

Doppler tisular: principios fisicos y aplicacion clinica

JAN D'HOOGHE, FRANK WEIDEMANN', LAURENTINO BARRIOS ²

RESUMEN

La cuantificacion de la funcion regional del corazon es una meta importante en la cardiologia clinica. Con este objetivo, hace diez anos se introdujo el Doppler tisular en la ecocardiografia. Ademas, desarrollos recientes en esta tecnica del Doppler tisular han permitido las imagenes de *strain rate* y *strain*, imagenes cuantitativas de las caracteristicas de la deformacion miocardica. Este articulo es una introduccion en estas nuevas tecnicas tanto de los principios fisicos como del use clinico. REV ARGENT CARDIOL 2002; 70: 143-151.

Palabras clave Funcion miocardica - Cuantificacion - Ecocardiografia - Doppler tisular - Revision

INTRODUCCION

En 1957, Satomura presento el primer sistema que posibilita la medicion de la velocidad de la sangre. (1) Con ese proposito, use el fenomeno de Doppler, que puede definirse como el cambio de frecuencia de la onda transmitida y recibida al reflejarse en un objeto en movimiento. Luego, desarrollos adicionales resultaron en la tecnica del Doppler pulsado, que permite medir la velocidad en una region definida. (2, 3) Durante los anos setenta se mejoraron estos sistemas, lo que en 1984 dio por resultado la introduccion de un metodo para medir la velocidad de la sangre en la imagen bidimensional: el Doppler color. (4) En 1992, esta tecnica se adapto para visualizar las velocidades miocardicas. (5, 6) Finalmente, desarrollos en esta tecnica de Doppler tisular permitieron las imagenes de desplazamiento (lo que en ingles se llama *tissue tracking*, *strain rate* y *strain*). (7, 8) Las imagenes de *strain rate* y *strain* dan una informacion cuantitativa de las caracteristicas de la deformacion miocardica.

Este articulo es una introduccion en estas nuevas tecnicas. Sin duda, el interes principal de la mayoria de los cardiologos clinicos es logicamente el use prac-

tico de estas tecnicas en la rutina. No obstante, este trabajo comienza con la explicacion de los principios fisicos en que se fundan estas nuevas tecnicas. La interpretacion correcta de los valores medidos o de las curvas extraidas es imposible si no se entiende bien que se esta midiendo. Luego continua con una parte clinica que describe los resultados preliminares de estas nuevas modalidades de Doppler.

PRINCIPIOS FISICOS

El Doppler tisular se funda en el Doppler convencional. En consecuencia, este apartado empieza con explicaciones de los principios fisicos del Doppler convencional. Aunque mucha gente cree que el fenomeno Doppler se aplica a todas las modalidades de Doppler, esta presuncion no es correcta: solamente el Doppler continuo usa este fenomeno mientras que el Doppler pulsado y el Doppler color se basan en un principio diferente.

El Doppler continuo

En el Doppler continuo se transmite una onda continua con un cristal piezoelectrico y se detecta la onda reflejada con otro cristal. Si el reflector ultraso-

Medical Image Computing, Departamentos de Ingenieria Electronica, Cardiologia' y Acustica, Universidad Catolica de Lovaina, Lovaina, Belgica

² Departamento de Cardiologia de la 3^a Catedra Libre de Clinica Medica, Universidad Nacional de Asuncion, Asuncion, Paraguay
Trabajo recibido para su publicacion: 31/08/01 Aceptado: 13/11/01

Direccion para separatas: Jan D'hooge, University Hospital Gasthuisberg, Department of Cardiology, Herestraat 49, B-3000 Leuven, Belgium
- Tel.: +32 16 34.75.69 - Fax: +32 16 34.34.67 - E-mail: jan.dhooge@uz.kuleuven.ac.be

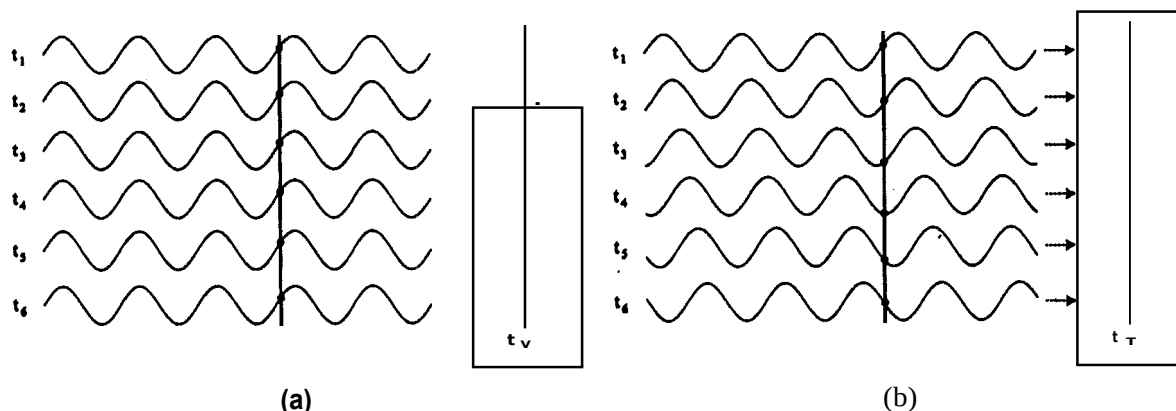


Fig. 1. En el sistema del Doppler pulsado se toma una Bola muestra para cada pulso transmitido. Por un reflector estatico, todas las reflexiones son iguales y en consecuencia las muestras tambien lo son (a). Sin embargo, si el reflector se aleja del transductor o se acerca a el, su reflexion llega mas tarde o mas temprano y Las muestras cambian (b). Se puede demostrar que la frecuencia de la sepal construida con estas muestras es igual a la frecuencia de Doppler.

nico (p. ej., un globulo rojo de la sangre) esta alejandose (o acercandose) del transductor, hay un cambio de la frecuencia transmitida (f_t) y recibida (f_r). Esto es el fenómeno de Doppler.

