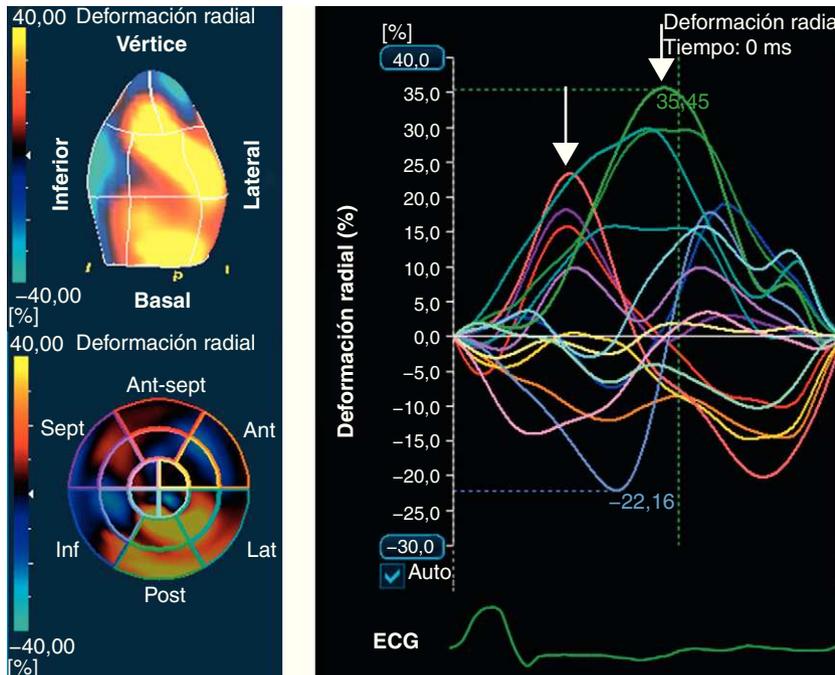


Figura 3. Ejemplo de una proyección en 3D del ventrículo izquierdo organizada por colores (superior izquierda) y una imagen de diagrama en ojo de buey (inferior izquierda), con sus correspondientes curvas de tiempo hasta deformación de los 16 puntos del ventrículo izquierdo (a la derecha) de un paciente con insuficiencia cardiaca y bloqueo de rama izquierda. Los datos de deformación muestran las curvas de tiempo hasta deformación máxima disincrónicas representadas por colores homogéneos en telesístole (flecha), con deformación máxima temprana en los segmentos septales y deformación máxima retardada en los segmentos posterolaterales (flechas). Ant: anterior; Ant-sept: anteroseptal; ECG: electrocardiograma; Inf: inferior; Lat: lateral; Post: posterior; Sept: septal.

telediastólico y -1 ml para el volumen telesistólico) y límites de coincidencia más ajustados (37 ml para el volumen telediastólico y 28 ml para el volumen telesistólico). Cabe destacar que en dicha deformación en 3D se constataba menos variabilidad en entre observadores y del observador (un 11-14% y un 12-13%) que en la de 2D (un 16-17% y un 12-16%, respectivamente). Estos importantes datos ilustran la precisión del sistema en 3D y su superioridad frente a los abordajes ecocardiográficos en 2D habituales.

APLICACIONES DE LA DEFORMACIÓN EVALUADA MEDIANTE SEGUIMIENTO DE MARCAS EN 3D PARA LA DISINCRONÍA

Una de las aplicaciones más prometedoras de la deformación evaluada mediante seguimiento de marcas en 3D es que el seguimiento del miocardio determine las anomalías en la activación mecánica regional conocida como disincronía, que parece ser importante para la terapia de estimulación en la insuficiencia cardiaca (IC). Aunque el estudio Predictors of Responders to Cardiac Resynchronization Therapy (PROSPECT) indica que la disincronía ecocardiográfica no tiene suficiente fuerza predictiva para sustituir los criterios de selección habituales en la terapia de resincronización cardiaca (TRC)⁷, varios informes recientes documentan la utilidad de la disincronía, medida según la deformación radial evaluada mediante seguimiento de marcas en 2D, como un importante marcador asociado a la supervivencia a largo plazo tras la TRC^{6,8-13}.

