



White paper

Estado de flujo lento

Lei Sui, Ph D.

Michele Baillie, B. Sc, RDMS, RDCS

Siemens Medical Solutions USA, Inc., Ultrasound Business Area Issaquah, Washington

siemens-healthineers.com/ultrasound

Estado de flujo lento

Contenido

Introducción	3
El principio de fondo del flujo lento	4
Flujo lento	5
Ejemplos	7
Conclusión	7

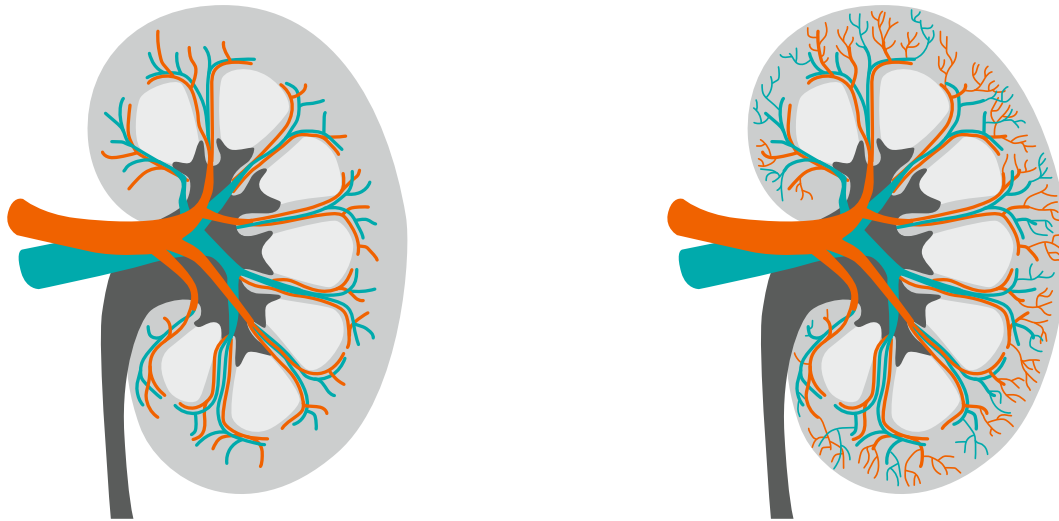


Figura 1: Visualización de la vasculatura renal mediante Doppler convencional (izquierda) y flujo lento (derecha). Mientras que el Doppler convencional muestra fácilmente el flujo en los vasos más grandes dentro del parénquima renal, es incapaz de identificar el flujo en los pequeños vasos de menor velocidad de la periferia. Cuando se activa la tecnología Doppler de flujo lento, las ramas microvasculares de menor velocidad se identifican fácilmente en el parénquima periférico.

Introducción

La tecnología Doppler en color puede permitir al usuario determinar la presencia o ausencia de flujo sanguíneo, así como información sobre la dirección y la velocidad. Sin embargo, esta tecnología conlleva limitaciones inherentes para visualizar suficientemente los vasos más pequeños y de bajo flujo. Las señales pequeñas y más débiles pueden perderse en el desorden de señales circundante o ser rechazadas como ruido por los filtros del sistema que eliminan esta información por completo. Con estos desafíos en mente, Siemens Healthineers desarrolló una nueva técnica de visualización Doppler en color que está dirigida específicamente a

abordar las limitaciones del Doppler convencional. Esta nueva técnica se conoce como estado Doppler de flujo lento. El flujo lento utiliza un algoritmo inteligente combinado con filtros de sistema inteligentes para detectar y separar las señales más débiles. Una vez detectadas, estas señales se amplifican y se utilizan para ayudar a mejorar la visualización de los vasos más pequeños y de bajo flujo. En comparación con el Doppler color convencional, el estado de flujo lento permite a los usuarios visualizar fácilmente más vasos que son más pequeños y también ver más profundamente en el tejido¹ (Figura 1).

