

Investigación clínica

La ecografía de alta resolución con técnica en dos dimensiones de *speckle tracking (vector velocity imaging [VVI])* puede detectar los cambios mecánicos vasculares de la pared en los injertos venosos de *bypass arterial periférico*

William F. Weitzel¹, Kang Kim^{2,3}, Peter K. Henke⁴ y Jonathan M. Rubin⁵, Ann Arbor, Michigan, y Pittsburgh, Pensilvania, Estados Unidos

Describimos la utilización de ecografía con la técnica *speckle tracking (vector velocity imaging [VVI])*, de fase sensible y de alta resolución, para determinar la tensión local de la pared del vaso en dos pacientes con injerto de vena autóloga. Además, combinamos esta técnica con un procedimiento manual de compresión externa para dilucidar los efectos no lineales de la presión arterial sobre la distensibilidad (complianza) de la pared del vaso. Aunque la ecografía convencional puede usarse para esclarecer las propiedades mecánicas de los tejidos corporales, está limitada por su resolución comparativamente inferior y sus determinaciones inferenciales, más que directas, de la tensión y por la ligera distensión producida normalmente en condiciones de presión fisiológica en estructuras de comportamiento no lineal, como las arterias. Uno de los pacientes se examinó antes y después de desarrollar estenosis a los 3 meses de la cirugía. Se puso de relieve que los valores de tensión de este paciente eran significativamente más bajos, indicativos de una mayor rigidez de la pared del vaso en la región estenótica que en la no estenótica, y con presión tanto fisiológica como igualada. Estos resultados sugieren la posibilidad de una detección no cruenta de la hiperplasia neointimal previa a la estenosis anastomótica.

INTRODUCCIÓN

La exploración de la elasticidad con imágenes ecográficas es una nueva técnica de imagen que tiene la posibilidad de evaluar con precisión y de forma no cruenta las propiedades mecánicas de las estructuras corporales que pueden cambiar con diversos procesos patológicos¹. Para caracterizar la rigidez tisular, las determinaciones ecográficas de la tensión deben efectuarse a lo largo de una amplia variedad dinámica para dilucidar con precisión las propiedades mecánicas lineales y no lineales de las estructuras de la subsuperficie. Algunos tejidos, como los componentes de los vasos sanguíneos, presentan un comportamiento altamente no lineal y estas características de la elasticidad de la pared arterial pueden demostrarse claramente mediante el análisis de las imágenes ecográficas¹. Con la

DOI of original article: 10.1016/j.avsg.2008.08.031.

¹Department of Internal Medicine, University of Michigan, Ann Arbor, MI, EE. UU.

²Department of Biomedical Engineering, University of Michigan, Ann Arbor, MI, EE. UU.

³Cardiovascular Institute, School of Medicine, University of Pittsburgh, Pittsburgh, PA, EE. UU.

⁴Department of Surgery, University of Michigan, Ann Arbor, MI, EE. UU.

⁵Department of Radiology, University of Michigan, Ann Arbor, MI, EE. UU.

Correspondencia: William F. Weitzel, MD, Division of Nephrology, Department of Internal Medicine, University of Michigan Health System, 312 Simpson Memorial Institute, 102 Observatory Road, Ann Arbor, MI 48109-5725, EE. UU. Correo electrónico: weitzel@umich.edu

Ann Vasc Surg 2009; 23: 201-206

DOI: 10.1016/j.avsp.2008.08.015

© Annals of Vascular Surgery Inc.

Publicado en la red: 29de Octubre de 2008

aparición de algoritmos informáticos avanzados, la “percepción” de estructuras de subsuperficie detectadas mediante *speckle tracking* ecográfico se traslada a una representación visual de la rigidez de las estructuras^{2,3}. Puesto que las imágenes locales de elasticidad no lineal ofrecen la posibilidad de evaluaciones directas, de alta resolución, de las propiedades mecánicas arteriales, podría ser útil en la detección precoz de las enfermedades cuando se alteran las propiedades mecánicas locales, como en los injertos de *bypass* de la arteriopatía periférica.

