

Ecografía del acceso vascular para hemodiálisis: conceptos teóricos y prácticos. Criterios

José Ibeas-López¹, Joaquim Vallespín-Aguado²

¹ Servicio de Nefrología. Parc Taulí Sabadell, Hospital Universitari. Universitat Autònoma de Barcelona. Sabadell, Barcelona

² Servicio de Cirugía Vascular. Parc Taulí Sabadell, Hospital Universitari. Universitat Autònoma de Barcelona. Sabadell, Barcelona

Nefrologia Sup Ext 2012;3(6):21-35

doi:10.3265/NefrologiaSuplementoExtraordinario.pre2012.Dec.11877

RESUMEN

El acceso vascular supone una parte fundamental del tratamiento sustitutivo renal, tanto por poder condicionar la calidad de la diálisis como por derivarse de él una alta morbilidad y costos. A pesar de ser fundamental la colaboración multidisciplinar con cirujanos vasculares, radiólogos intervencionistas y enfermería, esta se puede optimizar con el uso de la ecografía por el nefrólogo al permitir no solo la monitorización del flujo, sino el diagnóstico inmediato de patología y su nivel de urgencia terapéutica. Con una prueba no invasiva y sin demoras en su realización, cubre además zonas sin cobertura de imagen en la actualidad, como el control de la maduración, ayuda a la punción difícil, despistaje inmediato de pseudoaneurismas, colecciones dudosas, fistulas profundas, etc. Ello puede permitir evitar pruebas agresivas innecesarias por un lado y demoras en patología urgente que podía haber pasado desapercibida por otro. Es necesario, por lo tanto, que el nefrólogo conozca los principios teóricos en que se basa la ecografía vascular y su aplicación práctica al acceso vascular. Esta revisión pretende repasar los principales conceptos con que el nefrólogo debería estar familiarizado en este ámbito.

Palabras clave: Fístula arterio-venosa. Injerto. Ecografía. Doppler. Ultrasonido. Monitorización. Vigilancia. Seguimiento. Hemodiálisis. Estenosis. Trombosis. Flujo. Mapeo. Robo. Aneurisma. Pseudoaneurisma.

CRITERIOS DE REVISIÓN: Se revisan, además de las citas clásicas en revistas y libros, las derivadas de una selección tras una revisión sistemática de los últimos 10 años en la U.S. National Library of Medicine, National Institutes of Health, Trip Data Base y Cochrane-Plus Library. Se ha utilizado la combinación de los términos MeSH: [Arteriovenous Fistula]; [Arteriovenous Shunt, Surgical]; [Blood Vessels]; [Renal Dialysis]; [Constriction, Pathologic]; [Trombosis]; [Follow-Up Studies]; [Population Surveillance]; [Monitoring, Physiologic]; [Ultrasonography]; [Preoperative Care]; [Vascular Patency]; [Randomized Controlled Trials as Topic]; [Prospective Studies]. Publication Type: [Practice Guideline]; [Clinical Trial, Controlled Clinical Trial] y [Review]. Términos no MeSH: Fistula, Echography, Graft y Monitoring.

INTRODUCCIÓN

El acceso vascular (AV) para el paciente en hemodiálisis supone una parte fundamental del proceso asociado al tratamiento sustitutivo renal, fundamentalmente por dos conceptos. En primer lugar, por depender de él una parte importante de la calidad adecuada de diálisis y, en segundo, por producir una parte importante de la morbilidad y mortalidad en este tipo de pacientes. Es por ello por lo que resulta vital optimizar los puntos relacionados con su supervivencia del acceso vascular y morbilidad. Estos pasan por la creación del AV, la monitorización para evitar la trombosis asociada a la estenosis y la de-

tección precoz de toda patología no asociada a la estenosis que puede dar lugar a morbilidad. Las estrategias que es preciso utilizar para conseguir unos buenos resultados dependen, por lo tanto, de una colaboración multidisciplinar con cirujanos vasculares, radiólogos intervencionistas y enfermería para poder realizar un mapeo prequirúrgico, la cirugía, el seguimiento y las indicaciones del tratamiento. Esto supone una adaptación a la idiosincrasia de cada centro, que puede tener más o menos recursos, una diferente capacidad organizativa o distintas posibilidades de colaboración. En cualquiera de los casos, el nefrólogo tiene un alto grado de dependencia de ámbitos externos a su servicio, que da lugar a demoras en el diagnóstico y tratamiento de la patología asociada al AV, con la morbilidad que ello conlleva. La incorporación de la ecografía al entorno de diálisis de la mano del nefrólogo, y más con los dispositivos portátiles, ha demostrado una alta eficiencia

Correspondencia: José Ibeas López

Servicio de Nefrología.

Parc Taulí Sabadell, Hospital Universitari.

Universitat Autònoma de Barcelona. Sabadell, Barcelona.

jibeas@tauli.cat

en el diagnóstico y orientación terapéutica en patología renal en general y del AV en particular en otros sistemas sanitarios¹. En el nuestro, nos encontramos ahora en una fase inicial que sin duda alguna se irá consolidando progresivamente. El objetivo de esta revisión es hacer un repaso de los principales principios teóricos y conceptos prácticos aplicables a la práctica clínica en el entorno del AV que el nefrólogo debe tener en cuenta en esta área. Se hará un repaso de los fundamentos físicos básicos necesarios para la exploración vascular, traducción a la práctica clínica y qué criterios existen hoy en día para la toma de decisiones.

FUNDAMENTOS FÍSICOS

Cuando se utiliza el eco-Doppler, son necesarios unos mínimos conocimientos de las bases físicas de los ultrasonidos y el efecto Doppler. Ayudará a evitar errores y, en el contexto del AV, lo hará sobre todo en el análisis de los flujos con rangos de velocidades exageradamente amplios. Paralelamente, los distintos tipos de ecógrafos pueden impresionar, 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.

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 (figuras 1 y 2).
2. La valoración hemodinámica por el efecto Doppler de la velocidad del flujo sanguíneo, donde en una imagen de re-

gistro continuo en el eje de ordenadas se registra la velocidad en cm/s o m/s (figura 3).

3. El color, que ofrece información de la dirección del flujo (figura 4) y la velocidad (figura 5).

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. 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}. El fundamento se basa en la ecuación:

$$(F_R - F_T) = \frac{2F_T V \cos \theta}{C}$$

Si el efecto Doppler se basa en el cambio de frecuencia del ultrasonido al chocar contra un objeto en movimiento, $(F_R - F_T)$ es la diferencia entre la frecuencia transmitida F_T y la reflejada F_R ; V es la velocidad de la sangre hacia el transductor; θ 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.



Figura 1. Modo B. Arteria braquial.



Figura 2. Modo B. Mapeo prequirúrgico. Medición del diámetro de la vena cefálica en antebrazo: 1,82 mm.

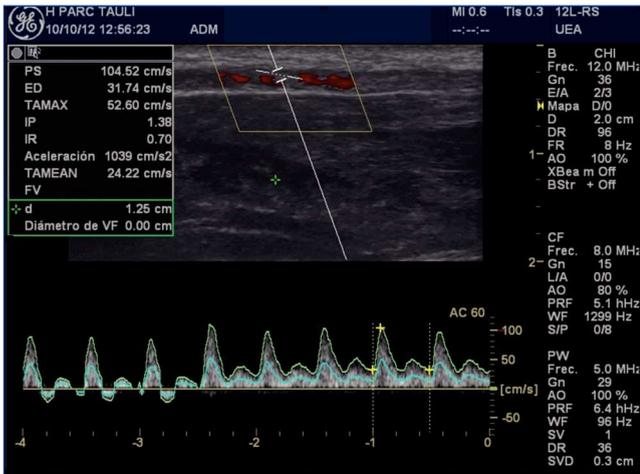


Figura 3. Doppler espectral. Mapeo prequirúrgico. Test de hiperemia reactiva.

Nótese el paso de IR: de 1,0 a 0,7.