¹ Encuesta a usuarios de Siemens Healthineers

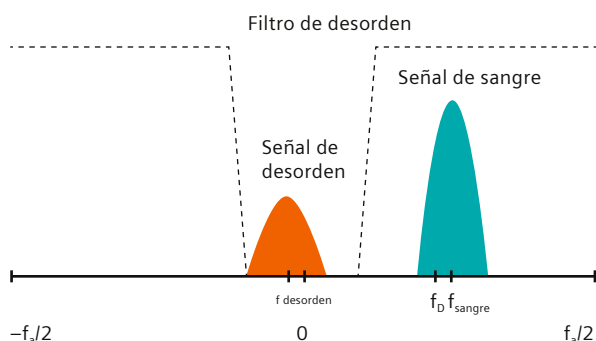
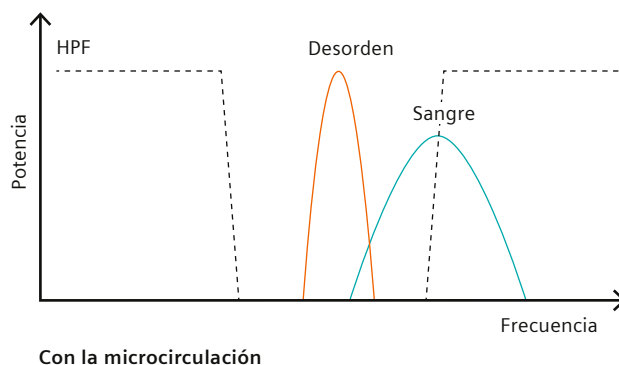


Figura 2: Los filtros Doppler convencionales pueden distinguir y separar con éxito el desorden y el flujo.



Con la microcirculación

Figura 3: En la microcirculación, las señales de flujo sanguíneo más débiles o lentas pueden mezclarse con las señales más fuertes que las rodean. Al mezclarse con el desorden, estas señales no se separan fácilmente y pueden perderse o rechazarse como ruido.

El principio de fondo del flujo lento

Las imágenes médicas por ultrasonido se utilizan ampliamente en tiempo real para detectar y visualizar el flujo sanguíneo en el cuerpo humano. Los haces de ultrasonidos se transmiten en el cuerpo repetidamente a un intervalo predefinido. La inversa del intervalo se denomina frecuencia de repetición de impulsos (PRF). Un número predefinido de pulsos de ultrasonidos se agrupa en un conjunto de muestras llamadas conjuntos. Se aplica un filtro de pared a los conjuntos para separar la señal de flujo del desorden, basándose en la velocidad de flujo derivada del desplazamiento de fase Doppler. Los métodos Doppler convencionales utilizan un filtro de pared para eliminar el desorden de la imagen Doppler.

Los filtros Doppler convencionales funcionan bien cuando el desorden y el flujo están bien separados (Figura 2). A medida que el flujo se vuelve más débil o más lento, se mezcla con el desorden y se vuelve más y más difícil de extraer del desorden (Figura 3). Si las señales no se identifican y extraen, pueden ser rechazadas por el filtro de pared por ser ruido, con lo que la señal se pierde de la imagen. El objetivo del estado de flujo lento es ampliar las capacidades de las técnicas Doppler convencionales a los vasos más pequeños o al flujo sanguíneo más lento en el modo de energía Doppler en color (CDE), en el que se informa de la intensidad de la señal de flujo pero no de la velocidad.

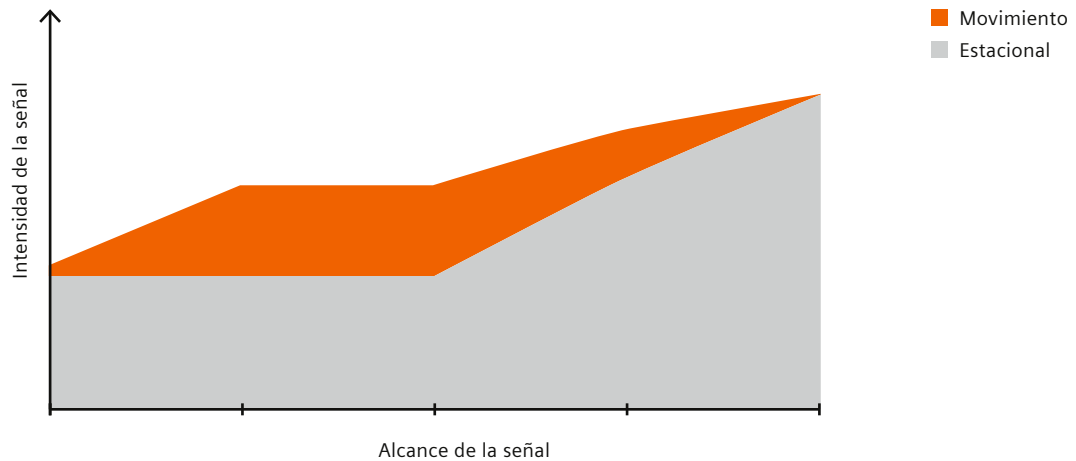


Figura 4: Separar la señal móvil de la señal estacionaria. En este ejemplo, sólo hay dos probabilidades de ser flujo, 0 y 1.