Suffoletto et al⁶ fueron los primeros en informar sobre la utilidad de dicha deformación radial para cuantificar la disincronía asociada a la respuesta de la fracción de eyección (FE) a la TRC. Demostraron que la disincronía radial basal medida por seguimiento de marcas, definida como un valor máximo de retardo de ≥ 130 ms entre la deformación ecocardiográfica de la pared anteroseptal y la de la pared posterior, predice una respuesta inmediata a la TRC (< 24 h) con un 91% de sensibilidad y un 75% de especificidad, y una respuesta a plazo medio a la TRC (8 \pm 5 meses tras la TRC) con un 89% de sensibilidad y un 83% de especificidad. Asimismo, el estudio multicéntrico prospectivo Speckle Tracking and Resynchronization (STAR) investigó sobre la utilidad de las deformaciones radiales, transversales, circunferenciales y longitudinales evaluadas mediante seguimiento de marcas para predecir la respuesta a la TRC y los eventos importantes a largo plazo tras la TRC¹⁰. Ese estudio demostró que los pacientes que no tenían disincronía antes de la TRC –según la deformación transversal o radial evaluada mediante seguimiento de marcas en 2D– sufrían graves complicaciones clínicas 3 veces más que quienes tenían una disincronía inicial significativa. Además, la carencia de disincronía antes de la TRC, determinada mediante el uso combinado de deformaciones radiales y transversales evaluadas mediante seguimiento de marcas en 2D, se relacionaba con la puesta en práctica de un dispositivo de asistencia ventricular, un trasplante de corazón o fallecimiento en aproximadamente el 50% de los pacientes, en comparación con los episodios que padecieron entre el 11 y el 13% de los pacientes que sí presentaron disincronía radial o transversal inicial en el seguimiento de marcas en 2D.