El Doppler continuo utiliza un transductor que emite el sonido y otro que lo recibe continuamente. Un avance de este 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}.

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*)^{2,4} (figuras 1 y 2). 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 realizar la calidad de imagen de unas zonas sobre otras (ver figura 6, con el foco ajustado en comparación con la figura 2, sin ajustar).

Doppler espectral

Permite la medición de la velocidad de partículas en movimiento (figura 3). 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 (figura 5) 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.



Figura 4. Modo Color. Arteria braquial.



Figura 5. Modo Color. Estenosis.
Fenómeno de aliasing que refleja altas velocidades.

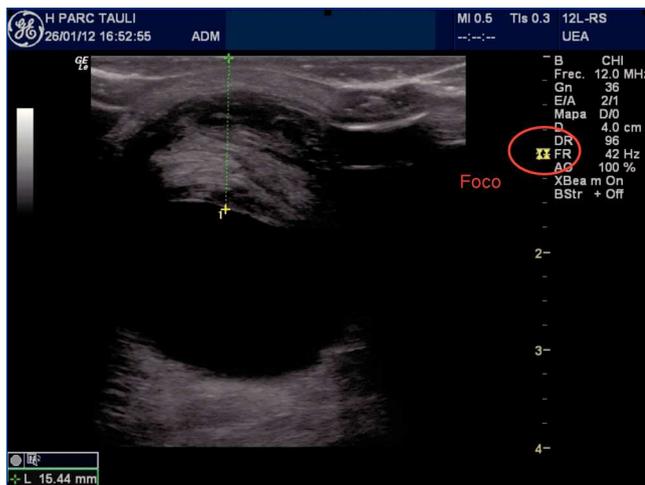


Figura 6. Modo B. Trombosis parcial de aneurisma venoso en fístula húmero-cefálica que impide una punción adecuada. Foco ajustado a la altura del trombo. Distancia piel-luz = 1,5 cm.

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 real² (figura 4).

ECOGRAFÍA: COMPONENTES Y SU FUNCIÓN

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 MHz³⁻⁶.

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 ran-

go se desciende el registro de ecos débiles, obteniéndose una imagen más contrastada. Y si se sube el rango, se suaviza la imagen, incrementándose los ecos débiles⁴⁻⁶.

Ángulo Doppler. Es el ángulo entre el haz de ultrasonidos y la dirección del flujo de la sangre o la pared del vaso (figura 7). Debe ser menor o igual a 60°. El fundamento se basa en la ecuación antes expuesta:

$$(F_R - F_T) = \frac{2F_T V \cos \theta}{C}$$

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 aquí³⁻⁷, 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 (figura 4). Lo podemos expandir, contraer y cambiar la dirección de insonación. Cuando se trabaja en modo



Figura 7. Modo Doppler espectral. Estenosis. Muestra colocada preestenosis. Ángulo 60° (en el Doppler aparece como AC 60). Cuantificación de la velocidad: PVS 147 cm/s.

Doppler, se representa por un cursor en forma habitualmente de dos líneas paralelas que delimitan un espacio entre ambas donde se realiza la medición (figura 7). 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 abarcar 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 registro³⁻⁸ (figuras 8 y 9).

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 flujo⁴⁻⁶.

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 arteria⁶.

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}. Comparar el color en la figura 8 respecto a la figura 4. En la primera hay una menor visualización del color, por enlentecerse la cadencia de imagen, en este caso por el uso del tríplex.

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 descenso⁶.

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 (figura 2). En el registro Dop-

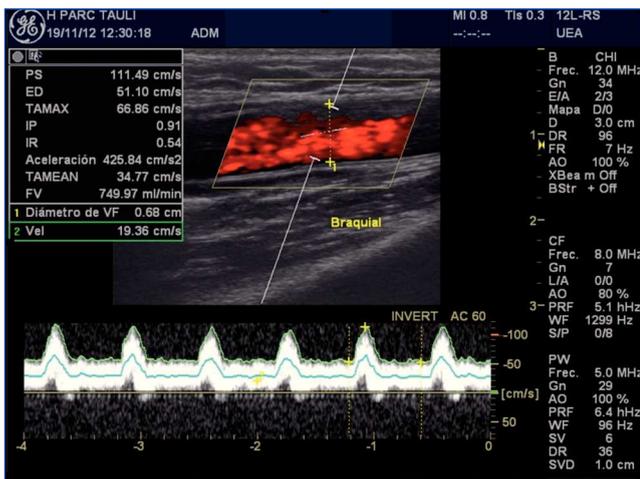


Figura 8. Medición del flujo. Arteria braquial. Muestra ocupando toda la luz. Flujo: 749 ml/min, IR 0,54.

En el margen derecho se observan 3 bloques de datos: modo B, modo Color (CF, Color Flow) y modo Doppler (PW, Pulsed Wave). La caja de la izquierda resume los principales datos (configurable): PS (PVS), ED (VDF), ambas con cruces amarillas en el Doppler, TAMAX (media de la velocidad máxima, línea verde en el Doppler), IP (índice de pulsatilidad), IR (índice de resistencia), TAMEAN (media de la velocidad media, línea azul en el Doppler), FV (Flujo o Flow Volume) y diámetro del vaso.

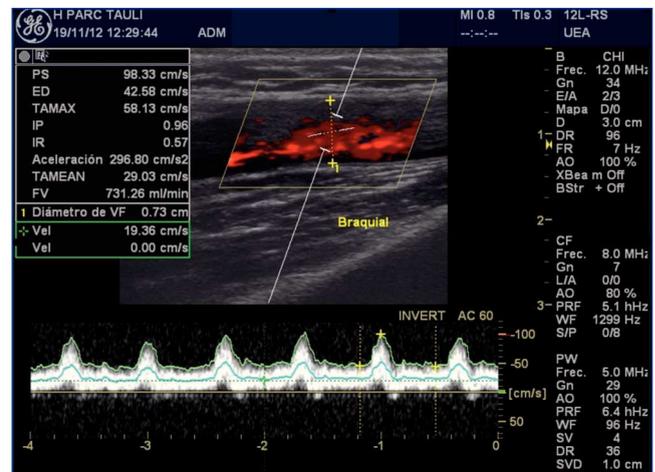


Figura 9. Medición del flujo. Arteria braquial. Muestra ocupando 50-75 % de la luz. Flujo 731 ml/min, IR 0,57.

Nótese que, al reducir el tamaño de la muestra, disminuye el ruido de fondo espectral.

pler 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 aceleración⁶. De estas, las que utilizaremos principalmente serán el PVS, VDF y el IR, que será fruto de un cálculo entre ambas (figura 8).

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}.
2. 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}.

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 variabilidad⁹.

LA EXPLORACIÓN

Mapeo prequirúrgico

El mapeo preoperatorio del territorio arterial y venoso del paciente candidato a la realización de un AV, en especial en el paciente con comorbilidad, permite incrementar la tasa de AV nativos^{10,11} y una mayor tasa de supervivencia en la fístulas^{12,13}. Esto sucede a expensas de los pacientes cuya exploración física puede tener limitaciones, sobre todo del paciente con lecho vascular límite, que cada vez es más prevalente. De ese modo, la exploración física debería usarse inicialmente en todos los pacientes, debiendo considerar la utilización de la ecografía de rutina en caso de una exploración física insuficiente (obesidad, pulsos ausentes, cirugía previa), posible enfermedad arterial (edad avanzada, diabetes, enfermedad cardiovascular) y posible enfermedad venosa (canalizaciones venosas previas)^{14,15}.

La exploración rutinaria mediante la exploración física debe incluir unas venas visibles de diámetro uniforme tras la colocación de un torniquete, con un curso superficial, ausencia de tortuosidades y un pulso radial fácilmente palpable con un arco palmar permeable (test de Allen) con ausencia de diferencia de presión arterial superior a los 20 mmHg entre ambos miembros superiores¹⁶.