Flujo lento

Las señales de flujo existen a lo largo de un rango de señales, por lo que cualquier señal dada podría ser un compuesto de señal móvil y señal estacionaria. Para lograr el objetivo de extraer una señal de flujo del desorden, hay que disponer de filtros inteligentes para diferenciar el flujo del tejido. En primer lugar, un novedoso filtro de pared autoconstruido desacopla la señal de movimiento de la señal estacionaria (figura 4) en todo el rango de la señal. Esto se consigue descomponiendo la señal en componentes que se clasifican según sus posibilidades de ser desordenados o flujos. De este modo, el nuevo filtro de pared etiqueta de forma óptima los flujos que podrían mezclarse con los desechos y que, de otro modo, quedarían excluidos por los cortes de velocidad Doppler.

A continuación, la señal en movimiento pasa por un filtro adaptativo. El filtro adaptativo detecta y amplifica selectivamente las señales de flujo más pequeñas o débiles para hacerlas más pronunciadas y, por tanto, más fáciles de detectar. Al mismo tiempo, el filtro frena los artefactos de movimiento y cualquier señal de flujo más fuerte que se desborde (figura 5). Los resultados se someten además a un proceso estocástico para suprimir los destellos y mantener la verdadera señal de flujo (Figura 5). Los efectos combinados de esos filtros, junto con conjuntos más largos y una menor PRF, hacen posible que el estado de flujo lento detecte un flujo más pequeño, un flujo más lento y más ramificaciones de los vasos en el tejido que el modo Doppler en color convencional (Figura 6, Figura 7).

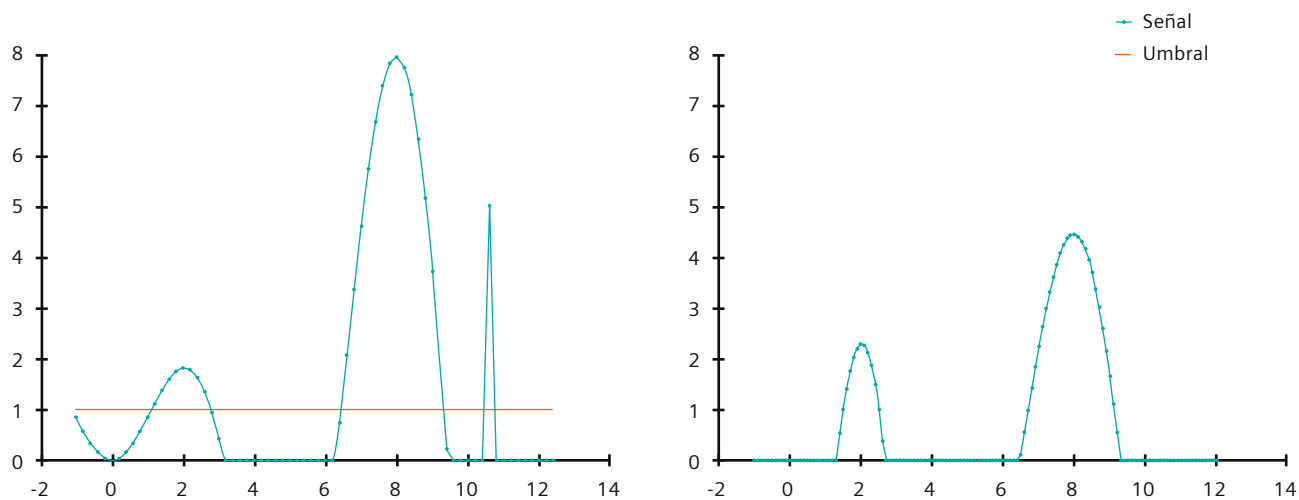


Figura 5: La señal en movimiento (izquierda) se procesa posteriormente para amplificar el flujo menor, frenar el desbordamiento y suprimir los destellos (derecha) con umbrales de algoritmos adaptativos.