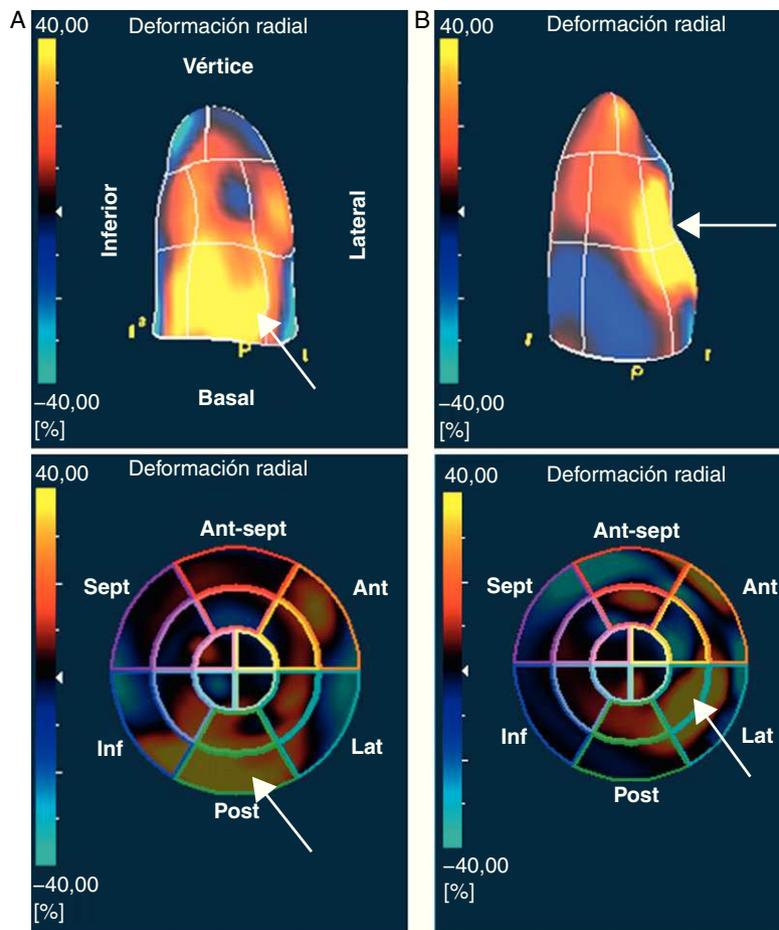


Figura 4. Mapas de la deformación radial evaluada mediante seguimiento de marcas en 3D organizados por colores de dos pacientes con insuficiencia cardiaca con bloqueo de rama izquierda. El paciente A tiene la última activación mecánica en el segmento mesoposterior (flecha). Por el contrario, el paciente B tiene la última activación mecánica en el segmento mesolateral (flecha). Ant: anterior; Ant-sept: anteroseptal; Inf: inferior; Lat: lateral; Post: posterior; Sept: septal.

Estas importantes observaciones de la deformación mediante el seguimiento de marcas en 2D para predecir importantes resultados tras la TRC han respaldado considerablemente la relación de la disincronía evaluada mediante seguimiento de marcas y la respuesta a la TRC. El acercamiento más reciente y teóricamente superior es el seguimiento de marcas en 3D, porque el seguimiento en 2D se limita a medir la disincronía en un solo plano, que puede carecer de sensibilidad para determinar los patrones precisos de la disincronía. Como la disincronía del VI es en realidad un fenómeno tridimensional, la deformación evaluada mediante seguimiento de marcas en 3D es una herramienta única y efectiva para evaluar la disincronía del VI^{3,4}. Tanaka et al³ han constatado que la disincronía radial evaluada mediante seguimiento de marcas en 3D se cuantificó con éxito desde todos los 16 puntos de captación del VI como retardo máximo de la pared opuesta en alcanzar la máxima deformación y la desviación estándar en 64 sujetos (54 pacientes con IC e intervalo QRS ancho y 10 sujetos normales). Se demostró que el retardo máximo de la pared opuesta y la desviación estándar se relacionaban significativamente con el retardo entre la pared anteroseptal y la posterior medido por la deformación radial evaluada mediante seguimiento de marcas en 2D ($r = 0,83$ y $r = 0,85$, respectivamente; todos, $p < 0,001$). Aparece un ejemplo en la figura 3, en la que se muestra una proyección del VI en 3D organizada por colores y una imagen en un diagrama de ojo de buey, así como las correspondientes curvas de tiempo hasta deformación de los 16 puntos de captación del VI de un paciente con IC y bloqueo de rama izquierda del haz de His (BRIHH), en la que se muestran unas curvas disincrónicas de tiempo hasta

deformación máxima representadas con colores heterogéneos en telesístole, con una deformación máxima temprana en los segmentos septales y una deformación máxima retardada en los segmentos posterolaterales. La disincronía evaluada mediante seguimiento de marcas en 3D es un método demasiado nuevo para que se demuestre su superioridad respecto al método en 2D, porque se necesita más tiempo para documentar resultados, pero parece bastante probable que la información obtenida mediante el seguimiento de marcas en 3D sea más precisa, algo en lo que se está investigando actualmente.

DETERMINACIÓN DEL LUGAR DE LA ÚLTIMA ACTIVACIÓN PARA LA TERAPIA DE ESTIMULACIÓN

Una posible aplicación del sistema para evaluar la deformación mediante seguimiento de marcas en 3D es dibujar la activación mecánica y orientar el posicionamiento de la derivación del VI. A pesar de que la derivación del VI se suele colocar en una vena epicárdica posterior o lateral a través del seno coronario, varios investigadores han demostrado que la colocación de la derivación del VI en el lugar de la última activación mecánica por medio de una deformación radial evaluada mediante seguimiento de marcas puede resultar en una resincronización más completa y repercutir favorablemente en la respuesta del paciente a la TRC^{6,14}. Aunque la determinación del lugar de la última activación para la TRC se evaluó por primera vez con un método de seguimiento de marcas en 2D, el nuevo sistema ecocardiográfico en 3D tiene el potencial