Este cambio de frecuencia (la frecuencia de Doppler: f_d) se emplea para calcular la velocidad del reflector por medio de la ecuación de Doppler:

$$f_d = \frac{2v \cos \theta}{c} f_t \quad (1)$$

donde v es la velocidad real, θ el ángulo entre la dirección del movimiento y el rayo ultrasonico y c la velocidad de la propagación de la onda (un valor típico para tejido blando es 1.540 m/seg). En caso de que el ángulo θ es de 90° , no hay cambio de la frecuencia, sin importar la amplitud de la velocidad. Entonces, solamente se puede medir el componente de la velocidad en la dirección de la propagación de la onda, siendo la dirección de una línea en la imagen bidimensional.

Como la onda transmitida es una onda continua, el sistema Doppler continuo no da información sobre la posición de las velocidades medidas: detecta todas las velocidades que se encuentran en el rayo ultrasonico. En consecuencia, en la práctica no se mide una Bola velocidad sino mas bien un espectro de velocidades.

El Doppler pulsado

Para obtener información espacial de las velocidades medidas se desarrolló el Doppler pulsado. En este sistema se transmiten ondas pulsadas en una dirección elegida por el operador a un ritmo fijo: la frecuencia de la repetición del pulso (FRP). Por cada pulso se toma una Bola muestra de la sepal recibida a un tiempo fijo después de la transmisión. Estas muestras se tratan como una sepal.

Por un reflector estatico, todas las reflexiones son iguales y en consecuencia las muestras tambien lo son (Figura 1, a). Sin embargo, si el reflector se aleja (o se acerca) del transductor, su reflexión llega mas tarde

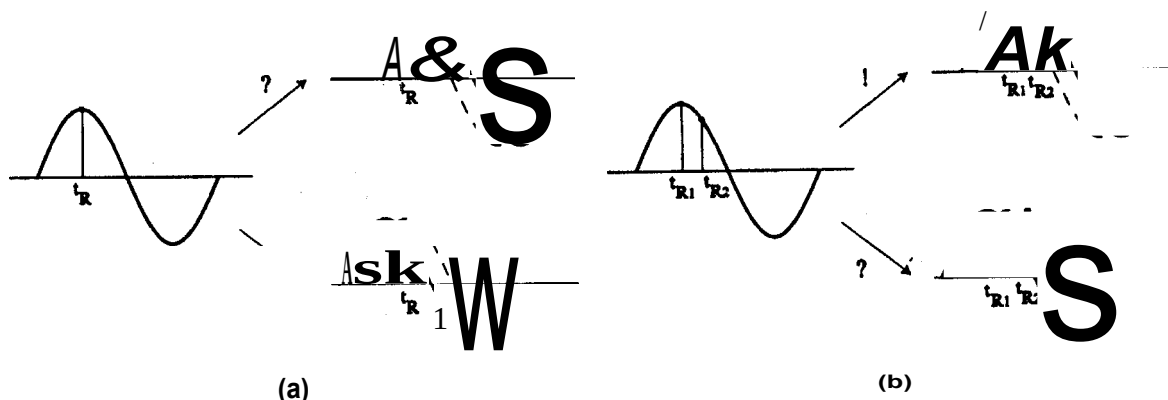


Fig. 2. Si se toma una sola muestra, no se obtiene información sobre la dirección de la velocidad (a). Sin embargo, si se toma una segunda muestra poco después de la primera, la dirección del movimiento está determinada (b).

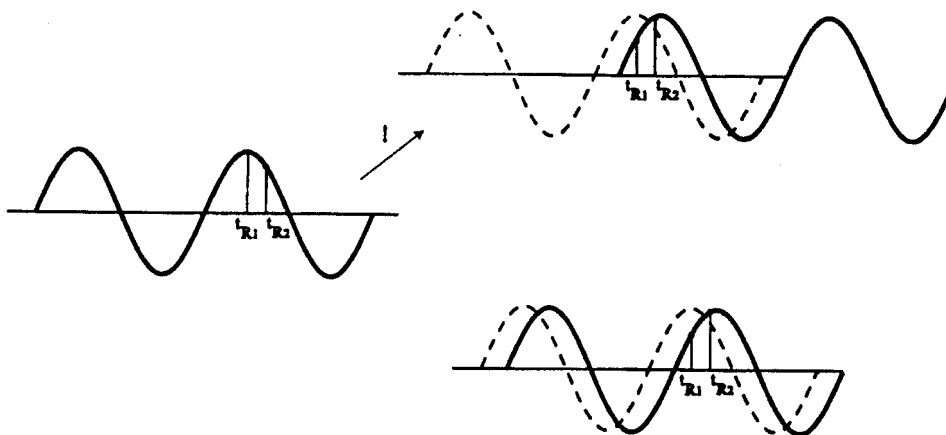


Fig. 3. Si la velocidad del reflector es muy elevada, el desplazamiento entre dos señales consecutivas es demasiado largo y el sistema de Doppler pulsado no puede diferenciar esta velocidad alta de una velocidad baja porque las muestras tomadas en ambas situaciones son iguales. Esto es el efecto de *aliasing*.

(o mas temprano) y las muestras cambian (Figura 1, b). Se puede demostrar que la frecuencia de la señal construida con estas muestras es igual a la frecuencia de Doppler, medida con el sistema Doppler continuo (ecuación 1). Por esta razón, la técnica se llama "Doppler pulsado", aunque no se emplea el fenómeno Doppler, sino mas bien el desplazamiento de las señales recibidas entre las grabaciones siguientes.