La arteriopatía periférica es una enfermedad muy frecuente que sólo en Estados Unidos afecta a 12 millones de individuos⁴⁻⁶. De ellos, alrededor del 10% requerirán una intervención para el salvamento de la extremidad. Aunque la cirugía mediante *bypass* arterial periférico puede prevenir la amputación de la extremidad, con frecuencia la arteriopatía oclusiva progresiva después de la intervención y da lugar a una estenosis u oclusión clínicamente sustancial. Aunque el examen con eco-Doppler puede identificar la estenosis, el proceso patológico subyacente de la hiperplasia neointimal dentro de la pared del vaso progresiva sin que sea detectado antes del desarrollo de estenosis. Puesto que la hiperplasia neointimal provoca una mayor rigidez de la pared del vaso, la ecografía convencional con evaluación de parámetros, como la variación del diámetro del vaso con la presión del pulso, puede indicar cambios de la distensibilidad de la pared. Sin embargo, en la mencionada técnica se efectúan estimaciones inferenciales de la tensión basadas en el cambio de diámetro del vaso y no se mide directamente la tensión de la pared. En las evaluaciones ecográficas de la elasticidad efectuadas en el presente estudio se usó la técnica de *speckle tracking* de fase sensible que permite la evaluación directa de la tensión de la pared con una resolución sin precedentes.

Otro factor que limita la eficacia de otros métodos es que las arterias normalmente distendidas con presión fisiológica sólo producen una ligera tensión. Puesto que la pared sana del vaso es una media elástica altamente no lineal, las determinaciones requieren una amplia variedad de tensión dinámica para que la caracterización sea precisa¹. El comportamiento elástico no lineal puede determinarse a lo largo de una amplia variedad dinámica de tensiones mediante la aplicación de una técnica de compresión externa de la luz, desarrollada previamente, y examinada en una aplicación en la arteria humeral^{1,7,8}. Esta técnica incorpora *speckle tracking* fase sensible de alta resolución, que ofrece la posibilidad de una precisión de submicrones^{1,9}. Por esta razón, aplicamos una técnica de imagen de la elasticidad no lineal, de alta resolución, en injertos de

bypass de dos pacientes para examinar la viabilidad del uso de este método con el objetivo de detectar hiperplasia neointimal subclínica.

MÉTODOS

Métodos ecográficos

La exploración ecográfica de alta resolución, no lineal, de la elasticidad se efectuó mediante un transductor ecográfico lineal tipo *array* (iU22; Philips, Bothell, WA), con una compresión manual continua sobre la superficie de la pierna para lograr un breve cierre del injerto de *bypass* de vena autóloga mientras se obtenían imágenes del injerto de ambos vasos al igual que datos ecográficos marco a marco. La fuerza externa aplicada produce una presión interna comparada a la generada cuando se determina la presión arterial de un individuo. El injerto de la arteria y vena pulsa de forma máxima cuando la presión externa aplicada se iguala con la presión diastólica, y el vaso se colapsa por completo cuando la presión aplicada es mayor que la sistólica. Este método se confirmó en un estudio previo con lecturas de presión cuando, mediante el manguito de presión arterial, se comprimió la arteria¹. Se registró la presión del pulso de cada individuo mediante determinación de la presión arterial antes y después de la ecografía. Se obtuvieron datos en tiempo real mediante la señal ecográfica de radiofrecuencia (RF) que contenía la información *speckle* usada para rastrear el movimiento de las estructuras dentro del objetivo cuyas imágenes se obtuvieron^{10,11}. Durante la compresión se obtuvieron determinaciones de la tensión intramural transversal y de la velocidad de onda del pulso (VOP) en tasas de marco elevado (hasta 500 Hz) y se almacenaron y procesaron *offline* según lo descrito más adelante.

