

## TÍTULO:

### LA ECOGRAFÍA EN EL ACCESO VASCULAR.

#### **Autores:**

Julen Ocharan-Corcuera

Javier Hernández-López

#### **Centros:**

Academia de Ciencias Médicas de Bilbao.

Academia de Ciencias de Enfermería de Bizkaia.

Correo electrónico: [julenocharan@yahoo.es](mailto:julenocharan@yahoo.es)



**Resumen:**

La ecografía es una técnica no invasiva que permite el diagnóstico de la patología del Acceso Vascular (AV) con una alta sensibilidad y especificidad. Permite monitorizar el AV funcionalmente mediante la determinación periódica del flujo, con el diagnóstico etiológico de la patología en el mismo momento. Puede permitir al nefrólogo tomar decisiones desde la cabecera del paciente, evitando pruebas agresivas en las decisiones conservadoras o demoras en las decisiones que implican un tratamiento precoz. El conocimiento de los efectos físicos y las diferentes modalidades nos da una mejor utilidad de dicha herramienta en la clínica.

**Conceptos clave:**

La ecografía es una técnica no invasiva que permite el diagnóstico de la patología del Acceso Vascular (AV) con una alta sensibilidad y especificidad. Permite monitorizar el AV funcionalmente mediante la determinación periódica del flujo, con el diagnóstico etiológico de la patología en el mismo momento. El mapeo ecográfico permite aumentar el éxito en la creación del AV en pacientes de alto riesgo de fracaso. Permite establecer la seguridad de la maduración del AV evitando demoras o punciones infructuosas y aumentando la supervivencia asistida. Tiene la misma capacidad diagnóstica que la radiología (salvo en vasos centrales), a lo que se añade la ventaja de la valoración hemodinámica que se ha demostrado necesaria para la indicación del tratamiento de la estenosis. Aunque no existe evidencia de su utilidad en aumentar la supervivencia de la fístula, tampoco hay evidencia en contra, pudiendo aconsejarse su uso en la actualidad. Es



útil en el diagnóstico diferencial de las colecciones perivasculares potencialmente peligrosas, como los pseudoaneurismas. Su capacidad de diagnóstico basado en parámetros hemodinámicos permite orientar de un modo preciso el tratamiento del síndrome de robo o las alteraciones cardiovasculares relacionadas. Puede permitir al nefrólogo tomar decisiones desde la cabecera del paciente, evitando pruebas agresivas en las decisiones conservadoras o demoras en las decisiones que implican un tratamiento precoz.

## I.- FÍSICA DE LA ECOGRAFÍA.

Cuando se utiliza el eco-Doppler, tenemos que saber las bases físicas de los ultrasonidos y el efecto Doppler para evitar errores y, en el contexto del AV, el análisis de los flujos con rangos de velocidades exageradamente amplios.

Asimismo, los diferentes ecógrafos con todos los botones y diferentes tipos de mandos, por lo que es conveniente familiarizarse con las principales funciones que se van a usar adaptadas al campo de estudio, que en el caso del AV será en el entorno de los parámetros hemodinámicos (1).

La exploración por ecografía Doppler en color se basa en 3 principios:

1. El estudio morfológico mediante la ecografía en modo B, que nos da la imagen morfológica mediante una escala de grises.
2. La valoración hemodinámica por el efecto Doppler de la velocidad del flujo sanguíneo, donde en una imagen de registro continuo en el eje de ordenadas se registra la velocidad en cm/s o m/s.
3. El color, que ofrece información de la dirección del flujo y la velocidad.



## 1. Efecto Doppler, Doppler continuo y Doppler pulsado.

El **efecto Doppler** es el cambio en la frecuencia de una onda y por lo tanto en su longitud, percibida por un observador de una fuente de ondas que se mueve hacia él o en dirección contraria. Por ello, esta frecuencia será proporcional a la velocidad con la que se mueve la fuente de las ondas, fruto de la contracción o expansión de la longitud de onda por delante o detrás de su trayectoria (1).