El equipo debe ajustarse de modo que detectemos flujos lentos, mediante la disminución de PRF y el aumento de la ganancia de color. Interesa utilizar abundante gel para que no se pierda información de los laterales de la sonda en los campos curvos del antebrazo. Hay que evitar la presión sobre la piel por el fácil colapso de las venas superficiales^{15,17}.

El paciente debería ser colocado inicialmente en decúbito supino, sin angular el codo. Se explorará el sistema arterial en esta posición para la medición de la presión arterial y la valoración de las venas subclavias y axilares. Para la evaluación de las venas del brazo, es aconsejable levantar la cabecera a 45°, con el brazo relajado y un torniquete colocado para provocar la dilatación de las venas. Es importante tener un ambiente cálido para evitar el vasoespasmo venoso. En caso de injerto en la pierna, deberá colocarse en rotación externa¹⁸.

La exploración morfológica se realizará de modo transversal y la dinámica en longitudinal, por lo que es aconsejable comenzar la exploración en modo transversal, empezando por la arteria a nivel distal y recorriendo su trayecto en dirección proximal para después hacer lo mismo con el territorio venoso, lo que permitirá observar toda la anatomía. Posteriormente se llevará a cabo la misma exploración pero en sentido longitudinal al vaso. Primero la arteria con color que nos permitirá valorar zonas con *aliasing* y luego con Doppler, midiendo el PVS.

Se explorará el sistema venoso superficial y profundo desde la muñeca hasta las venas centrales (axilar o subclavia) si es técnicamente posible. Utilizando un torniquete se deben medir los diferentes diámetros a nivel de muñeca, antebrazo, codo en perforante y salida hacia cefálica y basilíca, basilíca y cefálica en brazo (figura 2). Se valorarán los diámetros mínimos y la profundidad, descartándose signos de flebitis a expensas de la no compresibilidad del vaso y el engrosamiento de la pared. Debe descartarse la presencia de estenosis segmentarias, segmentos ocluidos y valorar la continuidad con el sistema venoso profundo^{15,17,18}. La parte no visualizada de las venas centrales únicamente puede ser explorada mediante signos indirectos por la forma del Doppler espectral. Esto es, la presencia de fasicidad respiratoria y pulsatilidad cardíaca transmitida. La primera consiste en observar las modificaciones de la velocidad en el Doppler espectral con los movimientos respiratorios al insonar sobre las venas más proximales (axilar o subclavia), y la segunda, en observar las ondas transmitidas retrógradamente desde las cavidades cardíacas derechas hacia las venas centrales y venas proximales del brazo.

En el sistema arterial debe explorarse la existencia de calcificaciones en la pared, que se verán por la hiperecogenicidad y las irregularidades de la pared. Estos hallazgos son difíciles de extirpar a la supervivencia del AV. Se han propuesto una asociación entre supervivencia y diámetro arterial $\geq 2,0$ mm y un PVS de al menos 50 cm/s¹⁹, incrementándose significativamente el riesgo de fallo con un diámetro $\leq 1,6$ mm²⁰ y sobre todo en $\leq 1,5$ mm¹⁴. No existe un nivel de recomendación claro para la arteria braquial, dado su mayor calibre¹⁴. Se recomienda realizar la medición del diámetro de la luz del vaso, entre las caras internas de la pared del vaso en modo B. La correcta maduración del AV requiere un aumento del flujo a través de la arteria dadora de 10 a 15 veces su flujo normal. Esto se consigue mediante una dilatación e hipertrofia de dicha arteria, por lo que se valorará su capacidad de distensibilidad usando el test de hiperemia reactiva al observar la forma de la onda del Doppler espectral durante una hiperemia reactiva inducida mediante la apertura del puño cerrado activamente durante 2 minutos. La onda trifásica de alta resistencia con el puño cerrado cambiará a una de baja resistencia bifásica tras abrirlo. El IR en la fase reactiva puede ser fácilmente calculado: $IR = PVS - VDF/PVS$. Si es $\geq 0,7$ indicaría una respuesta inadecuada relacionada con una menor supervivencia²⁰ (figura 3).

En el mapeo venoso se ha demostrado un diámetro $\leq 1,6$ mm como el límite a partir del que se observa una alta tasa de fracaso²¹, estableciéndose en el estudio sin compresión con manguito un diámetro mínimo de 2,0 mm en antebrazo para poder conseguir una apreciable tasa de éxito (76 %) y 3 mm en el brazo^{20,22}. Con compresión, otro estudio muestra un límite de 2,5 mm para fístula y 4 mm para injerto²³. Es importante asimismo la asociación entre distensibilidad tras la compresión con manguito y fracaso, relacionándose en un estudio el éxito con un aumento del diámetro del 48 %²⁰ (tabla 1).

Monitorización

La exploración se recomienda realizarla en decúbito, con el brazo extendido en 45°. En el caso de un miembro inferior, con la pierna en rotación externa. Se valorará el territorio arterial, venoso periférico y central. El explorador debe estar en el mismo lado que el miembro que se va a explorar¹⁸.

Para el rastreo de patología se debe realizar una exploración transversal y longitudinal desde la arteria nutricia, atravesando la anastomosis y recorriendo el territorio venoso hasta alcanzar los vasos centrales. Se debe explorar asimismo el trayecto arterial desde la arteria subclavia hasta la anastomosis. El espacio perivascular debe rastrearse en busca de estructuras que puedan producir una estenosis funcional extraluminal, como colecciones, hematomas o seromas. Se valorará el nivel de profundidad del acceso en todo el trayecto, identificando las zonas de difícil punción, > 6 mm de profundidad. En primer lugar se realizará la exploración en modo B y pos-

teriormente en modo Color para detectar las posibles zonas con modificaciones significativas de velocidad a expensas de la presencia de *aliasing*. En una siguiente fase, se realizarán mediciones de Doppler espectral, con la valoración del PVS y VDF, aunque esta última se usará en escasa medida, encontrándose habitualmente PVS entre 150 y 300 cm/s. Se analizará la anastomosis, documentando el PVS y la morfología espectral. En el lecho arterial se valorará asimismo el ensanchamiento espectral característico tanto en caso de fístula como de injerto, en lugar de la onda trifásica característica del territorio arterial periférico normal de alta resistencia previo a la creación del AV. Se recorrerá el trayecto venoso hasta los vasos centrales y se explorará el trayecto del injerto en caso de prótesis; en este último caso, con especial énfasis en las anastomosis, sobre todo la venosa, lugar donde se suele dar la presencia de estenosis^{5,8,18}.

Maduración

Una de las mayores utilidades de la ecografía es la identificación de la maduración del AV nativo. No son infrecuentes las esperas prologadas para la punción o dudas en la viabilidad en la práctica clínica habitual. Por ello, en el caso de que la exploración física genere dudas en la maduración de la fístula, deberá realizarse una exploración ecográfica, considerada prueba de elección. Un diámetro de 4 mm con un flujo de 500 ml se ha establecido como criterio de maduración²⁴. En una fase posterior, el AV ideal es el que cumplirá la regla de los «6»: no más de 6 mm de profundidad, al menos 6 mm de diámetro y con un flujo mínimo de 600 ml/min^{18,25}.

Tabla 1. Criterios de mapeo prequirúrgico

Arteria

Muñeca $> 1,5-2,0$ mm

PVS > 50 mmHg

IR (test hiperemia) $< 0,7$

Morfología de pared y calcificaciones

Vena

Cefálica muñeca > 2 mm

Cefálica brazo > 3 mm

Incremento de calibre tras torniquete $> 40-50$ %

Permeabilidad central

- Fascicidad respiratoria

- Pulsatilidad cardíaca transmitida

IR: índice de resistencia; PVS: pico de velocidad sistólica.