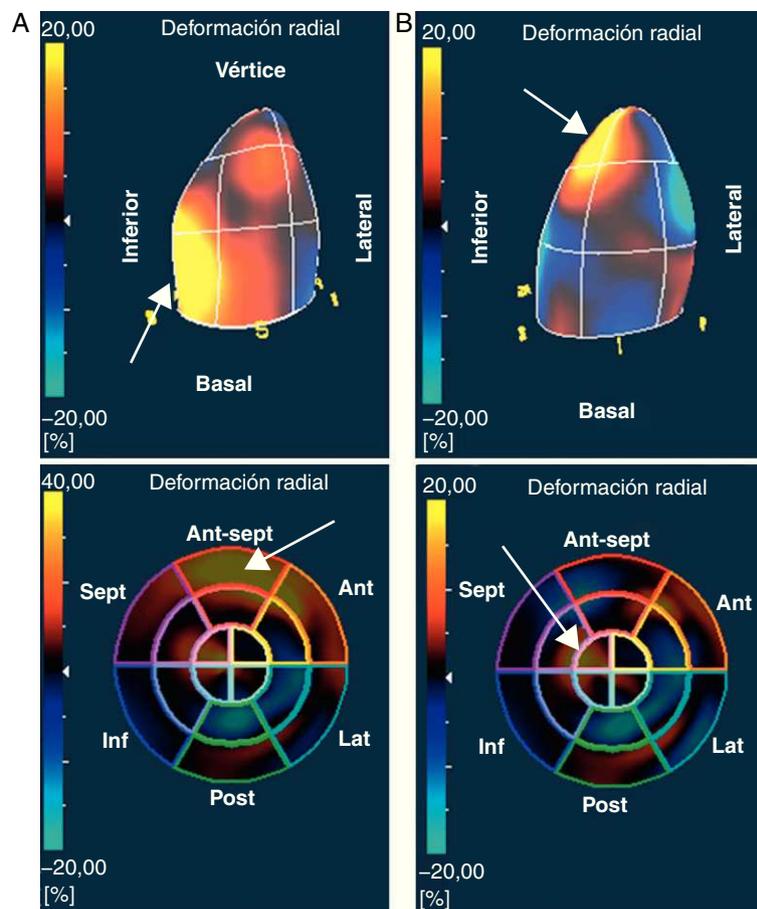


Figura 5. Mapas de la deformación radial evaluada mediante seguimiento de marcas tridimensional organizados por colores del mismo paciente con bloqueo de rama izquierda intrínseco (A) y durante la estimulación apical del ventrículo derecho (B). Durante dicha estimulación, los pacientes con bloqueo de rama izquierda tuvieron aumentos agudos en la disincronía inicial (desviación estándar de 106 ± 31 a 139 ± 30 ms), y la apical ventricular derecha cambió el lugar de la primera activación de la anteroseptal basal a la apical-septal (flecha). Ant: anterior; Ant-sept: anteroseptal; Inf: inferior; Lat: lateral; Post: posterior; Sept: septal.

para mejorar el análisis de la disincronía proporcionando un mapa más completo de la activación mecánica en 3D. El patrón del lugar de la última activación mecánica en pacientes con IC y BRIHH varía de un sujeto a otro (fig. 4) y es imposible determinar el momento de la contracción mecánica regional con el electrocardiograma de superficie. Tanaka et al³ han constatado recientemente la prevalencia del lugar de la última activación mecánica en 54 pacientes con IC e intervalo QRS ancho utilizando el tiempo hasta la máxima deformación radial, medido mediante seguimiento de marcas en 3D. Además, se constató la utilidad de determinar el lugar de la primera y la última activación mecánica de los 16 puntos de captación en el VI en pacientes TRC y BRIHH intrínseco y el ventrículo derecho (VD) estimulado mediante dicho sistema⁴. Se observaron ligeras diferencias en el lugar de la primera activación