El primer paso en la obtención de imágenes de elasticidad es estimar el movimiento entre dos fotogramas (no necesariamente adyacentes). Los desplazamientos fotograma a fotograma marco se estimaron utilizando una técnica *speckle tracking* fase sensible basada en una correlación bidimensional². Esta técnica particular combina la capacidad de los algoritmos basados en correlaciones para trazar los desplazamientos internos relativamente extensos con la precisión de los métodos fase sensibles. En primer lugar, se estiman los desplazamientos laterales y axiales marco a marco desde la posición del coeficiente de correlación máximo, donde se usa un kernel de correlación que iguala aproximadamente el punto de *speckle* para una estimación óptima de la tensión. La figura 1 ilustra el “intervalo” del desplazamiento de un fotograma al

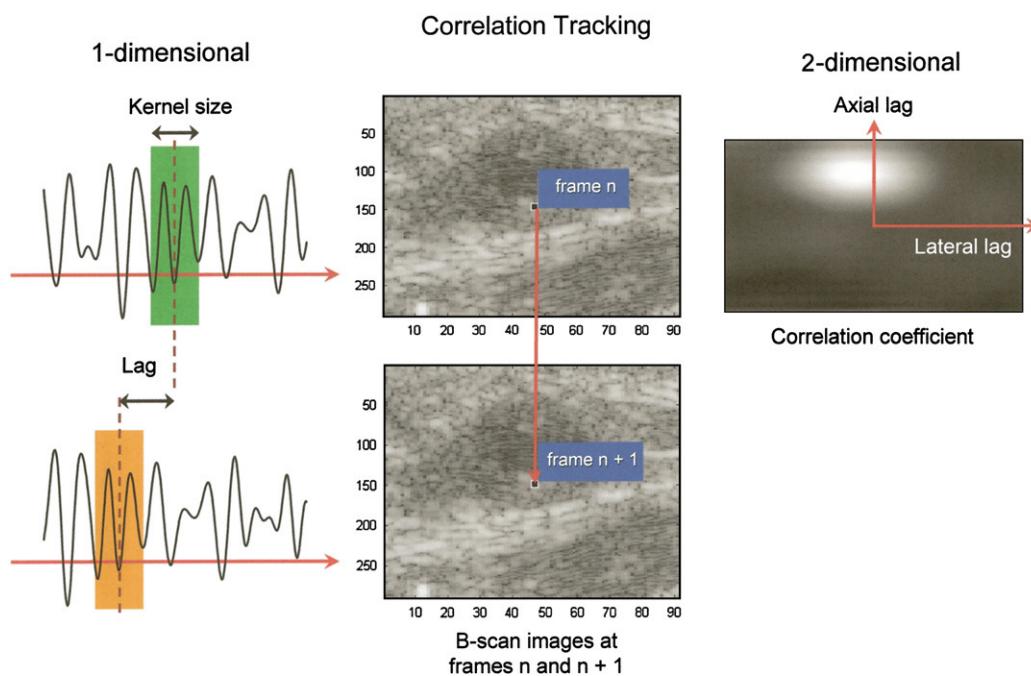


Fig. 1. Las imágenes ecográficas de alta resolución de la elasticidad pueden estimar con precisión la tensión mediante una técnica *speckle tracking* bidimensional. El desplazamiento de un marco al siguiente produce un retraso de la señal de radiofrecuencia. El intervalo axial y lateral bidimensional se estima a partir de la posición del coeficiente de correlación máxima. El tamaño del kernel de correlación es aproximadamente el mismo que el del punto de *speckle*. 1-dimensional: unidimensional; 2-dimensional: bidimensional; Axial lag: retraso axial; B-scan images at frames n and n + 1: imágenes ecográficas en modo B en los marcos n y n + 1; Correlation coefficient: coeficiente de correlación; Correlation Tracking: coeficiente de correlación; frame n: marco n; frame n + 1: marco n + 1; Kernel size: tamaño del kernel; Lag: retraso; Lateral lag: retraso lateral.