Determinación del flujo

A partir del momento en que el AV se considera desarrollado es cuando se plantean las estrategias de monitorización periódica. Esta está basada en el control periódico del flujo (Q_A). La determinación del flujo se puede realizar durante la sesión de hemodiálisis con los métodos dilucionales basados en ultrasonidos, como el Transonic^{®26}, o en la concentración del hematocrito²⁷. La medición mediante ecografía requiere su realización fuera de la sesión de diálisis, a no ser que se esté efectuando la diálisis por catéter, caso en el que se puede realizar durante la primera hora para evitar el sesgo de la depleción de volumen. Ambos métodos tienen demostrada una capacidad equivalente en la medición del flujo²⁸ y en la capacidad predictiva de estenosis y reestenosis comparada con la angiografía²⁹. La ventaja que puede aportar la ecografía a la medición del flujo es el estudio morfológico y la capacidad de guiar en la punción ya desde la primera canalización en el proceso de maduración³⁰.

La medición del flujo a nivel de la arteria braquial con el análisis de la forma del Doppler espectral permite una rápida aproximación a la calidad del acceso. Mientras que la medición en el injerto puede realizarse en cualquier área de este, en la fístula se recomienda en la arteria braquial, en la que se ha demostrado una buena correlación con el flujo del AV. La medición en la arteria radial en las fístulas de muñeca puede resultar infraestimada, dado que en una gran parte de los casos la fístula recibe una parte del flujo desde la arteria cubital por la arcada palmar. La medición en el trayecto venoso, aunque realmente sería lo ideal, habitualmente resulta difícil por las curvaturas, bifurcaciones, variaciones en el diámetro, turbulencias etc.^{8,30,31}.

Los datos necesarios para la medición del flujo son el diámetro del vaso y la media de la velocidad media, que en los dispositivos habitualmente viene como TAVmean o TAMEAN (*time averaged mean velocity*). Es fundamental no olvidar que el ángulo de insonación debe ser menor de 60° (entre 30 y 60°). El tamaño de la muestra debe ser lo suficientemente amplio para cubrir la luz del vaso¹⁸ (figura 8), aunque también hay autores que aconsejan que comprenda entre el 50 y el 70 % de la luz para evitar las interferencias producidas por la vibración de la pared del vaso⁸ (figura 9). Los dispositivos actuales por lo general disponen de un software que hace el cálculo automáticamente al introducir el diámetro y la TAV. Por lo tanto, es preciso revisar siempre que el dispositivo realmente realice los cálculos sobre estas premisas, ya que la velocidad media que proporcionan algunos dispositivos es a expensas de la media de la velocidad máxima y esto genera un cálculo no real al no utilizar la media de la velocidad media^{32,33} (figuras 8 y 9). Por último, es recomendable realizar la medición de 3 flujos y obtener la media para intentar evitar la variabilidad. La fórmula en que se basa es la siguiente:

$$Q_A \text{ (ml/min)} = TAV \text{ (cm x s}^{-1}\text{)} \times \text{área de la sección (}r^2\pi\text{; cm}^2\text{)} \times 60$$

No existe un punto de corte a partir del cual establecer un claro riesgo de trombosis. En injertos se sugiere entre 500 y 800 ml/min y en fístulas puede ser tan amplio como entre 300 y 700 ml/min, dada su mayor adaptabilidad vascular y su capacidad de proporcionar un flujo adecuado a la máquina de diálisis con flujos cercanos a 300 ml/min. Por ello, globalmente, se sugiere en fístulas los 500 ml/min y en injertos los 600 ml/min, o un descenso del 20-25 %, para el despistaje de estenosis^{25,30,34}.

Índice de resistencia

Un índice que puede ser relevante es el IR, derivado de la ratio PVS – VDF/PVS, por lo que, a más altos valores de VDF, menor IR. En la monitorización del AV, se ha observado un cambio inversamente proporcional al flujo^{8,35,36}. De hecho se ha establecido una relación entre su descenso tras la creación de la fístula y su maduración. Un incremento detectado durante la monitorización ha de hacer sospechar complicaciones a nivel de aparición de estenosis. Se ha sugerido un incremento a partir de 0,6 en la medición a nivel de la arteria braquial como sugestivo de la presencia de estenosis³⁵ (figura 8).

Detección de estenosis

La estenosis en el segmento venoso de la fístula se puede producir en vasos centrales, segmento medio y zona yuxtaanastomótica (primeros 5 cm), siendo esta última la más frecuente, mientras que en el injerto habitualmente aparece en el trayecto de salida de la anastomosis con la vena. En estos puntos se produce el resultado de una hiperplasia fibromuscular causada por el *shear stress* en las zonas más expuestas a este³⁷. En los lugares en que se modifica el diámetro de la luz, se produce siempre una aceleración de la velocidad (PVS) que puede dar lugar al *aliasing* (figura 5). Es un artefacto que aparece cuando el PRF es menor que el doble de la frecuencia más alta de la señal Doppler, como sucede en las áreas turbulentas de alta velocidad de las estenosis.

En el caso de detectarse una estenosis, se medirá el porcentaje que representa sobre la luz normal. Para el cálculo de la estenosis se compara el diámetro mínimo intraluminal con el diámetro normal del segmento próximo de la fístula (figura 10):

$$\% \text{ estenosis: luz original} - \text{luz residual} / \text{luz original} \times 100$$

Aunque es fácil medir esta reducción en injertos, no lo es tanto en fístulas por las grandes dilataciones pre y postestenóticas. Asimismo, en la zona yuxtaanastomótica, la angulación del vaso no permite una fácil medición. En este caso hay que recurrir a parámetros indirectos en la arteria que nutre la fístula para conseguir una evidencia indirecta de una estenosis que puede llegar a ser importante. Esto también puede suceder en injertos hechos de material radiopaco³⁰.



Figura 10. Modo B. Cuantificación de la estenosis (> 50 %).

La exploración ecográfica comenzará en la arteria braquial, que nos permitirá evaluar el flujo (el cual en el caso de una estenosis significativa estará por debajo de 600-700 ml/min) y el IR, que puede encontrarse elevado. Estos hallazgos, sin embargo, en una estenosis proximal podrían no estar presentes en el caso de que existiesen colaterales previas a la estenosis que mantuvieran un flujo aceptable. Después recorreríamos el resto de la arteria en el caso de la fístula radiocefálica, hasta llegar a la anastomosis, a partir de donde continuaríamos proximalmente para recorrer todo el tracto venoso, primero en transversal para realizar el estudio anatómico buscando los cambios de calibre. Una vez localizada la estenosis, con el modo Color confirmáramos la existencia de *aliasing*, ajustando siempre al alza el PRF (figura 5). Con el Doppler cuantificaremos el PVS en la zona de calibre conservado previamente a la estenosis (figura 7), así como en la estenosis en la zona de aceleración (figura 11) y la zona posestenótica (figura 12). Una medición de PVS > 400 cm/s se considera como hemodinámicamente significativa. Estableceremos asimismo el ratio de PVS entre la zona estenótica y preestenótica. Se considera al menos un ratio de 2 para interpretar la estenosis hemodinámicamente significativa tanto en injertos como en FAV; algunos autores consideran en esta última más específico un ratio de 2,5 o incluso 3. En la zona posestenótica se observará un registro Doppler característicamente turbulento^{18,30,38,39} (figura 12).