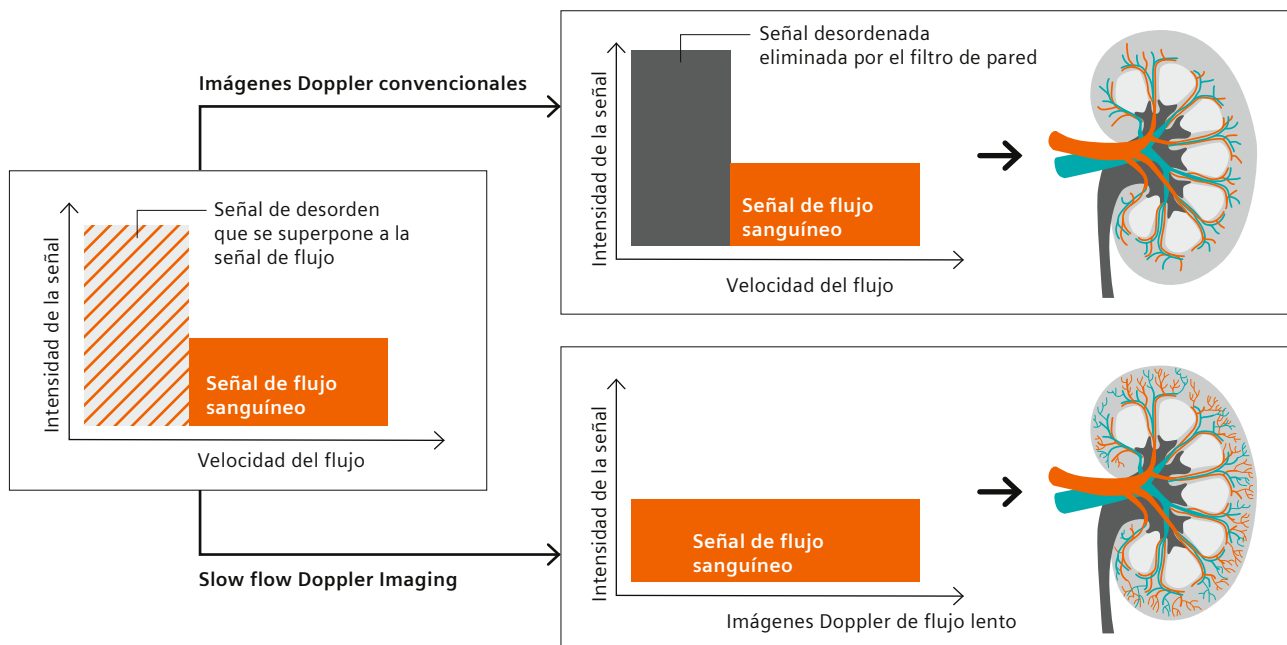


Figura 6: Los artefactos de movimiento de los tejidos provocan interferencias que cubren el componente de baja velocidad de la señal Doppler del flujo sanguíneo. Las imágenes Doppler convencionales emplean el uso de filtros de pared que eliminan este desorden. Esta eliminación limpia la señal Doppler mostrada, pero también da lugar a una pérdida de los componentes de baja velocidad enterrados en el desorden. Las imágenes Doppler de flujo lento utilizan filtros inteligentes que pueden diferenciar el artefacto de movimiento de la señal de baja velocidad enterrada en él. La señal de flujo sanguíneo resultante contiene tanto ecos débiles como fuertes y, por tanto, muestra los vasos más pequeños y de bajo flujo dentro de la imagen ecográfica.