El sistema descrito no posibilita la medición de la dirección del movimiento del reflector. A ese efecto se deben tomar dos muestras por cada pulso transmitido. Esto determina completamente la dirección del desplazamiento (Figura 2).

Si la velocidad del reflector es alta, el desplazamiento entre dos señales consecutivas es largo. Si este desplazamiento es mas largo que la mitad de una longitud de onda, el sistema Doppler pulsado no puede diferenciar esta velocidad alta de una velocidad baja porque las muestras tomadas en ambas situaciones son iguales (Figura 3). Esto es el efecto de *aliasing* y muchas veces se muestra en la clínica como velocidades negativas elevadas que se miden como velocidades positivas o viceversa.

El Doppler color

Para facilitar la medición de la velocidad en la imagen bidimensional, se desarrolló el Doppler color. En forma similar al Doppler pulsado, el Doppler color no emplea el fenómeno Doppler, mas bien usa el desplazamiento entre reflexiones consecutivas. Sin embargo, la diferencia con el Doppler pulsado es que transmite (en teoría) solamente dos pulsos en cada dirección de la imagen y se graba la señal reflejada completamente (al contrario, el Doppler pulsado solamente toma una o dos muestras). Después, estas señales se usan para estimar el desplazamiento entre ellas (Figura 4). Dado que el tiempo entre la transmisión de ambos pulsos es conocido, esto determina con precisión la velocidad del reflector.

Ya mostramos que dos muestras tomadas en poco tiempo determinan completamente la fase de una onda (Figura 2). Entonces, dos muestras por cada señal (cuatro números) determinan el cambio en fase, es decir el desplazamiento entre ellas. Ese cálculo se puede hacer rápidamente por cada punto de una línea de la imagen usando la función de autocorrelación. Por eso, el sistema Doppler color también se

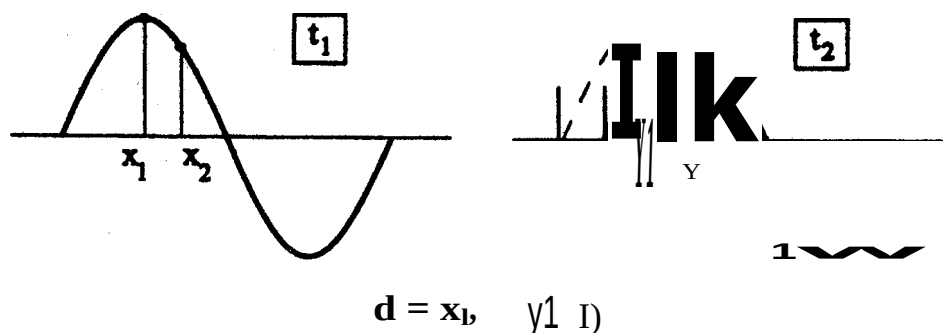


Fig. 4. En el Doppler color se estima el cambio en la fase (el desplazamiento) entre dos grabaciones consecutivas. Por esto, se emplean dos veces dos muestras (cuatro números).

llama sistema de autocorrelación. Puesto que la situación que ilustra la Figura 3 vale para el sistema Doppler color, también puede ocurrir *aliasing*.

El Doppler tisular

Hay dos modalidades de Doppler tisular: el Doppler tisular pulsado y el Doppler color. Ambas modalidades se basan en la técnica del Doppler convencional. La única diferencia es que se filtran las velocidades estimadas: en el Doppler convencional se filtran las estructuras que reflejan intensamente y que tienen una velocidad relativamente baja (p. ej., el músculo cardíaco). Al contrario, en el Doppler tisular se filtran velocidades de estructuras que reflejan poca energía y que se mueven rápidamente (la sangre). Además, se eligió por convención que un reflector alejándose se considera una velocidad negativa o color azul, mientras que un movimiento en la dirección del transductor es positivo o rojo.

Las imágenes de *strain rate* y *strain*

Para solucionar algunas desventajas del Doppler tisular para la cuantificación de la función miocárdica, se introdujeron las imágenes de *strain rate* y *strain*. *Strain* (ϵ) es la deformación de un objeto relativo a su forma original. Entonces, para un objeto unidimensional, se puede escribir que:

$$\epsilon = \frac{L - L_0}{L_0} \quad (2)$$

donde L es la longitud después de la deformación y L_0 es la longitud original. Como el *strain* es una medición relativa, no lleva una unidad y su valor se expresa generalmente en porcentaje. *Strain rate* (ϵ ; epsilon punto) es la velocidad de esta deformación

relativa y su unidad es s^{-1} . En la terminología cardiológica se dice que el *strain* es el engrosamiento o acortamiento relativo de la pared mientras que el *strain rate* es la velocidad de esta deformación.

Se puede demostrar que el *strain rate* es el gradiente espacial de la velocidad: (8,9) si dos puntos del mismo objeto se mueven a una velocidad distinta, forzosamente este objeto está cambiando su forma. Entonces, el cálculo del gradiente espacial de las velocidades medidas con el Doppler tisular da por resultado la imagen de *strain rate*. Por definición, un valor positivo (o un color amarillo-rojo) corresponde a un alargamiento mientras que un valor negativo (o un color azul) significa un acortamiento. Si no hay deformación, el músculo tiene un color verde.

Finalmente, la integración temporal de la curva de *strain rate* da por resultado el *strain*. Esto se puede comparar con la integración de la velocidad que resulta en el desplazamiento (si se conoce la velocidad de un auto durante su recorrido completo, se puede calcular en cada momento la distancia que recorrió). En efecto, la integración temporal de la velocidad del miocardio resulta en el desplazamiento miocárdico durante el ciclo cardíaco. La imagen de desplazamiento (lo que en inglés se llama *tissue tracking*) también se puede usar para medir la función cardíaca. (7, 10) En la Figura 5 se muestra un ejemplo.