Las estenosis arteriales suelen deberse a progresión de la enfermedad arteriosclerótica. Habitualmente se encuentran en la zona preanastomótica, aunque pueden encontrarse en cualquier parte del trayecto arterial. Se identificará al igual que en el territorio venoso, por una reducción en el diámetro de la luz con una aceleración y ratios de PVS significativas. Ante una sospecha de patología arterial, el examen de la cubital, además de la radial, puede dar infor-

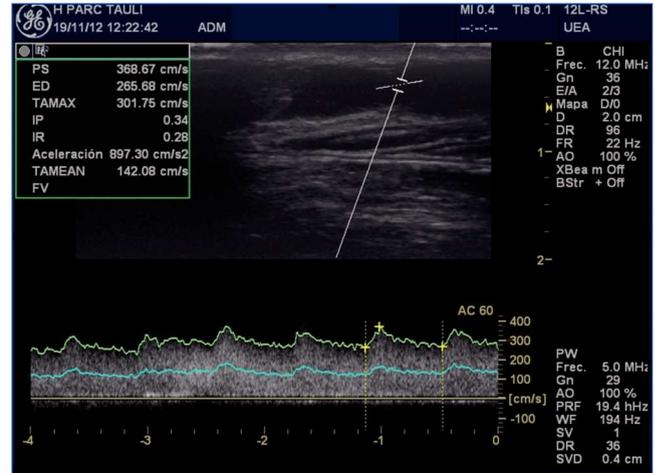


Figura 11. Estenosis en modo Doppler espectral. Muestra colocada en la estenosis. PVS: 368 cm/s (ratio preestenosis/estenosis = PVS 2,5).

mación decisiva. Al realizar la medición del flujo, si por ejemplo de un flujo braquial de 500 ml/min 400 ml/min se distribuyen por la cubital y el resto por la radial, nos orientará a focalizar la patología en la radial. Otra maniobra es la compresión de la arteria radial distal a la anastomosis, que si provoca un descenso del PVS o una elevación del IR a nivel braquial sugerirá claramente una estenosis radial, dado que estamos cerrando el paso al flujo que retrógradamente viene por la arcada palmar desde la cubital. Estas modificaciones hemodinámicas serán imperceptibles si la radial está indemne.

La sensibilidad de la ecografía en la detección de una estenosis > 50 % respecto a la angiografía va desde el 76 %⁴⁰ al 95 % con una especificidad del 97 %⁴¹.

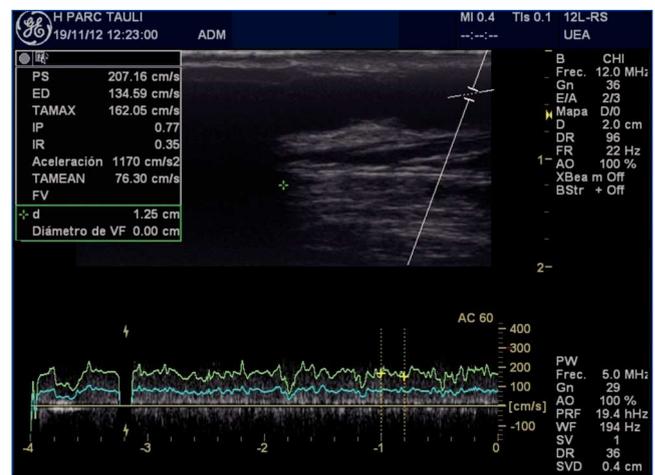


Figura 12. Modo Doppler espectral. Estenosis. Muestra colocada posestenosis. Flujo turbulento.

Una vez diagnosticada una estenosis significativa, no está clara la indicación y el momento de intervenir, dado que, aunque hay estudios que demuestran un descenso de la trombosis con la intervención profiláctica asociada al descenso del flujo⁴², un metanálisis reciente intenta demostrar la ausencia de beneficio en evitar trombosis en injertos y, aunque desciende las trombosis en las fistulas, no modifica la supervivencia en estas⁴³. Sin embargo, este estudio ha sido relativizado por la heterogeneidad de los trabajos incluidos, por las características de algunos pacientes con mayor riesgo de trombosis y, sobre todo, porque la definición de estenosis era morfológica en la mayoría de ellos, y no hemodinámica^{44,45}. En una reciente revisión en la utilidad de la monitorización, se confirma su ausencia de utilidad en el injerto, pero sigue sin quedar claro en uno u otro sentido en la fistula por la ausencia de estudios con nivel de evidencia, y menos con ecografía Doppler⁴⁶.

El gran riesgo de una intervención profiláctica con una angioplastia innecesaria, basada únicamente en imagen, es generar una hiperplasia intimal que puede desencadenar una trombosis, cuando una monitorización conservadora podría haberlo evitado⁴⁷. Por lo tanto, la decisión de intervenir radiológicamente debería basarse no solo en una imagen de estenosis de alto grado, sino en una repercusión hemodinámica clara^{30,34}. En este contexto, la ecografía se convierte en una herramienta de gran utilidad, dado que en la misma exploración proporciona la información de la severidad de la estenosis y su repercusión funcional. Ello puede permitir al nefrólogo tomar decisiones desde la cabecera del paciente, evitando tanto demoras en las decisiones que implican un tratamiento precoz como pruebas agresivas en casos en que las decisiones pueden ser conservadoras⁴⁸⁻⁵⁰.

Se ha definido anteriormente el concepto de estenosis hemodinámicamente significativa desde el punto de vista puramente vascular, pero para establecer las indicaciones de intervención se vienen utilizando unos criterios que pueden ser muy variables; de hecho, no están unificados todavía hoy en día. Inicialmente se recomendaba intervenir con el único criterio de una reducción de la luz por angiografía > 50 %, concepto que se sigue utilizando en muchos centros; otros, siguiendo la recomendación de la Guías, además de la reducción de la luz, algún parámetro más de disfunción sin especificar⁵¹ o alguna anomalía clínica o fisiológica como la exploración física, alteración en el Kt/V, presiones venosas o disminución del flujo < 600 ml o su descenso²⁵. Y con la medición ecográfica algunos centros utilizan únicamente la reducción morfológica de la luz, lo que puede llevar a errores de infra o sobrestimación, por lo que tan importante como la infraestimación por el riesgo de trombosis lo es la sobrestimación por la realización innecesaria de angioplastias que conducirán al riesgo de reestenosis⁵². Por ello, se aconseja la combinación de criterios morfológicos y hemodinámicos (tabla 2).

Tabla 2. Criterios de estenosis significativa y falta de maduración

Morfológico

Estenosis > 50 %

Funcional

Q_A. Valor absoluto

- FAV: < 500 ml/min
- Prótesis: < 600 ml/min

Q_A. Modificación en el seguimiento

- (también si Q_A > 1000 ml/min)
- Descenso > 25 % (FAV y prótesis)

Aliasing pronunciado

Velocidad (PVS por eco-Doppler)

- > 400 cm/s (no valorable en la anastomosis)
- Ratio PVS (preestenosis/estenosis)
 - FAV: 2,5-3,0
 - Prótesis: 2

Características indirectas en la arteria braquial

- Onda Doppler de alta resistencia
- IR > 0,6
- Reducción del flujo

Falta de maduración

Diámetro

- < 4 mm

Q_A

- < 500 ml/min

FAV: fistula arteriovenosa; IR: índice de resistencia; Q_A: flujo; PVS: pico de velocidad sistólica.

La utilización de estos criterios ha de traducirse, por un lado, en la indicación del tratamiento orientada a evitar el riesgo de trombosis y, por otro, en evitar el riesgo de reestenosis por el tratamiento de una estenosis con poca o ninguna repercusión hemodinámica. Hay grupos que comienzan a utilizar la combinación de criterios de un modo riguroso orientado en este sentido, como el grupo de Malik, que usa la combinación de la reducción de la luz en modo B > 50 % + ratio PVS > 2 + al menos un criterio adicional (1. Descenso del Q_A > 20 %; 2. Q_A < 600 ml/min; 3. Diámetro residual < 2,0 mm). Demuestran, de hecho, que las estenosis sin criterios adicionales presentan un riesgo de trombosis a las 6 semanas del 1 %⁵⁰. Nuestro grupo, en la misma dinámica, utiliza un criterio más riguroso, con una reducción de la luz en modo B > 50 % + ratio PVS > 2,

pero con criterios adicionales basados en el $Q_A < 450$ ml/min, consiguiendo una tasa de trombosis por paciente/año $< 0,05$ (en remisión a publicación). Sirva como ejemplo el paciente de las figuras 7 a 12, en que con una estenosis $> 50\%$ y un ratio PVS > 2 , presenta un $Q_A > 700$ ml/min.

Por último, conviene descartar la posible presencia de estenosis central. Aunque la ecografía tiene limitaciones en esta área, en ocasiones puede visualizarse directamente. Los criterios hemodinámicos son similares al resto del territorio venoso, describiéndose un ratio de PVS estenosis/preestenosis de 2,5⁵³.