mecánica en pacientes con VD estimulado, que se produjeron con mayor frecuencia desde el vértice (el 28 frente al 6% de los pacientes con BRIHH intrínseco; $p < 0,05$) y el tabique inferior (el 55 frente al 34% de los pacientes con BRIHH intrínseco). El lugar de la última activación mecánica en pacientes con BRIHH intrínseco se distribuyó de manera similar que entre los pacientes con el VD estimulado. Estos estudios se combinan para apoyar el posicionamiento de la derivación del VI asistido por imágenes como un avance potencial para la TRC y, sobre todo, que la deformación evaluada mediante seguimiento de marcas en 3D puede tener importantes implicaciones clínicas para decidir el posicionamiento transvenoso o quirúrgico de la derivación epicárdica del VI.

Curiosamente, la deformación evaluada mediante seguimiento de marcas en 3D también permite medir los graves efectos de la

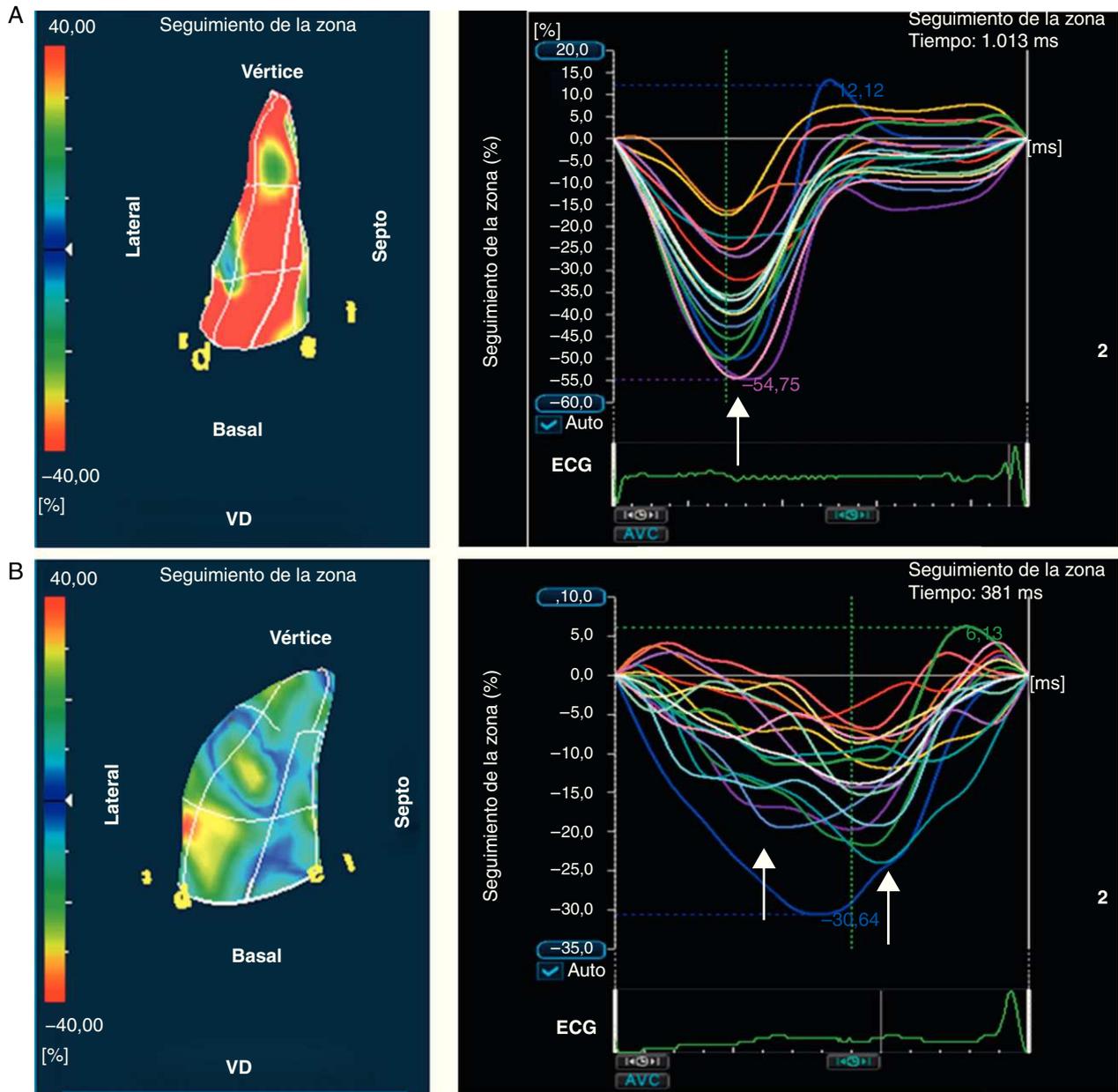


Figura 6. A: proyección en 3D del ventrículo derecho organizada por colores (izquierda) y sus correspondientes curvas de tiempo hasta deformación de los 16 puntos ventriculares derechos (derecha) de un sujeto de control normal, que constata curvas de tiempo hasta deformación máxima sincrónicas (flecha). B: proyección en 3D del ventrículo derecho organizada por colores (izquierda) y sus correspondientes curvas de tiempo hasta deformación de los 16 puntos ventriculares derechos (derecha) de un paciente con hipertensión pulmonar grave, que constata curvas de tiempo hasta deformación máxima heterogéneas (flecha) y una deformación inferior de la zona máxima. AVC: accidente vascular cerebral; ECG: electrocardiograma; VD: ventrículo derecho.

estimulación apical del VD en la función ventricular izquierda de pacientes con IC y BRIHH. Durante la estimulación apical del VD, los pacientes con BRIHH sufren aumentos agudos de la disincronía inicial evaluada mediante seguimiento de marcas en 3D. Además, la estimulación apical del VD cambia el lugar de la primera activación de la típica zona septal basal a la apical (fig. 5).