Los ejes fisiológicos del corazón

Para facilitar la interpretación fisiológica de los valores medidos en las imágenes de velocidad, *strain rate* o *strain*, se usa un sistema de coordenadas regionales en el que hay tres ejes:

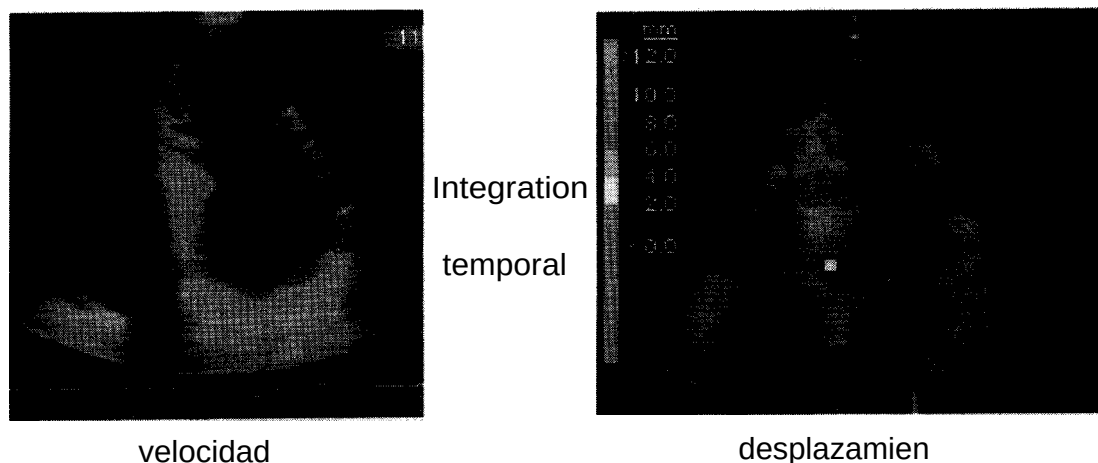


Fig. 5. La integración temporal de la velocidad del miocardio (izquierdo) resulta en el desplazamiento miocárdico durante el ciclo cardíaco. La imagen de desplazamiento (derecho) también se puede usar para medir la función cardíaca.

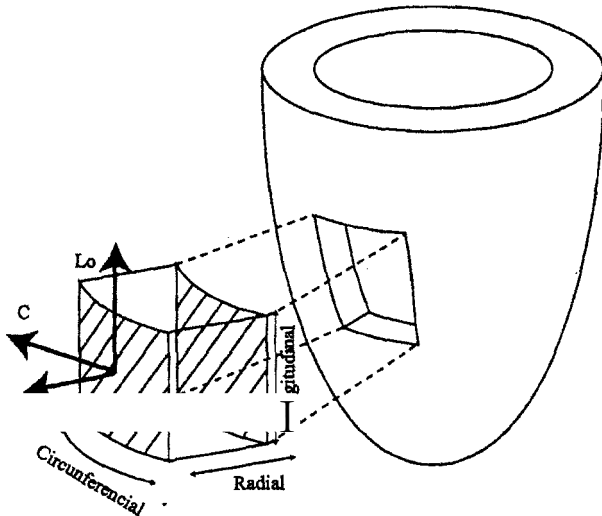


Fig. 6. Para facilitar la interpretación fisiológica se introdujo un sistema de coordenadas regionales en que hay tres ejes: ejes radial, longitudinal y circunferencial.

- **El eje radial:** perpendicular al epicardio, que va del interior del ventrículo hacia afuera.
- **El eje longitudinal:** perpendicular al eje radial (tangente al epicardio) y que va hacia la base del ventrículo.
- **El eje circunferencial:** perpendicular al eje radial y longitudinal.

Este sistema de coordenadas se muestra en la Figura 6. Debe entenderse que la orientación de estos ejes en el espacio tridimensional es diferente en cada punto del corazón.

USO CLINICO

El examen clínico del Doppler tisular

Desde hace muchos años el examen de eco-Doppler es importante en el diagnóstico de la función del ventrículo izquierdo. La función sistólica radial se mide usando el modo M desde una posición paraesternal y calculando la fracción de acortamiento o la fracción de eyección. (11) La ventana apical sirve para medir la función sistólica y diastólica longitudinal usando el desplazamiento del plano auriculoventricular. (12-14) Además, la relación E/A (la relación entre la velocidad pico durante el llenado rápido y el llenado auricular del ventrículo izquierdo) se aplica como medida de la función diastólica. (15)

Todas estas técnicas convencionales tienen la desventaja de que solamente dan información de la función ventricular global. Sin embargo, la medición de la función regional es un objetivo importante en la cardiología clínica. Por esta razón, se introdujo la nueva técnica de Doppler tisular. Con esta técnica, como en las técnicas convencionales, se utiliza la posición paraesternal y apical para medir la función radial y longitudinal, respectivamente. Dado que los valores calculados dependen del ángulo entre el rayo ultrasonico y la dirección del movimiento o de la deformación del ventrículo (en otras palabras, de la posición del ventrículo en la imagen), es muy importante asegurarse de que el rayo ultrasonico este paralelo o perpendicular a la pared cardíaca para una posición apical o paraesternal respectivamente. De otro modo, la cuantificación precisa no es posible.