Trombosis

La ecografía es el mejor método no invasivo para la detección de trombosis en fístulas e injertos. Permite un diagnóstico precoz, sobre todo en el posoperatorio inmediato, bien por signos directos o indirectos. Los criterios ecográficos de trombosis se basan en primer lugar en la ausencia de flujo tanto en Doppler como en Color. Por otro lado, es fundamental constatar la no compresibilidad del vaso tromboso, dado que el trombo puede no verse en la fase aguda. Ello, además, permite evaluar la extensión del trombo. El material trombótico antiguo con mayor ecogenicidad se puede visualizar mejor en modo B³⁹.

Los signos indirectos se basan en la visualización en la arteria dadora de una onda trifásica de alta resistencia similar a la de una arteria normal, no unida a una fístula, así como un bajo flujo en esta. Sin embargo, es importante el diagnóstico de la presencia del trombo, ya que los signos indirectos en la arteria en caso de trombosis pueden ser similares a los de una estenosis crítica³⁰ (figura 6).

Aneurismas y pseudoaneurismas

Ambos aparecen en las zonas de punción como consecuencia del daño vascular. La ecografía permite diferenciar entre el aneurisma o dilatación venosa, el hematoma y el pseudoaneurisma. El aneurisma supone una dilatación venosa superior a 1,5-2 veces el diámetro del vaso no dilatado. Puede estar desencadenado por punciones repetidas o una estenosis proximal. El pseudoaneurisma supone una cavidad extravascular generada por un hematoma en el que el orificio del vaso no se cierra y permanece una alimentación de sangre constante. La ecografía es especialmente útil en diferenciar el pseudoaneurisma del hematoma al permitir ver el flujo activo de sangre fuera del vaso, constatándose la presencia de característicos signos de «entrada-salida» en el registro Doppler. La ecografía permite diferenciar, por lo tanto, entre un aneurisma, un hematoma, un pseudoaneu-

risma tributario de cirugía o un pseudoaneurisma en proceso de trombosis que se puede manejar de un modo conservador^{30,54} (figura 6).

Robo

Las características del paciente que llega a programa de hemodiálisis a expensas de la cada vez mayor comorbilidad, sobre todo diabetes y arteriopatía, incrementa el riesgo de isquemia en relación con el AV. Es especialmente frecuente en injertos, por el mayor flujo. El AV roba no solo la sangre de la arteria dadora, sino también la de la mano retrógradamente, pudiendo comprometer la vascularización de esta. De hecho, se asume que este «robo» sucede en el 75-90 % de los pacientes tras la cirugía¹⁸. Habitualmente este fenómeno transcurre asintomático por mecanismos compensatorios. Sin embargo, cuando estos fallan en mantener la perfusión distal, convierten el fenómeno de robo en síndrome de robo. Este se caracteriza por el dolor durante la diálisis o en reposo, aparición de úlceras tróficas, etc. Por ello es importante en el mapeo del despistaje de patología que puede conducir a su aparición. Esto implica una cuidadosa evaluación tanto de la arteria radial como de la cubital para descartar estenosis u oclusiones. El Doppler espectral, en especial en la maniobra de hiperemia reactiva, se ha relacionado con el robo no relacionado con alto débito por la incapacidad de las arterias de la arcada palmar de vasodilatarse³⁰. La dirección del flujo distal a la anastomosis es fácil de demostrar por el Doppler, documentado el robo.

Desde el punto de vista etiopatogénico, existirían 3 formas diferentes de síndrome de robo: a) presencia de una estenosis arterial con una reducción anterógrada del flujo; b) un alto flujo del AV provocado por una anastomosis de grandes dimensiones, que se ha sugerido a partir de 1600 ml/min⁵⁵, y c) fracaso del lecho vascular del antebrazo para adaptarse a las nuevas condiciones hemodinámicas del AV, generalmente con relación a la presencia de arteriosclerosis⁵⁴.

La utilidad de la ecografía será identificar su causa, jugando un papel estratégico para enfocar el tratamiento. En primer lugar se medirá el flujo braquial que excluiría la posibilidad de un robo de alto flujo; posteriormente habría que intentar identificar lesiones en lecho vascular arterial, para finalmente estudiar la dirección del flujo en la arteria distal a la anastomosis. En el caso de que se observase invertido, la dirección adecuada se asume que se recuperaría con la compresión del AV⁵⁴.

El siguiente objetivo de la ecografía sería sugerir los potenciales tratamientos capaces de resolver o mejorar el cuadro antes que tener que cerrar el AV. En el caso de estenosis arterial, la posibilidad de angioplastia; en el caso de alto débito, se podrían plantear diversos tratamientos orientados a reducirlo, desde la ligadura de venas de drenaje al sistema profundo, como la perforante a cirugías de reconstrucción como el DRIL (*Distal*

Revascularization-Interval Ligation), RUDI (*Revision Using Distal Inflow*), *banding*, etc.

Acceso vascular y enfermedad cardiovascular

Es conocido el riesgo de que un AV con un inapropiado alto flujo pueda desencadenar un fallo cardíaco. La sobrecarga en el miocardio implica un remodelado caracterizado por el aumento del diámetro ventricular a expensas de una hipertrofia excéntrica, observándose un aumento de masa del ventrículo izquierdo, hecho que retrograda con el cierre del AV⁵⁷. Hay, sin embargo, una falta de consenso en qué se entiende por AV de alto flujo y sus posibles efectos cardiovasculares relacionados. Se ha considerado que, a partir de un Q_A de 1000-1500 ml/min, puede haber complicaciones a nivel cardíaco⁵⁶.

Sin embargo, de algún modo la adaptación cardíaca al AV puede tener cierto parecido con el corazón del corredor de maratón en que el continuo entrenamiento provoca un descenso en la resistencia periférica, como si se tratase de una «fístula fisiológica» con una sobrecarga de volumen e hipotrofia ventricular⁵⁷. En este contexto hay una corriente importante que destaca la importancia del ratio entre flujo y gasto cardíaco (ratio Q_A/GC), resaltando que si la ratio excede el 30 %, un fallo congestivo de alto débito puede presentarse independientemente del valor absoluto de Q_A ⁵⁸. Por otro lado, los pacientes con AV de alto débito incrementan su volumen telediastólico con el consabido riesgo de fallo cardíaco. De hecho, se ha propuesto que los pacientes con $Q_A > 2000$ ml/min en comparación con los de $Q_A < 1000$ ml/min presentan una marcada tendencia a un alto volumen ventricular izquierdo⁵⁹. Un reciente trabajo muestra como la ratio Q_A/GC presenta un comportamiento en curva polinómica, esto es, valores de 0,95 l/min a 2,2 l/min no presentan cambios significativos en el gasto cardíaco, es decir que un incremento en el Q_A no se asocia a un paralelo aumento del GC, hipotetizándose la posible existencia de una reserva funcional capaz de soportar un incremento en el Q_A a largo plazo sin provocar insuficiencia cardíaca. Pero, a partir de aquí, el análisis por curva ROC propone un punto de corte en 2-0 l/min como valor predictivo para la aparición de fracaso cardíaco congestivo de alto débito, incluso con niveles de recirculación pulmonar del 20 %⁶⁰.

No hay que olvidar, no obstante, que, en un fallo cardíaco, antes de intervenir para reducir el Q_A debieran descartarse otros factores, como anemia, hipertensión, exceso de peso seco, etc. Si los signos de fallo cardíaco persisten, el cirujano tendrá que

corregir un Q_A persistentemente $> 2,0$ l/min, valorando una cirugía reductora del flujo o incluso el cierre del AV⁵⁷.

En resumen, la presencia de una fístula puede tener un paradójico efecto protector sobre el miocardio a expensas de un remodelado positivo⁶¹; incluso se ha demostrado que pacientes con AV con adecuado Q_A se asocian a menor incidencia de isquemia miocárdica asociada a la diálisis y riesgo de mortalidad⁶², pero, por otro lado, no hay que soslayar sin embargo el continuo envejecimiento de la población y la comorbilidad que hacen al miocardio vulnerable, por lo que habrá que valorar el riesgo/beneficio en la situación siempre antes de la realización de un AV proximal que podría dar lugar a complicaciones cardiovasculares; y, una vez realizado este, en caso de fallo cardíaco, ponderar el valor de los flujos elevados, en especial a partir de 2000 ml/min⁵⁷.