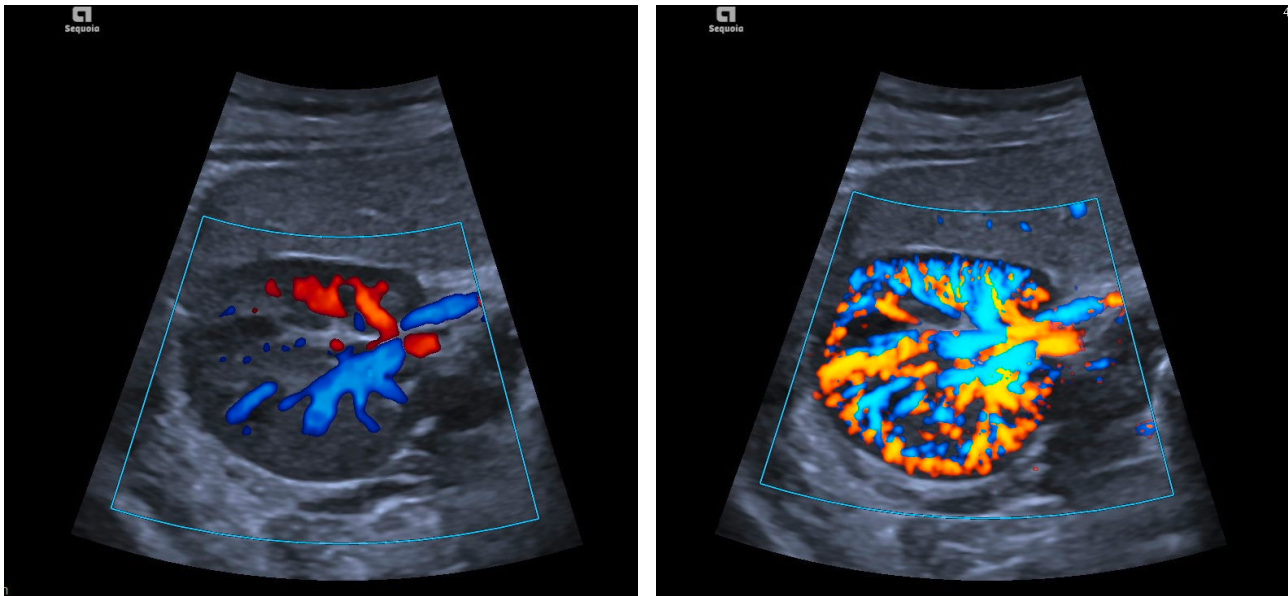


Figura 7: Imagen del riñón mediante Doppler color convencional (izquierda) y Doppler de flujo lento (derecha).

Conclusión

Por supuesto, siempre hay que superar retos cuando se procesa un gran número de componentes de señal utilizados para generar la imagen de ultrasonidos. Los conjuntos más largos y una PRF más lenta aumentan el tiempo de observación, lo que ayuda a magnificar la señal de flujo. Sin embargo, estos conjuntos más largos afectan negativamente a la frecuencia de imagen. El potente front-end del sistema de ultrasonidos ACUSON Sequoia compensa el tiempo de adquisición con canales de recepción paralelos, lo que proporciona una buena velocidad de fotogramas. Además, a pesar de que los filtros inteligentes requieren muchos cálculos, los motores informáticos de última generación del sistema de ultrasonidos ACUSON Sequoia se encargan de la carga de cálculo. En general, el flujo lento proporciona imágenes ricas en información con una muy buena capacidad de respuesta a las operaciones del usuario.

Construido sobre la avanzada plataforma del sistema de ultrasonidos ACUSON Sequoia, el estado de flujo lento complementa las técnicas Doppler convencionales para detectar una gama más amplia de señales de flujo. Emplea sofisticados filtros que extraen el flujo del desorden mediante el filtrado del movimiento, la mejora adaptativa de la señal y la supresión de los destellos. Como resultado de esta técnica de ingeniería avanzada, el flujo lento es capaz de visualizar vasos más pequeños y de flujo más lento, así como de visualizar estos difíciles vasos más adentro del tejido que se está visualizando.

Las imágenes clínicas independientes pueden haber sido recortadas para visualizar mejor la patología. Es posible que los productos/funciones mencionados en este documento no estén disponibles comercialmente en todos los países. Debido a razones normativas, no se puede garantizar su futura disponibilidad.

Por favor, póngase en contacto con su organización local de Siemens Healthineers para obtener más detalles.

ACUSON Sequoia es una marca comercial de Siemens Medical Solutions USA, Inc.

En Siemens Healthineers, nuestro propósito es permitir a los proveedores de atención médica aumentar el valor, capacitándolos en su viaje hacia la expansión de la medicina de precisión, la transformación de la prestación de atención y la mejora de la experiencia del paciente, todo ello habilitado por la digitalización de la atención médica.

Se estima que cinco millones de pacientes en todo el mundo se benefician de nuestras tecnologías y servicios innovadores en las áreas de diagnóstico y tratamiento de imágenes, diagnóstico de laboratorio y medicina molecular, así como de la salud digital y los servicios empresariales.

Somos una empresa líder en tecnología médica con más de 120 años de experiencia y 18.500 patentes en todo el mundo. Con más de 50.000 empleados en más de 70 países, seguiremos innovando y dando forma al futuro de la sanidad.

Siemens Healthineers Headquarters

Siemens Healthcare GmbH
Henkestr. 127
91052 Erlangen, Germany
Phone: +49 9131 84-0
siemens-healthineers.com

Legal Manufacturer

Siemens Medical Solutions USA, Inc.
Ultrasound
22010 S.E. 51st Street
Issaquah, WA 98029, USA
Phone: 1-888-826-9702
siemens-healthineers.com/ultrasound