PERSPECTIVAS FUTURAS DE LA DEFORMACIÓN EVALUADA MEDIANTE SEGUIMIENTO DE MARCAS EN 3D

Aplicaciones en enfermedades isquémicas

Las anomalías isquémicas en el movimiento de la pared suelen relacionarse con un movimiento pasivo, como el retroceso y la expansión pasiva y la inmovilización de los segmentos adyacentes, por lo que la evaluación visual del movimiento de la pared es una de las determinaciones más difíciles de la práctica clínica diaria. La deformación evaluada por medio de imágenes de seguimiento de marcas tiene la ventaja de diferenciar la contracción activa del movimiento pasivo, que puede ser una variable confusa a la hora de evaluar la función regional de los seres humanos. En teoría, la deformación evaluada mediante seguimiento de marcas en 3D es una herramienta mejor para detectar los segmentos isquémicos del miocardio porque proporciona una evaluación simultánea completa de los 16 segmentos del VI en un solo latido. Recientemente, Seo et al¹⁵ han constatado la utilidad de la tasa de cambio de la zona endocárdica del VI mediante el seguimiento de marcas en 3D (deformación de la zona) y de los factores de deformación longitudinal y circunferencial, para evaluar la isquemia miocárdica aguda inducida por la oclusión de la arteria ascendente mesoizquierda utilizando un modelo de oveja anestesiada. Observaron que la deformación de la zona evaluada mediante seguimiento de marcas en 3D distingue con éxito los cambios de la función miocárdica inducida por la isquemia aguda en la pared mesoanterior y apical anterior. Por consiguiente, el seguimiento de marcas en 3D tiene un gran potencial para definir de forma más completa la mecánica del VI regional en pacientes con cardiopatía isquémica.