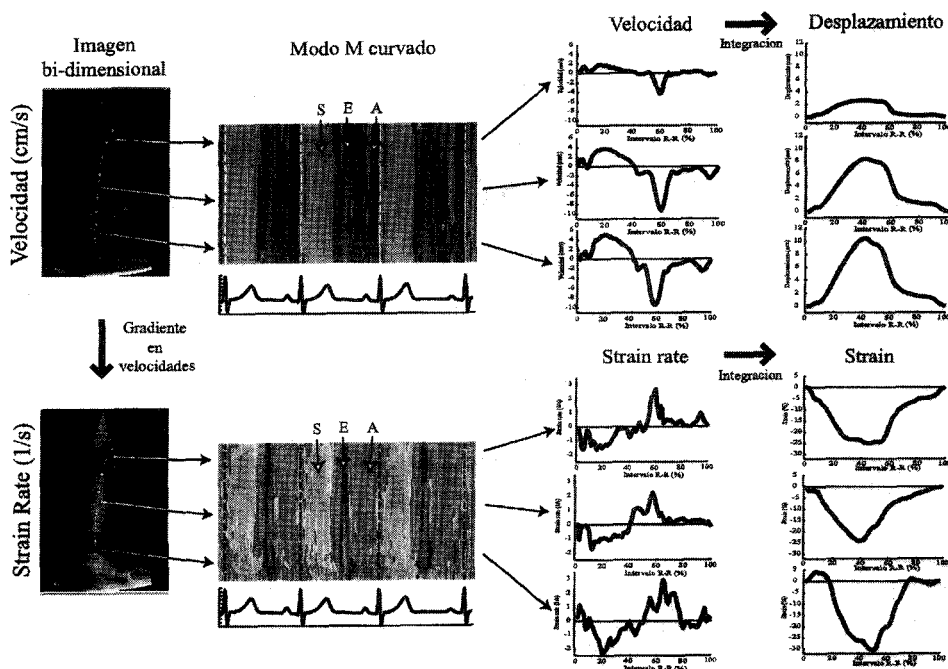


Fig. 7. La imagen del modo M curvado se construye dibujando una curva en la imagen bidimensional. Después se muestra por cada punto de la curva el valor medido en función del tiempo. Por definición, velocidades positivas/negativas se muestran en un color rojo/azul mientras que valores de *strain rate* positivos/negativos corresponden a amarillo-rojo/azul, respectivamente. La integración temporal de la velocidad resulta en el desplazamiento mientras que la integración del *strain rate* da el *strain*.

Hasta este momento, solamente el Doppler tisular y la imagen de desplazamiento se pueden analizar al lado del paciente. Las otras técnicas (*strain rate* y *strain*) todavía necesitan análisis *off-line*. Una técnica que se utiliza con frecuencia es la del modo M curvado: la imagen del modo M curvado se construye dibujando una curva en la imagen bidimensional. Después, por cada punto de la curva se muestra el valor medido (velocidad o *strain rate*) en función del tiempo (Figura 7). Esta imagen del modo M curvado es útil para investigar la sincronización de la contracción cardíaca. (16)

Características normales de las velocidades, *strain rate* y *strain*

En el corazón normal, el apex es casi fijo durante el ciclo cardíaco, mientras que la base se desplaza en la dirección del apex durante la sístole. En consecuencia, las velocidades longitudinales medidas en la base son mayores que las medidas en la punta (Figura 7). Se observó que las velocidades son muy heterogéneas entre las distintas paredes ventriculares. Además, se describió que las velocidades longitudinales del ventrículo derecho son más elevadas que las del ventrículo izquierdo.

El patrón típico de la velocidad muestra las diferentes fases del ciclo cardíaco (Figura 8). Durante la sístole hay un movimiento de la pared en la dirección del transductor. Durante la diástole se observa un alejamiento bifásico correspondiente al llenado rápido y el llenado auricular respectivamente*. La causa del movimiento de las paredes del ventrículo izquierdo durante el llenado auricular es el aumento de la presión en la cavidad. Los valores normales

*La única excepción en este patrón es la pared septal visualizada desde la posición paraesternal.

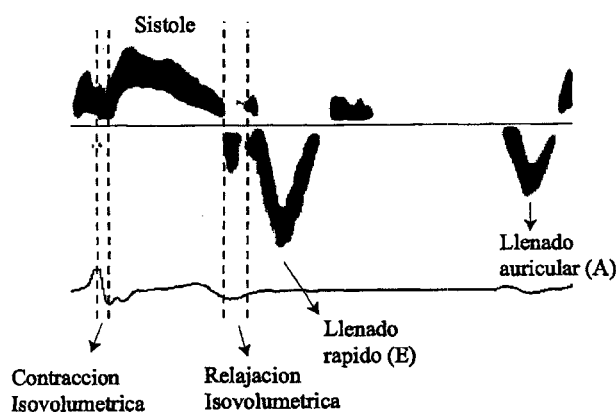


Fig. 8. Ejemplo de una curva Doppler tisular de la pared posterior de una posición paraesternal. Las diferentes fases del ciclo cardíaco se pueden identificar con precisión.

de todas las paredes son conocidos en adultos y niños. (17-20) Durante los periodos isovolumétricos, la forma del ventrículo izquierdo cambia rápidamente. (21) Por esta razón, durante estos periodos pueden medirse valores positivos o negativos. Sin embargo, fundándose en las curvas del Doppler tisular, se puede identificar la duración de estos periodos con precisión.