FORMACIÓN

La incorporación de la ecografía a las diferentes especialidades médicas y quirúrgicas ha optimizado tanto los recursos como la praxis médica y los procesos terapéuticos en el mundo occidental. En algunos países, asimismo, se han ido desarrollando programas de formación en nefrología intervencionista que han conducido a formar profesionales que han consolidado unidades multidisciplinares mucho más eficientes^{63,64}.

Estos programas de formación han logrado dotar al nefrólogo de un grado de autonomía que permite rentabilizar la logística sanitaria en un alto grado, al no depender de otros ámbitos para solventar la mínima duda diagnóstica y poder optimizar los recursos radiológicos y quirúrgicos al usarlos de un modo mucho más específico⁶⁵. En nuestro entorno comienza a haber experiencias consolidadas^{49,66,67}, que pueden ir abriendo un camino que a la larga se traducirá en su incorporación al sistema de formación del especialista en Nefrología. Por ello, habrá que ir adaptándose en función de las circunstancias de cada centro, para que todas las especialidades involucradas en este proyecto multidisciplinar participen de forma que todos podamos salir beneficiados.

Conflictos de interés

Los autores declaran que no tienen conflictos de interés potenciales relacionados con los contenidos de este artículo.

Conceptos clave

1. La ecografía es una técnica no invasiva que permite el diagnóstico de la patología del AV con una alta sensibilidad y especificidad.
2. Permite monitorizar el AV funcionalmente mediante la determinación periódica del flujo, con el diagnóstico etiológico de la patología en el mismo momento.
3. El mapeo ecográfico permite aumentar el éxito en la creación del AV en pacientes de alto riesgo de fracaso.
4. Permite establecer la seguridad de la maduración del AV evitando demoras o punciones infructuosas y aumentando la supervivencia asistida.
5. 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.
6. 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.
7. Es útil en el diagnóstico diferencial de las colecciones perivasculares potencialmente peligrosas, como los pseudoaneurismas.
8. 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.
9. 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.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Gosmanova EO, Wu S, O'Neill WC. Application of ultrasound in nephrology practice. *Adv Chronic Kidney Dis* 2009;16(5):396-404.
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. Zierles R (ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2010. p. 350-83. (***) [Tratado de referencia en la física de los ultrasonidos y aplicación en la patología vascular.](#)
5. Teodorescu V, Gustavson S, Schanzer H. Duplex ultrasound evaluation of hemodialysis access: a detailed protocol. *Int J Nephrol* 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: Wighting 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 Vasc Surg* 2005;42(5):972-9.
10. Allon M, Lockhart ME, Lilly RZ, Gallichio MH, Young CJ, Barker J, et al. Effect of preoperative sonographic mapping on vascular access outcomes in hemodialysis patients. *Kidney Int* 2001;60(5):2013-20.
11. Parmley MC, Broughan TA, Jennings WC. Vascular ultrasonography prior to dialysis access surgery. *Am J Surg* 2002;184(6):568-72.
12. Ferring M, Claridge M, Smith SA, Wilmink T. Routine preoperative vascular ultrasound improves patency and use of arteriovenous fistulas for hemodialysis: a randomized trial. *Clin J Am Soc Nephrol* 2010;5(12):2236-44.
13. Ilhan G, Esi E, Bozok S, Yurekli I, Ozpak B, Ozelci A, et al. The clinical utility of vascular mapping with Doppler ultrasound prior to arteriovenous fistula construction for hemodialysis access. *J Vasc Access* 2012 Sep 11. [Epub ahead of print].
14. Ferring M, Henderson J, Wilmink A, Smith S. Vascular ultrasound for the pre-operative evaluation prior to arteriovenous fistula formation for haemodialysis: review of the evidence. *Nephrol Dial Transplant* 2008;23(6):1809-15. (***) [Revisión del nivel de evidencia en la utilidad del mapa ecográfico prequirúrgico en la realización de la FAV.](#)
15. Fontcuberta J. Accesos Vasculares. In: Exploración eco-doppler en patología vascular. J. Fontcuberta (coord.). Barcelona: Viguera Editores SL; 2009. p. 243-318.

16. Mendes RR, Farber MA, Marston WA, Dinwiddie LC, Keagy BA, Burnham SJ. Prediction of wrist arteriovenous fistula maturation with preoperative vein mapping with ultrasonography. *J Vasc Surg* 2002;36(3):460-3.
17. Napoli M, Antonaci A, Martella V. Preoperative sonographic mapping. *Echo Color Doppler & Vascular Accesses for hemodialysis*. Milano: Wichting Editore; 2011. p. 16-45.
18. Kohler T, Mraz B. Dialysis access procedures. Duplex Scanning in vascular disorders. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2010. p. 350-83.
19. Sedlacek M, Teodorescu V, Falk A, Vassalotti JA, Uribarri J. Hemodialysis access placement with preoperative noninvasive vascular mapping: comparison between patients with and without diabetes. *Am J Kidney Dis* 2001;38(3):560-4.
20. Malovrh M. Native arteriovenous fistula: preoperative evaluation. *Am J Kidney Dis* 2002;39(6):1218-25.
21. Wong V, Ward R, Taylor J, Selvakumar S, How TV, Bakran A. Factors associated with early failure of arteriovenous fistulae for haemodialysis access. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 1996;12(2):207-13.
22. Brimble KS, Rabbat C, Treleaven DJ, Ingram AJ. Utility of ultrasonographic venous assessment prior to forearm arteriovenous fistula creation. *Clin Nephrol* 2002;58(2):122-7.
23. Silva MB, Jr., Hobson RW, Pappas PJ, Jamil Z, Araki CT, Goldberg MC, et al. A strategy for increasing use of autogenous hemodialysis access procedures: impact of preoperative noninvasive evaluation. *J Vasc Surg* 1998;27(2):302-7.
24. Robbin ML, Chamberlain NE, Lockhart ME, Gallichio MH, Young CJ, Deierhoi MH, et al. Hemodialysis arteriovenous fistula maturity: US evaluation. *Radiology* 2002;225(1):59-64.
25. Vascular Access Work Group. Clinical practice guidelines for vascular access. *Am J Kidney Dis* 2006;48 Suppl 1:S248-S273.
26. Krivitski NM. Theory and validation of access flow measurement by dilution technique during hemodialysis. *Kidney Int* 1995;48(1):244-50.
27. Roca-Tey R, Samon GR, Ibric 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(3):246-52.
28. Sands J, Glidden D, Miranda C. Hemodialysis access flow measurement. Comparison of ultrasound dilution and duplex ultrasonography. *ASAIO J* 1996;42(5):M899-M901.
29. Schwarz C, Mitterbauer C, Boczula M, Maca T, Funovics M, Heinze G, et al. Flow monitoring: performance characteristics of ultrasound dilution versus color Doppler ultrasound compared with fistulography. *Am J Kidney Dis* 2003;42(3):539-45.
30. Wiese P, Nonnast-Daniel B. Colour Doppler ultrasound in dialysis access. *Nephrol Dial Transplant* 2004;19(8):1956-63.
(***) Artículo de referencia en criterios diagnósticos en patología de la FAV por ecografía.
31. Besarab A, Sherman R. The relationship of recirculation to access blood flow. *Am J Kidney Dis* 1997;29(2):223-9.
32. Hollenbeck M, Nonnast-Daniel B, Krumme B, Klews PM. Flow measurement in dialysis shunts. *Nephrol Dial Transplant* 2001;16(12):2445.
33. van Hooland S, Malik J. Hemodialysis vascular access ultrasonography: tips, tricks, pitfalls and a quiz. *J Vasc Access* 2010;11(4):255-62.
34. Ibeas J. Monitorización del acceso vascular: ¿Quo vadis? *NefroPlus* 2012;4(2):11-20.
35. Koseoglu K, Akar H, Cildag B, Ozsunar Y, Gayret P. Resistive index measurement of native hemodialysis arteriovenous fistula feeding artery as a predictor for fistula dysfunction. *ASAIO J* 2004;50(6):577-80.
36. Roca-Tey R, Rivas A, Samon R, Ibric 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(4):489-95.
37. Lee T, Roy-Chaudhury P. Advances and new frontiers in the pathophysiology of venous neointimal hyperplasia and dialysis access stenosis. *Adv Chronic Kidney Dis* 2009;16(5):329-38.
38. Lockhart ME, Robbin ML. Hemodialysis access ultrasound. *Ultrasound Q* 2001;17(3):157-67.
39. Napoli M, De Pascalis A, Montagna C. Steno-thrombotic complications of AVF. *Echo Color Doppler & Vascular Accesses for hemodialysis*. Milano: Wichting Editore; 2011. p. 67-86.
(***) Libro de reciente publicación donde se repasan los conceptos teóricos y prácticos de la ecografía en el AV. Esta referencia es el tratado del diagnóstico de estenosis.
40. Middleton WD, Picus DD, Marx MV, Melson GL. Color Doppler sonography of hemodialysis vascular access: comparison with angiography. *AJR Am J Roentgenol* 1989;152(3):633-9.
41. Tordoir JH, de Bruin HG, Hoeneveld H, Eikelboom BC, Kitslaar PJ. Duplex ultrasound scanning in the assessment of arteriovenous fistulas created for hemodialysis access: comparison with digital subtraction angiography. *J Vasc Surg* 1989;10(2):122-8.
42. Tessitore N, Lipari G, Poli A, Bedogna V, Baggio E, Loschiavo C, et al. Can blood flow surveillance and pre-emptive repair of subclinical stenosis prolong the useful life of arteriovenous fistulae? A randomized controlled study. *Nephrol Dial Transplant* 2004;19(9):2325-33.
43. Tonelli M, James M, Wiebe N, Jindal K, Hemmelgarn B. Ultrasound monitoring to detect access stenosis in hemodialysis patients: a systematic review. *Am J Kidney Dis* 2008;51(4):630-40.
(**) Revisión sistemática que pone en duda la utilidad de la monitorización del AV.
44. Paulson WD, White JJ. Should arteriovenous fistulas and synthetic grafts undergo surveillance with pre-emptive correction of stenosis? *Nat Clin Pract Nephrol* 2008;4(9):480-1.
45. Tuka V, Malik J. Vascular access surveillance: no benefit? *Am J Kidney Dis* 2008;52(3):628-9.
46. Paulson WD, Moist L, Lok CE. Vascular access surveillance: an ongoing controversy. *Kidney Int* 2012;81(2):132-42.
(**) Última actualización de la utilidad de la monitorización del AV.
47. Chang CJ, Ko PJ, Hsu LA, Ko YS, Ko YL, Chen CF, et al. Highly increased cell proliferation activity in the restenotic hemodialysis vascular access after percutaneous transluminal angioplasty: implication in prevention of restenosis. *Am J Kidney Dis* 2004;43(1):74-84.