La aplicación médica del ultrasonido en el diagnóstico por imagen permitirá, con un haz de ondas que se envía al objeto en movimiento, observar un efecto Doppler en la onda emitida y reflejada. Si conocemos el tiempo de recorrido de las ondas, la velocidad en el medio y la frecuencia de las ondas emitidas y recibidas, podremos deducir la velocidad del objeto en movimiento (2,3).

Si el efecto Doppler se basa en el cambio de frecuencia del ultrasonido al chocar contra un objeto en movimiento,  $(FR-FT)$  es la diferencia entre la frecuencia transmitida  $FT$  y la reflejada  $FR$ ;  $V$  es la velocidad de la sangre hacia el transductor;  $\theta$  es el ángulo de insonación entre el haz de ultrasonidos y la dirección en que se mueve la sangre y  $C$  es la velocidad del sonido en el tejido. De esta fórmula se derivará por tanto el cálculo de la velocidad de la sangre.

El **Doppler continuo** utiliza un transductor que emite el sonido y otro que lo recibe continuamente. Un avance de éste es el **Doppler pulsado**, en el que se basará principalmente la ecografía médica. Se trata de un único transductor que de modo alterno emite y recibe ultrasonidos. Si trabaja en tiempo real, dará el modo B; si trabaja sobre una «muestra» concreta, permitirá analizar objetos en movimiento, y si se añade el color permitirá completar la información (2,3).



## 2. Ecografía Modo B.

Es el modo que hay que utilizar para ver la imagen en tiempo real. El transductor genera un pulso de ultrasonidos que, tras su reflexión, vuelven a este. La variable capacidad de reflexión de los tejidos provoca distintas intensidades de ecos que darán una imagen en escala de grises o modo B (brightness mode) (1-4). Es importante tener en cuenta la distancia focal, es decir, ajustar la parte más útil del haz de ultrasonidos o foco a la profundidad que interese, lo que permite realzar la calidad de imagen de unas zonas sobre otras.

## 3. Doppler espectral

Permite la medición de la velocidad de partículas en movimiento. Se trata de la emisión de una salva de pulsos de ultrasonidos (entre 8 y 20 secuencialmente) dirigida hacia un área concreta de flujo a estudio. Esta área de estudio se denomina «volumen de muestra». Es el punto exacto donde se concentra la emisión y recepción del Doppler. Es fundamental, como se verá más adelante, el ajuste del ángulo de incidencia entre 30 y 60°, para evitar errores. En la frecuencia de emisión de pulsos (PRF o pulse repetition frequency), cuanto menor sea, es decir, mayor intervalo entre ellos, más selectiva será la información recogida, como en los flujos lentos, y, por otro lado, cuanto mayor sea, más fácil resultará analizar un alto volumen de información, como en los flujos altos. Es importante destacar que, si la velocidad del flujo que medimos excede en más de 2 veces la frecuencia de emisión de pulsos, las velocidades registradas son en realidad menores al sobrepasarse la capacidad del transductor en recoger las frecuencias. Es lo que se denomina aliasing (2-4). En el modo Color se observará como un pixelado heterogéneo y en el modo Doppler se difuminará el registro espectral. Es, por lo tanto,



fundamental la corrección de la escala del PRF adaptándola a la velocidad del flujo para evitar un falso aliasing en bajos flujos o una deficiente detección del flujo en caso de un PRF excesivamente bajo. Es decir, cuando tengamos que analizar un flujo bajo, descenderemos el PRF, y si es alto lo subiremos.

#### 4. Doppler color.

El transductor explora un área concreta, fragmentándola en diversas líneas de ultrasonido. En cada una de ellas se calcula el cambio entre frecuencia emitida y recibida. A cada frecuencia media se le otorga un valor proporcional en la escala de color, dando lugar a una imagen que se superpone a la del modo B en tiempo real (2).