Aplicaciones de la deformación tridimensional para el ventrículo derecho

Es difícil conseguir una evaluación precisa de la función del VD, debido a su complejidad anatómica. Las aproximaciones en 2D se han limitado a planos de imágenes tomográficas que ofrecen una evaluación incompleta de la función tridimensional del VD. Por consiguiente, hay gran interés en las potenciales ventajas de los sistemas de seguimiento miocárdicos en 3D sobre los bidimensionales para el análisis funcional del VD. Aunque se puede considerar que el *software* definitivo para el seguimiento de marcas en 3D para el VD aún está en desarrollo, los intentos iniciales para evaluar la función del VD han producido unas observaciones interesantes. La figura 6 muestra ejemplos de la tasa de cambio de la zona endocárdica del VD (deformación de la zona) en un sujeto normal y en un paciente con hipertensión pulmonar grave (se estima una presión arterial pulmonar sistólica de 105 mmHg). Un paciente con hipertensión pulmonar grave tiene un valor inferior de la deformación máxima de la zona y unas curvas de tiempo hasta deformación máxima heterogéneas en comparación con un sujeto normal. Aunque el significado clínico de estas observaciones de la mecánica del VD aún no se ha aclarado, demuestra el impacto potencial de esta técnica de captación de imágenes. Se prevé que las futuras mejoras del *software* aumenten la capacidad de seguimiento del sistema de

seguimiento de marcas para los futuros estudios sobre la funcionalidad del VD.

Limitaciones actuales del seguimiento de marcas en 3D

Una limitación importante de la adquisición de imágenes para el sistema actual de seguimiento de marcas en 3D es su relativamente baja resolución temporal, con una frecuencia de 20-25 volúmenes/s. La adquisición de volumen secuencial, que en la actualidad requiere una secuencia de cuatro latidos, es vulnerable a los artefactos de movimiento si el paciente es incapaz de cooperar totalmente con una apnea. Estas son limitaciones prácticas cuando se va a evaluar la enfermedad isquémica y la ecocardiografía de estrés, en que la resolución temporal y contener la respiración resultan cada vez más difíciles. Asimismo, actualmente la resolución espacial de las imágenes en 3D y la calidad de imagen no son tan claras como las imágenes en 2D, debido a las exigencias tecnológicas de las imágenes en 3D. A pesar de estas limitaciones, la experiencia inicial con los sistemas de seguimiento de marcas en 3D ha superado las expectativas por las ventajas que ofrece un conjunto de datos en 3D. Hemos visto revisiones recientes de *hardware* y *software* que indican mejoras notables en cuanto a la resolución espacial y la calidad de la imagen en 3D. Se prevé que en un futuro próximo los avances técnicos en informática se traduzcan en mayores mejoras de la resolución espacial y temporal de las técnicas de seguimiento miocárdicas en 3D.

CONCLUSIONES

Los nuevos sistemas de seguimiento ecocardiográficos del miocardio que utilizan la deformación evaluada mediante el seguimiento de marcas en 3D nos han traído grandes expectativas por lo que respecta a sus futuras aplicaciones clínicas. La deformación evaluada mediante el seguimiento de marcas en 3D ha proporcionado un conocimiento más profundo de la mecánica del VI, con posibles aplicaciones como la evaluación de cardiopatías isquémicas, la disincronía y los tratamientos de estimulación, así como la función del VD. Al igual que muchos nuevos avances técnicos, se necesita más tiempo para determinar la importancia exacta del seguimiento miocárdico en 3D en la práctica clínica habitual. Sin embargo, la experiencia inicial del seguimiento de marcas en 3D ha sido tan gratificante que se prevé que tenga un claro papel en el futuro tratamiento de los pacientes.

CONFLICTO DE INTERESES

El Dr. Gorcsan recibe financiación para su investigación de Toshiba Medical, GE Medical, Medtronic, Biotronik y St. Jude Medical.