siguiente, calculado mediante la señal subyacente de RF. Acto seguido se aumenta la precisión de la estimación del desplazamiento axial mediante la determinación de la posición que cruza el cero de la fase de correlación de la señal analítica. El error del desplazamiento fotograma a fotograma también se reduce usando una suma de correlación ponderada y mediante la filtración de las funciones de correlación espacialmente adyacentes antes de la estimación del desplazamiento². El movimiento se rastrea en dos dimensiones (fig. 1) dentro del campo de visión ecográfico y la tensión axial se determina a lo largo del eje del haz de ultrasonidos donde la resolución es máxima. Durante la obtención de los datos, el operador reduce a un mínimo el movimiento fuera del plano y lo evalúa mediante el examen de la correlación entre fotogramas durante el procesamiento de las imágenes. La calidad de la imagen de elasticidad depende del cociente señal:ruido (CSR), que está estrechamente relacionado con la descorrelación inducida por la tensión^{2,12-15}. Es decir, si el rastreo se efectúa entre dos fotogramas con una tensión interna sustancial (más que varios porcentajes), el desplazamiento resultante y, por lo tanto, las estimaciones de la

tensión, tendrán errores significativos. Para superar esta limitación, hemos desarrollado un método que permite utilizar una combinación de frecuencias de fotogramas elevadas cuando el movimiento es amplio y procesar marcos no adyacentes cuando el movimiento es reducido para aumentar la correlación entre las imágenes al mismo tiempo que se mejora el CSR en las estimaciones tanto del desplazamiento como de la tensión, lo que permite una mayor precisión de las imágenes de elasticidad^{1-3,9,16}.

Individuos del estudio

Como examen clínico inicial de la posible utilidad de las determinaciones no lineales de la elasticidad aplicadas a injertos de *bypass* de vena autóloga, se efectuaron estimaciones de la tensión intramural mediante técnica *speckle tracking* ecográfica, con compresión externa en dos individuos; aprobó el protocolo del estudio el comité de investigación de nuestro hospital. El individuo 1 era un hombre de 81 años de edad, que se había sometido a un *bypass* venoso *in situ* de arteria femoral a arteria poplítea derecha, 3 años atrás. Presentaba buena evolución clínica, permanecía asintomático y en los exámenes

ecográficos de seguimiento no se había detectado estenosis. Se efectuó ecografía transversal y longitudinal en el lado venoso de la anastomosis en condiciones fisiológicas y al mismo tiempo con una compresión manual hasta que la presión igualó la presión diastólica. En la misma área también se obtuvieron determinaciones de la VOP cuando se efectuó la ecografía transversal para la tensión intramural usando la misma sonda rotada en 90 grados. Para los datos de tensión del individuo se aplicó un procedimiento de reconstrucción optimizada del módulo elástico, validado previamente, a partir de las determinaciones de la tensión y de la VOP⁹.

El individuo 2 era un hombre de 78 años de edad que se había sometido a un *bypass* venoso *in situ* fémoro-poplíteo y que se examinó en dos ocasiones utilizando nuestro procedimiento experimental: la primera exploración se efectuó al cabo de un mes de la intervención quirúrgica y la segunda, a los 4 meses. La segunda se efectuó para obtener datos de seguimiento de la elasticidad después de que el paciente desarrollara estenosis 3 meses después de la cirugía en la anastomosis del injerto de vena autóloga, que se trató satisfactoriamente con angioplastia y una buena respuesta clínica y angiográfica. Se efectuó una ecografía transversal en el lado venoso de la anastomosis durante ambos exámenes en las condiciones fisiológicas y de compresión externa según lo descrito previamente¹.

RESULTADOS

En el individuo 1, la tensión intramural inducida por la presión del pulso fue del 15% con una presión fisiológica de 120/76 mmHg. Después de la compresión externa, la tensión aumentó hasta el 65%. A partir de la ecografía en modo B y las imágenes de correlación, se determinó que el radio interno de la arteria (radio de la luz) era de 2,3 mm con presión fisiológica y de 2,0 mm tras compresión externa. Los datos de la ecografía longitudinal de la misma región mostraron que la VOP era de 4,3 m/s con presión fisiológica y de 1,7 m/s tras compresión externa. Mediante el procedimiento de reconstrucción de un módulo elástico descrito previamente^{8,9}, los módulos elásticos con y sin compresión se ajustaron a una línea recta con una pendiente de 3,1. Se estimó que el módulo elástico de la vena no distendida era de 7,2 kPa. Con tan sólo dos puntos de determinación con y sin compresión, se caracterizó por completo la propiedad elástica de la vena, demostrándose la viabilidad de determinar el módulo elástico no distendido⁹.