El mismo patrón se observa para *el strain rate* y *el strain*: una fase sistólica y una relajación bifásica (Figura 7). El *strain rate* y el *strain* longitudinal son relativamente homogéneos entre diferentes posiciones en las paredes cardíacas (valor pico de *strain rate* longitudinal durante sístole es de alrededor de $-1,6 \text{ s}^{-1}$; protodiástole $2,0 \text{ s}^{-1}$ y telediástole $1,0 \text{ s}^{-1}$; el valor de *strain* longitudinal sistólico es de alrededor de -20%). Los segmentos apicales Megan a su deformación máxima aproximadamente 20 ms antes que los segmentos basales. Además, durante el llenado auricular, la deformación longitudinal de la pared empieza en la base y se propaga hacia la punta. La velocidad de la propagación de esta onda de la deformación en la pared se puede usar como parámetro para detectar patologías. (22, 23) En el corazón normal, el valor de *strain rate* y *strain* radial es aproximadamente el doble del valor del longitudinal. Finalmente, se observó que los valores de *strain rate* y *strain* del ventrículo derecho son más elevados y más heterogéneos. (24, 25)

Estudios que demuestran la utilidad clínica del Doppler tisular

Estudios clínicos con uso de velocidades

Múltiples estudios clínicos demostraron el valor potencial del Doppler tisular en la isquemia. Se observó que las velocidades miocárdicas disminuyen durante isquemia aguda (26-28) y que se podría cuantificar disfunción segmentaria cardíaca. (29, 30) Durante el eco estrés con dobutamina, el Doppler tisular puede detectar cambios sutiles en la contractilidad inducidos por una dosis baja de dobutamina. (31, 32) Además, durante el eco estrés con dobutamina el Doppler tisular puede visualizar segmentos anormales que habitualmente no se pueden detectar en la imagen bidimensional. (33)

El Doppler tisular puede cuantificar la reducción de la función sistólica en miocardiopatías dilatadas (34) e hipertroficadas. (35-37) Además, la velocidad pico medida durante la protodiástole puede diferenciar la miocardiopatía restrictiva de la pericarditis constrictiva. (38) En los trasplantes, el Doppler tisular se puede usar para estimar la presión de enclavamiento (39) y para excluir rechazo. (40) También, mediante Doppler tisular se puede detectar en forma precoz la afección cardíaca en la enfermedad de Chagas. (41, 42)

Finalmente, en pacientes con el síndrome de Wolff-Parkinson-White, las velocidades cardíacas pueden identificar la vía patológica auriculoventricular. (43, 44)

Estudios clínicos con empleo de strain rate y strain

En pacientes con sospecha de infarto de miocardio, el *strain rate* puede diferenciar el músculo normal del músculo necrosado. (8, 45, 46) En pacientes con isquemia aguda, el *strain rate* y el *strain* pueden cuantificar con precisión el cambio en la deformación de las paredes. (47) Además, el *strain rate* en la protodiástole puede diferenciar la miocardiopatía restrictiva de la pericarditis constrictiva (48) y puede cuantificar la miocardiopatía hipertrofica (49) y la miocardiopatía en la ataxia de Friedreich. (50) También puede diferenciar la miocardiopatía hipertrofica de la hipertrofia fisiológica. (51)

En animales se observó que el *strain rate* y el *strain* cambian durante la oclusión aguda de una arteria coronaria. (52) Se demostró en este estudio que en caso de que ocurra un engrosamiento de la pared isquémica después del cierre de la válvula aórtica (postsistólico) este fenómeno se puede usar como parámetro de viabilidad. Además, se demostró que el intervalo entre el inicio del ciclo cardíaco y el alcance del valor pico del *strain* no solamente se puede usar para localizar segmentos isquémicos sino también para definir el área de riesgo. (53, 54)

Durante el eco estrés con dobutamina se observaron características de *strain rate* y *strain* muy diferentes para segmentos atontados y segmentos isquémicos sin reserva de flujo. (55) Además, en un modelo de isquemia crónica, el *strain rate* puede identificar una estenosis significativa (> 75%). (56)

CONCLUSIONES

En la primera parte de este artículo se explicaron los principios físicos del Doppler tisular y sus técnicas derivadas, como las imágenes de desplazamiento, *strain rate* y *strain*. Para una discusión más completa de estos principios, referimos al lector a las referencias 9 y 57. En la segunda parte se presentó un resumen de la mayoría de los estudios clínicos publicados. Aunque se han presentado muchos estudios y estas nuevas técnicas parecen muy prometedoras, su uso clínico todavía no está determinado. Se requieren más estudios e investigaciones.

SUMMARY

TISSUE DOPPLER IMAGING: PHYSICAL PRINCIPLES AND CLINICAL APPLICATION

Quantification of regional myocardial function is an important goal in clinical cardiology. In order

to achieve this, tissue Doppler imaging has been introduced about ten years ago. Moreover, recent developments in this tissue Doppler technique have resulted in strain rate and strain imaging, providing quantitative information on the characteristics of myocardial deformation. This article provides an introduction to the physical **principles and the clinical use of these echocardiographic techniques.**

Key words Myocardial function - Quantification - Echocardiography - Tissue Doppler - Review

Agradecimientos

Este trabajo fue apoyado por el Fondo de Investigaciones Científicas - Flanders (FWO - Vlaanderen).