48. Dumars MC, Thompson WE, Bluth EI, Lindberg JS, Yoselevitz M, Merritt CR. Management of suspected hemodialysis graft dysfunction: usefulness of diagnostic US. *Radiology* 2002;222(1):103-7.
49. Ibeas J, Vallespin J, Rodriguez-Jornet A, Branera J, Fortuño J, Bermúdez P, et al. Portable Doppler-ultrasound used by the nephrologist in the hemodialysis Unit for the immediate detection of fistula pathology and ultrasound guided cannulation: consolidation of a technique incide a protocolized interdisciplinary team with vascular surgeons, interventional radiologists and infirmary. A 4 years experience. *J Am Soc Nephrol* 2008;19:254A.
50. 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(10):3193-7.
 (*) Artículo donde se propone la rigurosidad de los criterios hemodinámicos como herramienta para la indicación de la intervención ante la estenosis del AV.
51. Rodriguez Hernandez JA, Gonzalez PE, Julian Gutierrez JM, Segarra MA, Almirante B, Martinez MT, et al. [Vascular access guidelines for hemodialysis]. *Nefrologia* 2005;25 Suppl 1:3-97.
52. van Hooland S, Malik J. Hemodialysis vascular access ultrasonography: tips, tricks, pitfalls and a quiz. *J Vasc Access* 2010;11(4):255-62.
 (**) Artículo que repasa los principales puntos a tener en cuenta en la ecografía del AV.
53. Labropoulos N, Borge M, Pierce K, Pappas PJ. Criteria for defining significant central vein stenosis with duplex ultrasound. *J Vasc Surg* 2007;46(1):101-7.
54. Napoli M, Tondo S, Montagna E. Major complications of AVF. *Echo Color Doppler & Vascular Accesses for hemodialysis*. Milano: Wichting Editore; 2011. p. 87-103.
55. Chemla ES, Morsy M, Anderson L, Whitmore A. Inflow reduction by distalization of anastomosis treats efficiently high-inflow high-cardiac output vascular access for hemodialysis. *Semin Dial* 2007;20(1):68-72.
56. Konner K. Complications of the vascular access for hemodialysis. In *Hemodialysis vascular access and peritoneal access*. Contrib Nephrol. Ronco C, Levin NW (eds.). Basel, Karger; 2004, Vol 142, p: 193-215.
57. Lomonte C, Casucci F, Basile C. *Cardiovascular disease and AVF. Echo Color Doppler & Vascular Accesses for hemodialysis*. Milano: Wichting Editore; 2011. p. 104-9.
58. MacRae JM, Pandeya S, Humen DP, Krivitski N, Lindsay RM. Arteriovenous fistula-associated high-output cardiac failure: a review of mechanisms. *Am J Kidney Dis* 2004;43(5):e17-e22.
59. MacRae JM, Levin A, Belenkie I. The cardiovascular effects of arteriovenous fistulas in chronic kidney disease: a cause for concern? *Semin Dial* 2006;19(5):349-52.
60. Basile C, Lomonte C, Vernaglione L, Casucci F, Antonelli M, Losurdo N. The relationship between the flow of arteriovenous fistula and cardiac output in haemodialysis patients. *Nephrol Dial Transplant* 2008;23(1):282-7.
61. Wasse H, Speckman RA, McClellan WM. Arteriovenous fistula use is associated with lower cardiovascular mortality compared with catheter use among ESRD patients. *Semin Dial* 2008;21(5):483-9.
62. Al Ghonaim M, Manns BJ, Hirsch DJ, Gao Z, Tonelli M. Relation between access blood flow and mortality in chronic hemodialysis patients. *Clin J Am Soc Nephrol* 2008;3(2):387-91.
63. Gosmanova EO, Wu S, O'Neill WC. Application of ultrasound in nephrology practice. *Adv Chronic Kidney Dis* 2009;16(5):396-404.
 (***) Repaso de la utilidad de la ecografía en el ámbito de la nefrología intervencionista por una de las máximas autoridades en el tema.
64. Campos RP, Do Nascimento MM, Chula DC, Do Nascimento DE, Riella MC. Stenosis in hemodialysis arteriovenous fistula: evaluation and treatment. *Hemodial Int* 2006;10(2):152-61.
65. 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(2):229-33.
 (***) Repaso del enfoque académico de la nefrología intervencionista desde la perspectiva norteamericana.
66. Rivera M, Quereda C. [Diagnostic and interventional nephrology: an opportunity for Spanish nephrologists]. *Nefrologia* 2011;31(2):131-3.
67. Junyent M, Martinez M, Borrás M, Bertriu A, Coll B, Craver L, et al. [Usefulness of imaging techniques and novel biomarkers in the prediction of cardiovascular risk in patients with chronic kidney disease in Spain: the NEFRONA project]. *Nefrologia* 2010;30(1):119-26.