La figura 2 muestra la ecografía longitudinal del individuo 2 obtenida 4 meses después de la cirugía (a) y las ecografías transversales obtenidas a las 3 semanas y 4 meses después de la intervención (b y c, respectivamente), con determinaciones porcentuales de la tensión de la pared del vaso superpuestas con el mapa color. En algún momento entre estas dos evaluaciones, este individuo desarrolló una estenosis proximal dentro del injerto venoso cerca de la anastomosis de vena autóloga que se trató satisfactoriamente con angioplastia a los 3 meses de la intervención con una buena respuesta clínica y angiográfica. Sin embargo, la lesión mostró cierto grado de estenosis luminal en el examen de seguimiento a los 4 meses de la cirugía (fig. 2c). Antes de su desarrollo, la anastomosis proximal mostró una tensión intramural inducida por la presión del pulso normalizada de $0,7 \pm 0,4\%$ con presión fisiológica y una tensión con compresión externa de $2,6 \pm 1,3\%$ comparado con un segmento venoso a mitad del injerto en el que se detectó una tensión fisiológica de $2,3 \pm 1,5\%$ y una tensión con compresión del $9,5 \pm 2,7\%$. Cabe mencionar que los valores de tensión en la región estenótica fueron significativamente más bajos que en la región normal en este individuo y sustancialmente más bajos que los de aquel sin estenosis. En el nuevo examen a los 4 meses, el individuo 2 continuó manifestando unos valores bajos persistentes de la tensión de la anastomosis proximal normalizada para la presión del pulso comparado con los valores más altos observados en la región del injerto del tercio medio de la vena más distensible de su injerto de *bypass*.

Puesto que la hiperplasia neointimal se desarrolla en la pared vascular antes de la estenosis luminal, los bajos valores de tensión de la anastomosis proximal más rígida precedieron al desarrollo de la estenosis clínica. Una angioplastia satisfactoria aumenta el diámetro luminal, pero la rigidez mecánica de la anastomosis patológica sigue siendo alta, como se observó en este paciente tras la angioplastia. Para una referencia contextual, la tensión de la anastomosis arterial patológica se encuentra en los mismos límites que la observada en arterias de pacientes con vasculopatía conocida¹. Además, en este paciente la región del injerto venoso sana y, por tanto, más distensible mostró valores de tensión aproximadamente cuatro veces mayores que el segmento de la anastomosis patológica.

DISCUSIÓN

La obtención de imágenes de alta resolución de la elasticidad vascular mediante la técnica *speckle*