BIBLIOGRAFIA

1. Satomura S. Ultrasonic Doppler method for the inspection of cardiac function. *J Acoust Soc Am* 1957; 29: 1181-1185.
2. Wells PN. A range gated ultrasonic Doppler system. *Med Biol Eng* 1969; 7: 641-652.
3. Baker DW. Pulsed ultrasonic Doppler blood-flow sensing. *IEEE Trans Son Ultrason* 1970; *SU-17*: 170-185.
4. Omoto R, Wokote Y, Takanoto S y col. The development of real-time two-dimensional echocardiography and its clinical significance in acquired valvular diseases with special reference to the evaluation of valvular regurgitation. *Jpn Heart J* 1984; 25: 325-340.
5. McDicken WM, Sutherland GR, Moran CM y col. Colour Doppler velocity imaging of the myocardium. *Ultrasound Med Biol* 1992; 18: 651-654.
6. Sutherland GR, Stewart MJ, Groundstroen WE y col. Colour Doppler myocardial imaging: A new technique for the assessment of myocardial function. *J Am Soc Echocardiogr* 1994; 7: 441-458.
7. Pan C, Hoffmann R, Kuhl H y col. Tissue tracking allows rapid and accurate visual evaluation of left ventricular function. *Eur J Echocardiogr* 2001; 2: 197-202.
8. Heimdal A, Stoylen A, Torp H y col. Real-time strain rate imaging of the left ventricle by ultrasound. *J Am Soc Echocardiogr* 1998; 11: 1013-1019.
9. D'hooge J, Heimdal A, Jamal F y col. Regional strain and strain rate measurements by cardiac ultrasound: Principles, implementation and limitations. *Eur J Echocardiogr* 2000; 1: 154-170.
10. Tanaka N, Tone T, Ono S y col. Predominant inner-half wall thickening of left ventricle is attenuated in dilated cardiomyopathy: An application of tissue Doppler tracking technique. *J Am Soc Echocardiogr* 2001; 14: 97-103.
11. Baran AO, Regal GJ, Nanda NC. Ejection fraction determination without planimetry by two-dimensional echocardiography: A new method. *J Am Coll Cardiol* 1983; 1: 1471.
12. Zaky A, Grabhorn L, Feigenbaum H. Movement of the mitral ring: A study in ultrasound cardiology. *Cardiovasc Res* 1967; 1: 121-131.
13. Alam M. The atrioventricular plane displacement as a means of evaluating left ventricular systolic function in acute myocardial infarction. *Clin Cardiol* 1991; 14: 588-594.
14. Alam M, Hoglund C. Assessment by echocardiogram of left ventricular diastolic function in healthy subjects using the atrioventricular plane displacement. *Am J Cardiol* 1992; 69: 565-568.
15. Appleton CP, Hatle LK, Popp RL. Relation of transmitral flow velocity patterns to left ventricular diastolic function: New insights from a combined hemodynamic and Doppler

- echocardiographic study. *J Am Coll Cardiol* 1988; 12: 426-440.
16. Brodin LA, van der Linden J, Olstad B. Echocardiographic functional images based on tissue velocity information. *Herz* 1998; 23: 491-498.
 17. Palka P, Lange A, Fleming AD y col. Doppler tissue imaging: Myocardial wall motion velocities in normal subjects. *J Am Soc Echocardiogr* 1995; 8: 659-668.
 18. Kukulski T, Hubbert L, Arnold M y col. Normal regional right ventricular function and its change with age: A Doppler myocardial imaging study *J Am Soc Echocardiogr* 2000; 13: 194-204.
 19. Rychik J, Tian ZY. Quantitative assessment of myocardial tissue velocities in normal children with Doppler tissue imaging. *Am J Cardiol* 1998; 77: 1254-1257.
 20. Kapusta L, Thijssen JM, Cuypers MH y col. Assessment of myocardial velocities in healthy children using tissue Doppler imaging. *Ultrasound Med Biol* 2000; 16: 229-237.
 21. Rademakers FE, Buchalter MB, Rogers WJ y col. Dissociation between left ventricular untwisting and filling. Accentuation by catecholamines. *Circulation* 1992; 85: 1572-1581.
 22. Stoylen A, Slordahl S, Skjelvan GK y col. 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: 264-274.
 23. Voigt JU, Lindenmeier G, Werner D y col. Strain rate imaging for the assessment of preload dependent changes in regional left ventricular diastolic longitudinal function. *J Am Soc Echocardiogr* 2002; 15: 13-19.
 24. Kowalski M, Kukulski T, Jamal F y col. Can natural and strain rate quantify regional myocardial deformation? A study in healthy subjects. *Ultrasound Med Biol* 2001; 27: 1087-1097.
 25. Weidemaerul F, Eyskens B, Jamal F y col. Quantification of regional left and right ventricular radial and longitudinal function in healthy children using ultrasound-based strain rate and strain imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2002; 15: 20-28.
 26. Bach DS, Armstrong WF, Donovan CL y col. Quantitative Doppler tissue imaging for assessment of regional myocardial velocities during transient ischemia and reperfusion. *Am Heart J* 1996; 132: 721-725.
 27. Garcia-Fernandez MA, Azevedo J, Moreno M y col. Regional diastolic function in ischaemic heart disease using pulsed Doppler tissue imaging. *Eur Heart J* 1999; 20: 496-505.
 28. Goresan J^{3rd}, Strum DP, Mandarino WA y col. Colour-coded tissue Doppler assessment of the effects of acute ischemia on regional left ventricular function: Comparison with sonomicrometry *J Am Soc Echocardiogr* 2001; 14: 335-342.
 29. Derumeaux G, Ovize M, Lonnfoua J y col. Assessment of nonuniformity of transmural myocardial velocities by colour-coded tissue Doppler imaging: Characterization of normal, ischemic, and stunned myocardium. *Circulation* 2000; 101: 1390-1395.
 30. Derumeaux G, Lonnfoua J, Pontier G y col. Tissue Doppler imaging differentiates transmural from nontransmural acute myocardial infarction after reperfusion therapy. *Circulation* 2001; 103: 589-596.
 31. Goresan J^{3rd}, Deswal A, Mankad S y col. Quantification of the myocardial response to low-dose dobutamine using tissue Doppler echocardiographic measures of velocity and velocity gradient. *Am J Cardiol* 1998; 81: 615-623.
 32. Rambaldi R, Poldermans D, Bax JJ y col. Doppler tissue velocity sampling improves diagnostic accuracy during dobutamine stress echocardiography for the assessment of viable myocardium in patients with severe left ventricular dysfunction. *Eur Heart J* 2000; 21: 1091-1098.
 33. Tsutsui H, Uematsu M, Shimizu H y col. Comparative usefulness of myocardial velocity gradient in detecting ischemic myocardium by a dobutamine challenge. *J Am Coll Cardiol* 1998; 31: 89-93.
 34. Mishiro Y, Oki T, Yamada H y col. Evaluation of left ventricular contraction abnormalities in patients with dilated cardiomyopathy with the use of pulsed tissue Doppler imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 1999; 12: 913-920.
 35. Severino S, Caso P, Galderisi M y col. Use of pulsed Doppler tissue imaging to assess regional left ventricular diastolic dysfunction in hypertrophic cardiomyopathy. *Am J Cardiol* 1998; 82: 1394-1398.
 36. Tabata T, Oki T, Yamada H y col. Subendocardial motion in hypertrophic cardiomyopathy: Assessment from long- and short-axis views by pulsed tissue Doppler imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2000; 13: 108-115.
 37. Nagueh SF, Bachinski LL, Meyer D y col. Tissue Doppler imaging consistently detects myocardial abnormalities in patients with hypertrophic cardiomyopathy and provides a novel means for an early diagnosis before and independently of hypertrophy. *Circulation* 2001; 104: 128-130.
 38. Garcia- MJ, Rodriguez L, Ares M y col. 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: 108-114.
 39. Sundereswaran L, Nagueh SF, Vardan S y col. Estimation of left and right ventricular filling pressures after heart transplantation by tissue Doppler imaging. *Am J Cardiol* 1998; 82: 352-357.
 40. Mankad S, Murali S, Kormos RL y col. Evaluation of the potential role of colour-coded tissue Doppler echocardiography in the detection of allograft rejection in heart transplant recipients. *Am Heart J* 1999; 138: 721-730.
 41. Barros MV, Costa Rocha MO, Ribeiro AL y col. Doppler tissue imaging to evaluate early myocardium damage in patients with undetermined form of Chagas' disease and normal echocardiogram. *Echocardiography* 2001; 18: 131-136.
 42. Barros MV, Costa Rocha MO, Ribeiro AL y col. Tissue Doppler imaging enables the identification of diastolic dysfunction of pseudonormal pattern in Chagas' disease. *J Am Soc Echocardiogr* 2001; 14: 353-359.
 43. Tschntz A, Schmitt C, von Bibra H y col. Noninvasive localization of accessory pathways in patients with Wolff-Parkinson-White syndrome with the use of myocardial Doppler imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 1999; 12: 32-40.
 44. Eder V, Marchal C, Tranquart F y col. Localization of the ventricular preexcitation site in Wolff-Parkinson-White syndrome with Doppler tissue imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2000; 13: 995-1001.
 45. Garot J, Derumeaux GA, Monin JL y col. Quantitative systolic and diastolic transmural velocity gradients assessed by M-mode colour Doppler tissue imaging as reliable indicators of regional left ventricular function after acute myocardial infarction. *Eur Heart J* 1999; 20: 593-603.
 46. Voigt JU, Arnold M, Karlsson M y col. Assessment of regional longitudinal myocardial strain rate derived from Doppler myocardial imaging indexes in normal and infarcted myocardium. *J Am Soc Echocardiogr* 2000; 13: 588-598.
 47. Jamal F, Kukulski T, D'hooge J y col. Abnormal postsystolic thickening in acutely ischemic myocardium during coronary angioplasty: A velocity, strain, and strain rate Doppler myocardial imaging study. *J Am Soc Echocardiogr* 1999; 12: 994-996.
 48. Palka P, Lange A, Donnelly JE y col. Differentiation between restrictive cardiomyopathy and constrictive pericarditis by early diastolic Doppler myocardial velocity gradient at the posterior wall. *Circulation* 2000; 102: 655-662.
 49. Yamada H, Oki T, Tabata T y col. Assessment of the systolic