## II.- COMPONENTES DE LA ECOGRAFÍA.

Para poder llevar a cabo la exploración, tenemos que entender unas funciones básicas:

Frecuencia del transductor. La sonda o transductor utiliza un registro concreto de frecuencia. El tipo de exploración irá asociado al tipo de frecuencia. Para el estudio del flujo se requieren frecuencias altas, que son mucho más sensibles, pero que tendrán limitaciones en la capacidad de penetración. Por lo tanto, en estudios en que se requiere penetración, como los abdominales, se utilizarán las de baja frecuencia. Así, en la exploración vascular se recomiendan entre 5 y 15 MHz dependiendo de la penetración, y, en concreto en el AV por sus características de superficialidad y requerimiento de sensibilidad en la exploración, al menos de 10 MHz y mejor superior a 12 MHz (1-6).



Rango dinámico. Relaciona la señal de brillo más alta y más pequeña. El brillo de cada píxel refleja la amplitud del eco reflejado de cada zona insonada. Esa amplitud puede modularse arbitrariamente. En el modo B se traduce en una escala de grises, expresada en decibelios, por lo que si se disminuye el rango se descende el registro de ecos débiles, obteniéndose una imagen más contrastada. Y si se sube el rango, se suaviza la imagen, incrementándose los ecos débiles (4-6).

Ángulo Doppler. Es el ángulo entre el haz de ultrasonidos y la dirección del flujo de la sangre o la pared del vaso. Debe ser menor o igual a 60°. El fundamento se basa en la ecuación antes expuesta:

$2FT V \cos \theta (FR-FT) = \text{-----} C$  Como el coseno de 90° es 0, si el transductor está perpendicularmente a la dirección de la sangre no habrá diferencia entre las frecuencias, lo que se traduce en la determinación de una velocidad errónea. Por otro lado, con el haz de ultrasonidos paralelo a la dirección de la sangre con un ángulo de 0°, se obtendría la máxima velocidad, dado que el coseno de 0° es 1. Sin embargo, la calidad de la escala de grises en la imagen está degradada con esta angulación. El coseno del ángulo de 60° es 0,5. Dado que la función del coseno tiene una curva pronunciada por encima de los 60°, los errores serán muy importantes a partir de aquí (3-7), por lo que habrá que realizar las mediciones con un ángulo menor que este. Por ejemplo, un mismo vaso evaluado a 42° o a 70° puede cambiar el PVS de 80 a 180 cm/s, pudiendo sospecharse estenosis donde no las hay.

Volumen de muestra. O tamaño de la muestra. Se trata del espacio en tres dimensiones en el que se realiza la medición concreta. Cuando se trabaja con el color se trata del cajón de color en forma de trapecio que delimita la zona de color en la pantalla. Lo podemos expandir, contraer y cambiar la dirección de insonación. Cuando se trabaja en modo Doppler, se representa por un cursor en forma habitualmente de dos líneas paralelas que delimitan un espacio entre ambas donde se



realiza la medición. Este volumen de muestra puede modificarse en función de la necesidad. Para la medición de velocidades en diferentes puntos del vaso o en la estenosis, debe situarse en el centro de la luz o el punto de máximo aliasing en caso de haberlo, donde se encontrará la mayor velocidad por las características del flujo laminar en los vasos sanguíneos, que irá disminuyendo progresivamente hasta la zona próxima a la pared del vaso. La muestra del Doppler debe ser del menor tamaño posible para detectar discretos cambios y minimizar el artefacto derivado del ensanchamiento espectral.

Para el cálculo del flujo, sin embargo, el tamaño de la muestra deberá ensancharse, para intentar abordar la mayor amplitud del vaso y recoger toda la información derivada de las diferentes velocidades del volumen intravascular, evitando llegar hasta la pared por las turbulencias que se pueden incluir en el registro (3-8).