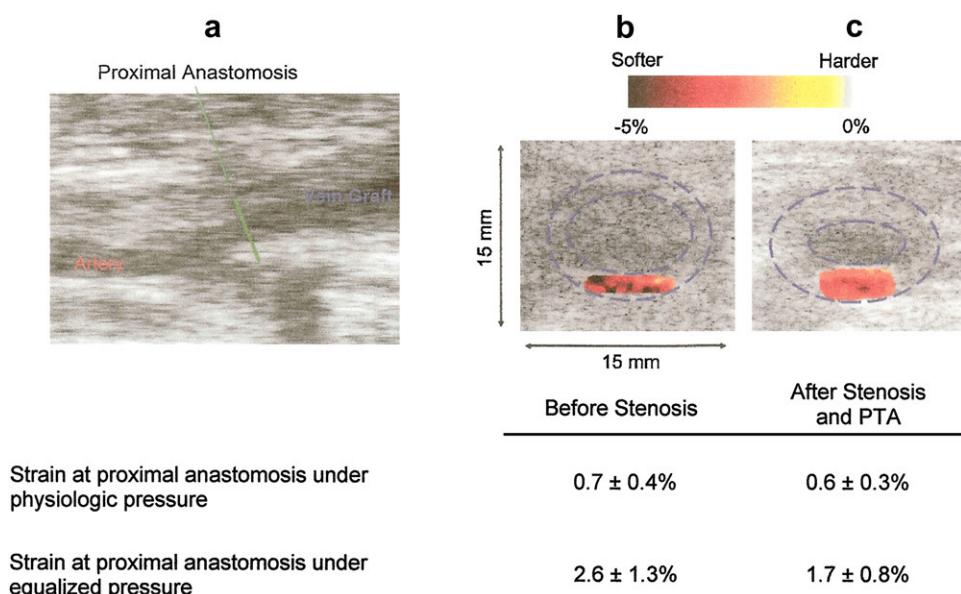


Fig. 2. Imágenes ecográficas longitudinales (**a**) y transversales (**b** y **c**) del paciente 2. La ecografía longitudinal se obtuvo a los 4 meses de la intervención y las transversales del injerto venoso se obtuvieron a las 3 semanas y 4 meses de la cirugía (**b** y **c**, respectivamente). Las imágenes transversales se superponen con un mapa color que representa las evaluaciones de la tensión porcentual de la pared del vaso; la media y la desviación estándar de las evaluaciones de la tensión se tabulan más adelante. After Stenosis and PTA: después de la estenosis y angioplastia transluminal percutánea (ATP); Before Stenosis: antes de la estenosis; Harder: más duro; Proximal Anastomosis: anastomosis proximal; Softer: más blando; Strain at proximal anastomosis under equalized pressure: tensión en la anastomosis proximal con presión igualada; Strain at proximal anastomosis under physiologic pressure: tensión en la anastomosis proximal con presión fisiológica.

tracking con compresión externa para inducir las propiedades no lineales de la pared del vaso puede ser de particular utilización en la arteriopatía periférica. Al cabo de 2 años, en hasta el 20-30% de los injertos, puede desarrollarse estenosis anastomótica debida a hiperplasia neointimal^{17,18}. Aunque las mediciones convencionales de la velocidad con eco-Doppler y una escala de grises potencialmente permiten su detección, los injertos siguen fracasando de modo que la tasa de permeabilidad primaria asistida puede ser tan sólo del 70-80% a los 5 años¹⁹. Las técnicas diagnósticas dirigidas a la detección precoz de la hiperplasia neointimal pueden permitir la modificación de las estrategias de tratamiento médico y quirúrgico destinadas a alterar el proceso patológico subyacente.

Las tentativas previas de obtener imágenes no cruentas de la elasticidad vascular incluyen la estimación del movimiento de la pared²⁰⁻²³ y la evaluación de la velocidad de la onda del pulso^{24,25}. Dentro de unos límites, estas evaluaciones se han correlacionado con eventos clínicos, incluido ictus²⁶ y síntomas de claudicación²¹ en pacientes con insuficiencia renal no terminal (IRNT) y con eventos cardiovasculares adversos en pacientes con IRT^{27,28}, al igual que con la duración de la diálisis²². No

obstante, las modalidades actuales de diagnóstico por imagen y los métodos no cruentos de evaluación de la distensibilidad son limitados porque se basan en la estimación imprecisa del movimiento o en evaluaciones indirectas del movimiento de la pared del vaso. El presente estudio de viabilidad demuestra la posibilidad de desarrollar un medio no cruento para evaluar directamente las deformaciones de la pared del vaso con una elevada resolución espacial.

Otro factor que limita la eficacia de los métodos usados previamente es que las arterias distendidas normalmente con presión fisiológica sólo producen una ligera tensión. No obstante, la pared de un vaso sano es un medio elástico de comportamiento lineal^{1,8,29}. Esto implica que, en la región fisiológica, la arteria sólo produce una fracción de la tensión en la región de baja precarga para el mismo diferencial de presión. Mediante una reducción de la precarga, puede ser mucho más fácil diferenciar la pared de un vaso patológico de la de un vaso sano¹. Con frecuencia, las patologías vasculares se asocian con una disminución de la distensibilidad^{27,30}. Con una baja precarga, la diferencia en la tensión radial entre arterias sanas y patológicas es mucho mayor que con una precarga alta. En los artículos publicados previamente sobre elasticidad del vaso a lo largo

de una amplia variedad de presiones diferenciales a través de la pared^{31,32}, la distensibilidad se infirió a partir de los cambios geométricos, como el diámetro de la arteria y la sección transversal de la luz, basados en un modelo numérico (modelo de Langewouters)³³. Sin embargo, la precisión de la técnica *speckle tracking*, empleada en este estudio, ofrece la posibilidad de detectar cambios estructurales subyacentes, sutiles dentro de la pared vascular con una resolución, precisión y exactitud sin precedentes.