- left ventricular myocardial velocity profile and gradient using tissue Doppler imaging in patients with hypertrophic cardiomyopathy. *Echocardiography* 1999; 16: 775-783.
50. Dutka DP, Donnelly JE, Palka P y col. Echocardiographic characterization of cardiomyopathy in Friedreich's ataxia with tissue Doppler echocardiographically derived myocardial velocity gradients. *Circulation* 2000; 102: 1276-1282.
51. Palka P, Lange A, Fleming AD y col. Differences in myocardial velocity gradient measured throughout the cardiac cycle in patients with hypertrophic cardiomyopathy, athletes and patients with left ventricular hypertrophy due to hypertension. *J Am Coll Cardiol* 1997; 30: 760-768.
52. Jamal F, Kukulski T, Strotman J y col. Quantification of the spectrum of changes in regional myocardial function during acute ischaemia in closed-chest pigs. An ultrasonic strain rate and strain study *J Am Soc Echocardiogr* 2001; 14: 874-881.
53. Pislaru C, Beohlavek M, Bae RY y col. Regional asynchrony during acute myocardial ischemia quantified by ultrasound strain rate imaging. *J Am Coll Cardiol* 2001; 37:1141-1148.
54. Beohlavek M, Pislaru C, Bae RY y col. Real-time strain rate echocardiographic imaging: Temporal and spatial analysis of postsystolic compression in acutely ischemic myocardium. *J Am Soc Echocardiogr* 2001; 14: 360-369.
55. Jamal F, Strotmann J, Weidemann F y col. Non-invasive quantification of the contractile reserve of stunned myocardium by ultrasonic strain rate and strain. *Circulation* 2001; 104: 1059-1065.
56. Szilard M, Weidemann F, Jamal F y col. Can colour Doppler myocardial imaging identify chronically ischemic myocardium during a dobutamine stress? An experimental study. *Circulation* 2000; 102 (Suppl II): 562 (abstract).
57. Jensen JA. Estimation of blood velocity using ultrasound. Cambridge, Cambridge University Press, 1996.