Ganancia modo B, Color y Doppler. En el modo B modula la amplitud de la señal recibida, pudiendo por ejemplo amplificar la señal recibida de las zonas más profundas. En el modo Color modula la intensidad de la imagen, siendo útil su aumento para mejorar la sensibilidad a velocidades lentas. En el modo Doppler modula la imagen espectral, requiriendo especial atención, dado que un exceso de ganancia puede producir ruido de fondo que se pueda confundir con el flujo o hacer pasar desapercibidas estenosis y, si es demasiado baja por otro lado, infraestimar el flujo (4-6).

Filtro de pared. Corrige, haciendo desaparecer, la señal Doppler derivada por el movimiento de la pared del vaso, evitando los ruidos de baja frecuencia. Hay que tener presente que, si es muy alto el filtro, pueden perderse flujos lentos o telediastólicos en arteria (6).

Cadencia de imagen (frame rate). El ecógrafo tiene la capacidad de procesar las imágenes obtenidas para darnos una visualización continua en tiempo real. Sin embargo, esta cadencia puede enlentecerse si se aumenta mucho la ventana de color o se trabaja en campos profundos. Debido a ello, cuando trabajamos observando en





la pantalla al mismo tiempo en una parte el Doppler y en otra el Color (que también se denomina modo Tríplex), se trabaja con altos volúmenes de información que enlentecen la cadencia. Por ello se aconseja, en caso de limitarse la cadencia, fijar la muestra en el centro del vaso y registrar solo el Doppler o, cuando se trabaja en Color, disminuir el tamaño de la caja (5,6).

Escala de velocidad. Modula el rango de frecuencias. Básico en Doppler Color y pulsado. Hay que adecuar la escala a la velocidad para evitar perder señal si la subimos excesivamente o sufrir artefactos con demasiado descenso (6).

Mediciones. La medición de las dimensiones de un vaso o distancias se realizará en modo B, evitando el Color por el riesgo de sobredimensionar la medición. En el registro Doppler espectral podremos medir el pico de velocidad sistólica (PVS) o la velocidad diastólica final (VDF), la velocidad media, índice de pulsatilidad, índice de resistencia (IR), tiempo de aceleración e índice de aceleración. De estas, las que utilizaremos principalmente serán el PVS, VDF y el IR, que será fruto de un cálculo entre ambas (6).

Función de color. Hay dos formas de representarlo: 1. Con codificación de frecuencias (DCF), en que, tras asignar a cada píxel de la imagen una determinada escala de color acorde a la frecuencia del eco recibido, se obtiene una imagen que refleja el sentido y la velocidad del flujo. Se puede elegir el código de colores, siendo el habitual rojo/azul. Cada color identifica una dirección que se acerca o aleja del transductor y la intensidad del color se asocia a la velocidad. Cuanto más claro, más rápido, y cuanto más lento, más oscuro será el rojo o el azul. La no presencia de color identificaría la ausencia de flujo. Esta función será la que utilizaremos en el diagnóstico de estenosis, por la necesidad de identificar las turbulencias y velocidades altas (3,7, 9-13).



Codificando amplitudes (DCA). Existe un modo de color denominado Power Doppler o angio que es monocromo, amarillo o naranja, independiente de la velocidad, pero que depende de la densidad de eritrocitos en un lugar. Útil en vasos pequeños o de bajo flujo para delimitar mejor la imagen, o para identificar vascularización de pequeño calibre, sobre todo por ser independiente del ángulo de insonación, a diferencia del CDF, que puede dar falsos negativos en función del ángulo de insonación (3-7, 14-18).

Es importante tener en cuenta todos estos conceptos. Nunca hay que olvidar que un ángulo incorrecto, colocar mal el volumen de muestra e incluso la ganancia son fuente de errores y de una importante variabilidad (9-20).