CONCLUSIÓN

En un paciente con injerto de *bypass* de vena autóloga, la obtención de imágenes ecográficas de alta resolución de la elasticidad con la técnica *speckle tracking* reveló valores mucho más bajos de la distensibilidad arterial en una región de la anastomosis proximal comparado con la región del tercio medio de la vena, tanto antes como después del desarrollo de estenosis. La diferencia de los valores de tensión en el tejido sano y patológico también se magnificó considerablemente mediante la aplicación de compresión manual en el área explorada en el paciente con estenosis y sin ella. La adición de las técnicas ecográficas *speckle tracking* fase sensible y con compresión externa puede mejorar la detección precoz de enfermedades como la vasculopatía periférica, caracterizadas por cambios de las propiedades mecánicas del tejido.

Los autores desean expresar su agradecimiento a Thomas Cichonski por su ayuda en la preparación de este manuscrito. La presente investigación se financió en parte con las becas de los National Institutes of Health DK62848 y CA109440 y una beca del Renal Research Institute.

BIBLIOGRAFÍA

1. Weitzel WF, Kim K, Rubin JM, Xie H, O'Donnell M. Renal advances in ultrasound elasticity imaging: measuring the compliance of arteries and kidneys in end-stage renal disease. *Blood Purif* 2005;23:10-17.
2. Lubinski MA, Emelianov SY, O'Donnell M. Speckle tracking methods for ultrasonic elasticity imaging using short time correlation. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 1999;46:82-96.
3. Lubinski MA, Emelianov SY, O'Donnell M. Adaptive strain estimation using retrospective processing. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 1999;46:97-107.
4. Hirsch AT, Criqui MH, Treat-Jacobson D, et al. Peripheral arterial disease detection, awareness, and treatment in primary care. *JAMA* 2001;286:1317-1324.
5. Pasternak RC, Criqui MH, Benjamin EJ, et al. American Heart Association Atherosclerotic Vascular Disease Conference: Writing Group I. Epidemiology Circulation 2004;109:2605-2612.
6. Criqui MH, Fronek A, Barrett-Connor E, Klauber MR, Gabriel S, Goodman D. The prevalence of peripheral arterial disease in a defined population. *Circulation* 1985;71: 510-515.
7. Kim K, Weitzel WF, Rubin JM, Xie H, Chen X, O'Donnell M. Vascular intramural strain imaging using arterial pressure equalization. *Ultrasound Med Biol* 2004;30:761-771.
8. Kim K, Weitzel WF, Xie H, Rubin JM, Jia C, O'Donnell M. Dual arterial elastic modulus reconstruction from in-vivo strain imaging and PWV. Proceedings of the IEEE International Ultrasonics Symposium September 2005;377-380.
9. Kim K, Weitzel WF, Jia C, Rubin JM, Kolias TJ, O'Donnell M. Local nonlinear arterial elastic modulus reconstruction from in-vivo strain imaging and PWV. Proceedings of the IEEE International Ultrasonics Symposium 2006;728-731.
10. Emelianov SY, Skovoroda AR, Lubinski MA, Shapo BM, O'Donnell M. Ultrasound elasticity imaging using Fourier based speckle tracking algorithm. Proceedings of the 1992 IEEE Ultrasonics Symposium 1992;1065-1068.
11. O'Donnell M, Skovoroda AR, Shapo BM, Emelianov SY. Internal displacement and strain imaging using ultrasonic speckle tracking. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 1994;41:314-325.
12. Cespedes EI, Ophir J. Reduction of image noise in elastography. *Ultrason Imaging* 1993;15:89-102.
13. Walker FW, Trahey GE. A fundamental limit on delay estimation using partially correlated speckle signals. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 1995;42:301-308.
14. Bilgen M, Insana MF. Deformation models and correlation analysis in elastography. *J Acoust Soc Am* 1996;99:3212-3224.
15. Hall TJ, Bilgen M, Insana MF, Chaturvedi P. Phantoms for elastography. Proceedings of the 1996 IEEE Ultrasonics Symposium 1996;1193-1196.
16. Emelianov SY, Erkamp RQ, Lubinski MA, Skovoroda AR, O'Donnell M. Non-linear tissue elasticity: adaptive elasticity imaging for large deformations. Proceedings of the 1998 IEEE Ultrasonics Symposium 1998;1753-1756.
17. Mills JL, Harris EJ, Taylor LM, Jr, Beckett WC, Porter JM. The importance of routine surveillance of distal bypass grafts with duplex scanning: a study of 379 reversed vein grafts. *J Vasc Surg* 1990;12:379-386.
18. Passman MA, Moneta GL, Nehler MR, et al. Do normal early color-flow duplex surveillance examination results of infrainguinal vein grafts preclude the need for late graft revision? *J Vasc Surg* 1995;22:476-484.
19. Johnson WC, Lee KK. A comparative evaluation of polytetrafluoroethylene, umbilical vein, and saphenous vein bypass grafts for femoral-popliteal above-knee revascularization: a prospective randomized Department of Veterans Affairs cooperative study. *J Vasc Surg* 2000;32:268-277.
20. Bonnefous O, Montaudon M, Sananes JC, Denis E. Non invasive echographic techniques for vessel wall characterization. Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium 1996;1059-1064.
21. Taniwaki H, Shoji T, Emoto M, et al. Femoral artery wall thickness and stiffness in evaluation of peripheral vascular disease in type 2 diabetes mellitus. *Atherosclerosis* 2001;158: 207-214.
22. Luik AJ, Spek JJ, Charra B, van Bortel LMAB, Laurent G, Leunissen KML. Vessel compliance in patients on long-treatment-time dialysis. *Nephrol Dial Transplant* 1997;12: 2629-2632.