BIBLIOGRAFÍA

- Lang RM, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pellikka PA, et al. Recommendations for chamber quantification: a report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, developed in conjunction with the European Association of Echocardiography, a branch of the European Society of Cardiology. *J Am Soc Echocardiogr*, 2005;18:1440-63.
- Nesser HJ, Mor-Avi V, Gorissen W, Weinert L, Steringer-Mascherbauer R, Niel J, et al. Quantification of left ventricular volumes using three-dimensional echocardiographic speckle tracking: comparison with MRI. *Eur Heart J*, 2009;30:1565-73.
- Tanaka H, Hara H, Saba S, Gorcsan 3rd J. Usefulness of three-dimensional speckle tracking strain to quantify dyssynchrony and the site of latest mechanical activation. *Am J Cardiol*, 2010;105:235-42.
- Tanaka H, Hara H, Adelstein EC, Schwartzman D, Saba S, Gorcsan 3rd J. Comparative mechanical activation mapping of RV pacing to LBBB by 2D

- and 3D speckle tracking and association with response to resynchronization therapy. *JACC Cardiovasc Imaging*, 2010;3:461–71.
5. Pérez de Isla L, Balcones DV, Fernández-Golfin C, Marcos-Alberca P, Almería C, Rodrigo JL, et al. Three-dimensional-wall motion tracking: a new and faster tool for myocardial strain assessment: comparison with two-dimensional-wall motion tracking. *J Am Soc Echocardiogr*, 2009;22:325–30.
 6. Suffoletto MS, Dohi K, Cannesson M, Saba S, Gorcsan 3rd J. Novel speckle-tracking radial strain from routine black-and-white echocardiographic images to quantify dyssynchrony and predict response to cardiac resynchronization therapy. *Circulation*, 2006;113:960–8.
 7. Chung ES, Leon AR, Tavazzi L, Sun JP, Nihoyannopoulos P, Merlino J, et al. Results of the Predictors of Response to CRT (PROSPECT) trial. *Circulation*, 2008;117:2608–16.
 8. Oyenuga O, Hara H, Tanaka H, Kim HN, Adelstein EC, Saba S, et al. Usefulness of echocardiographic dyssynchrony in patients with borderline QRS duration to assist with selection for cardiac resynchronization therapy. *JACC Cardiovasc Imaging*, 2010;3:132–40.
 9. Gorcsan 3rd J, Abraham T, Agler DA, Bax JJ, Derumeaux G, Grimm RA, et al. Echocardiography for cardiac resynchronization therapy: recommendations for performance and reporting—a report from the American Society of Echocardiography Dyssynchrony Writing Group endorsed by the Heart Rhythm Society. *J Am Soc Echocardiogr*, 2008;21:191–213.
 10. Tanaka H, Nesser HJ, Buck T, Oyenuga O, Janosi RA, Winter S, et al. Dyssynchrony by speckle-tracking echocardiography and response to cardiac resynchronization therapy: results of the Speckle Tracking and Resynchronization (STAR) study. *Eur Heart J*, 2010;31:1690–700.
 11. Delgado V, Ypenburg C, Van Bommel RJ, Tops LF, Mollema SA, Marsan NA, et al. Assessment of left ventricular dyssynchrony by speckle tracking strain imaging comparison between longitudinal, circumferential, and radial strain in cardiac resynchronization therapy. *J Am Coll Cardiol*, 2008;51:1944–52.
 12. Gorcsan 3rd J, Oyenuga O, Habib PJ, Tanaka H, Adelstein EC, Hara H, et al. Relationship of echocardiographic dyssynchrony to long-term survival after cardiac resynchronization therapy. *Circulation*, 2010;122:1910–8.
 13. Tops LF, Suffoletto MS, Bleeker GB, Boersma E, Van der Wall EE, Gorcsan 3rd J, et al. Speckle-tracking radial strain reveals left ventricular dyssynchrony in patients with permanent right ventricular pacing. *J Am Coll Cardiol*, 2007;50:1180–8.
 14. Ypenburg C, Van Bommel RJ, Delgado V, Mollema SA, Bleeker GB, Boersma E, et al. Optimal left ventricular lead position predicts reverse remodeling and survival after cardiac resynchronization therapy. *J Am Coll Cardiol*, 2008;52:1402–9.
 15. Seo Y, Ishizu T, Enomoto Y, Sugimori H, Aonuma K. Endocardial surface area tracking for assessment of regional LV wall deformation with 3D speckle tracking imaging. *JACC Cardiovasc Imaging*, 2011;4:358–65.