### III. BIBLIOGRAFÍA.

1. Fontcuberta J. Accesos Vasculares. In: Exploración eco-doppler en patología vascular. J. Fontcuberta (coord.). Barcelona: Viguera Editores SL; 2009. p. 243-318.
2. Leal I, Flores A. Fundamentos Físicos. In: Exploración eco-doppler en patología vascular. J. Fontcuberta (coord.). Barcelona: Viguera editores SL; 2009. p. 33-50.
3. Prudenzano R, Stefanizzi S, Napoli M. Color Doppler physics concepts. Echo Color Doppler & Vascular Accesses for hemodialysis. Milano: Wighting Editore; 2011. p. 5-15.
4. Leotta D, Beach K. Physics and instrumentation for Duplex Scanning. In: Strandness's Duplex Scanning in vascular disorders. Zierlesr R (ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2010. p. 350-83.
5. Teodorescu V, Gustavson S, Schanzer H. Duplex ultrasound evaluation of hemodialysis access: a detailed protocol. Int J Nep hrol. 2012; 2012:508956.
6. Rodríguez R, Bermúdez M. Componentes y funcionamiento. In: Exploración eco-doppler en patología vascular. J. Fontcuberta (coord.). Barcelona: Viguera Editores SL; 2009. p. 21-32.
7. Zwibel W, Pellerito J. Basic concepts of Doppler frequency spectrum analysis and ultrasound blood flow imaging. In: Introduction to Vascular Ultrasonography. Pellerito J (coord.). Philadelphia: Elsevier; 2005.



8. Napoli M, Russo F, Pati C. AVF Monitoring. Echo Color Doppler & Vascular Accesses for hemodialysis. Milano: Wichting Editore; 2011. p. 46-66.
9. Lui EY, Steinman AH, Cobbold RS, Johnston KW. Human factors as a source of error in peak Doppler velocity measurement. J V asc Surg. 2005; 42:972-9.
10. Vascular Access Work Group. Clinical practice guidelines for vascular access. Am J Kidney Dis. 2006; 48 Suppl 1:S248-S273.
11. Gosmanova EO, W u S, O'Neill WC. Application of ultrasound in nephrology practice. Adv Chronic Kidney Dis. 2009; 16:396 -404.
12. Roca-Tey R, Samon GR, Ibrik O, Garcia-Madrid C, Herranz JJ, Garcia-Gonzalez L, et al. Vascular access surveillance with blood flow monitoring: a prospective study with 65 patients. Nefrologia. 2004; 24:246-52.
13. Wiese P, Nonnast-Daniel B. Colour Doppler ultrasound in dialysis access. Nephrol Dial Transplant. 2004; 19:1956-63.
- 14.- Ibeas J. Monitorización del acceso vascular: ¿Quo vadis? NefroPlus. 2012; 4:11-20.
15. Roca-Tey R, Rivas A, Samon R, Ibrik O, Martinez CR, Viladoms J. Noninvasive assessment of forearm vessels by color Doppler ultrasonography (CDU) before and after radiocephalic fistula (RCF) placement. Nefrologia. 2007; 27:489-95.
16. Lockhart ME, Robbin ML. Hemodialysis access ultrasound. Ultrasound Q. 2001; 17:157-67.
17. Napoli M, De Pascalis A, Montagna C. Steno-thrombotic complications of AVF. Echo Color Doppler & Vascular Accesses for hemodialysis. Milano:



Wighting Editore; 2011. p. 67-86.

18. Tuka V, Slavikova M, Krupickova Z, Mokrejsova M, Chytilova E, Malik J. Short-term outcomes of borderline stenoses in vascular accesses with PTFE grafts. *Nephrol Dial Transplant.* 2009; 24:3193-7.

19. Napoli M, Tondo S, Montagna E. Major complications of AVF. *Echo Color Doppler & Vascular Accesses for hemodialysis.* Milano: Wighting Editore; 2011. p. 87-103.

20. Asif A, Byers P, Vieira CF, Roth D. Developing a comprehensive diagnostic and interventional nephrology program at an academic center. *Am J Kidney Dis.* 2003; 42:229-33.