23. Guérin A, London G, Marchais S, Metivier F. Vessel stiffening and vascular calcifications in end-stage renal disease. *Nephrol Dial Transplant* 2000;15:1014-1021.
24. Eriksson A, Greiff E, Loupas T, Persson M, Pesque P. Vessel pulse wave velocity with tissue Doppler imaging. *Ultrasound Med Biol* 2002;28:571-580.
25. Persson M, Eriksson A, Persson W, Lindstrom K. Estimation of vessel pulse wave velocity with a new improved tissue Doppler method. Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference 2001;188-191.
26. Duprez D, de Buyzere M, van den Noortgate N, et al. Relationship between periventricular or deep white matter lesions and vessel elasticity indices in very old people. *Age Ageing* 2001;30:325-330.
27. Blacher J, Pannier B, Guerin A, Marchais S, Safar M, London G. Carotid vessel stiffness as a predictor of cardiovascular and all-cause mortality in end-stage renal disease. *Hypertension* 1998;32:570-574.
28. Blacher J, Guerin A, Pannier B, Marchais S, Safar M, London G. Impact of aortic stiffness on survival in end-stage renal disease. *Circulation* 1999;99:2434-2439.
29. Bergel DH. The static elastic properties of the vessel wall. *J Physiol* 1961;156:445-457.
30. Hansen F, Mangell P, Sonesson B, Lanne T. Diameter and compliance in the human common carotid artery—variations with age and sex. *Ultrasound Med Biol* 1995;21:1-9.
31. Bank AJ, Kaiser DR, Rajala S, Marchais S, Cheng A. In vivo human brachial artery elastic mechanics effects of smooth muscle relaxation. *Circulation* 1999;100:41-47.
32. Kaiser DR, Mullen K, Bank AJ. Brachial artery elastic mechanics in patients with heart failure. *Hypertension* 2001;38:1440-1445.
33. Langewouters GJ, Wesseling KH, Goedhard WJA. The static elastic properties of 45 human thoracic and 20 abdominal aortas in vitro and the parameters of a new model. *J Biomech* 1984;17:425-435.