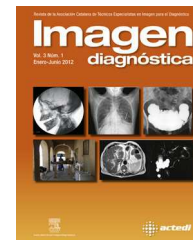


# Imagen diagnóstica

[www.elsevier.es/imagendiagnostica](http://www.elsevier.es/imagendiagnostica)



## REVISIÓN

# Angiografía por resonancia magnética: técnica y aplicaciones en el estudio de la estenosis de carótida



Pau Vilanova Gallart\*, Baraq Muñoz Ribas y Jordi Moreno Pigem

*Trabajo realizado bajo la supervisión del centro privado GARBÍ, Salt, Girona, España*

Recibido el 21 de septiembre de 2012; aceptado el 14 de octubre de 2013

Disponible en Internet el 14 de abril de 2014

### PALABRAS CLAVE

Arteriosclerosis;  
*Time of flight*;  
*Phase contrast*;  
Gadolinio;  
NASCET;  
ECST;  
Estenosis;  
Angiografía por  
resonancia magnética

### KEYWORDS

Arteriosclerosis;  
*Time of flight*;  
*Phase contrast*;  
Gadolinium;  
NASCET;  
ECST;  
Stenosis;  
Magnetic resonance  
angiography

**Resumen** El propósito de este trabajo es revisar las técnicas de adquisición más frecuentes en angiografía por resonancia magnética para el estudio de la estenosis en la arteria carótida causada por la arteriosclerosis. El uso de técnicas que permiten diferenciar el flujo sanguíneo de los tejidos estacionarios permite realizar un diagnóstico preciso del grado de estenosis, ya sea con técnicas sin contraste intravenoso (*Time of flight* y *Phase contrast*) o con contraste intravenoso (gadolinio). Conocer y calcular el grado de estenosis que se obtiene de las imágenes reconstruidas mayoritariamente en formato de proyección de máxima intensidad utilizando los criterios NASCET y/o ECST determina la actuación terapéutica que se tiene que llevar a cabo para poder tratar la enfermedad.

© 2012 ACTEDI. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

### Magnetic resonance angiography: Technique and applications for the study of carotid artery stenosis

**Abstract** The purpose of this work is to review the most common acquisition techniques in magnetic resonance angiography for the study of carotid artery stenosis caused by atherosclerosis. The use of techniques that differentiate between blood flow and stationary tissues can lead to an accurate diagnosis of the degree of the stenosis, either without intravenous contrast techniques (*Time of flight* and *Phase contrast*), or with intravenous contrast (gadolinium). Knowing and calculating the degree of stenosis obtained from the reconstructed images, mostly in maximum intensity projection format using NASCET and/or ECST criteria, determines the therapeutic action that must be carried out in order to treat the disease.

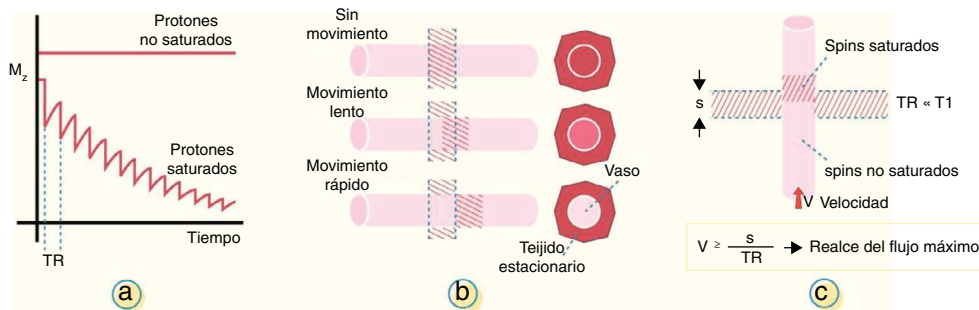
© 2012 ACTEDI. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

## Introducción

La arteriosclerosis es una de las principales causas de mortalidad en los países desarrollados y se caracteriza por la acumulación de lípidos, detritos celulares y calcio, formando

\* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: [pauvilanova1988@gmail.com](mailto:pauvilanova1988@gmail.com)  
(P. Vilanova Gallart).



**Figura 1** a) A medida que aumenta el tiempo de repetición (TR), los tejidos en movimiento no se saturan, a diferencia de los tejidos estacionarios, que sí se saturan. b) Se muestra la diferencia de saturación entre la sangre (tejido en movimiento) y los tejidos estacionarios. c) Representación de los distintos factores que contribuyen a la intensidad de la señal del vaso.

la placa de atheroma en las paredes arteriales. Entre los factores de riesgo vasculares asociados encontramos la obesidad, el tabaco, la diabetes, la hipertensión arterial y la predisposición genética.

Este fenómeno afecta a la pared del vaso sanguíneo, produciendo una estenosis en las arterias y reduciendo el aporte sanguíneo en los tejidos. Además, puede desencadenar un posible desprendimiento de parte de la placa, con el peligro de sufrir un infarto isquémico agudo. Este proceso puede afectar a cualquiera de las arterias, siendo la bifurcación de la carótida una de las de mayor relevancia por su aporte sanguíneo a nivel cerebral.

Actualmente conocer el grado de estenosis u oclusión de la arteria carótida determina el manejo clínico y terapéutico en pacientes con sintomatología neurológica isquémica. Para el diagnóstico de la estenosis existen varias técnicas, como la angiografía por sustracción digital, la resonancia magnética, la tomografía computarizada (TC) o el eco-Doppler.

La angiografía por resonancia magnética (ARM) se considera de gran utilidad clínica para el diagnóstico de cualquier tipo de enfermedad vascular. Permite determinar con precisión el grado y la extensión de las obstrucciones arteriales, en 3D y sin utilizar radiaciones ionizantes ni medios de contraste iodado, permitiendo sustituir técnicas más invasivas como la radiología convencional o la TC.

En este artículo se describen las principales técnicas de ARM utilizadas en el estudio de la estenosis a nivel de la arteria carótida, definiendo sus respectivas ventajas y limitaciones, así como el posproceso de la imagen resultante.

## Técnicas

### Time of flight

#### Descripción

La técnica de angiografía sin contraste más utilizada es la *Time of flight* (TOF)<sup>1</sup>, a pesar de que la técnica utilizada depende en parte del equipo de que se dispone (bobinas, gradientes y campo magnético). Es una técnica gradiente eco que utiliza tiempos de eco cortos y depende del flujo sanguíneo.

Durante un estudio con la técnica de ARM TOF se emiten pulsos de radiofrecuencia para excitar los protones de

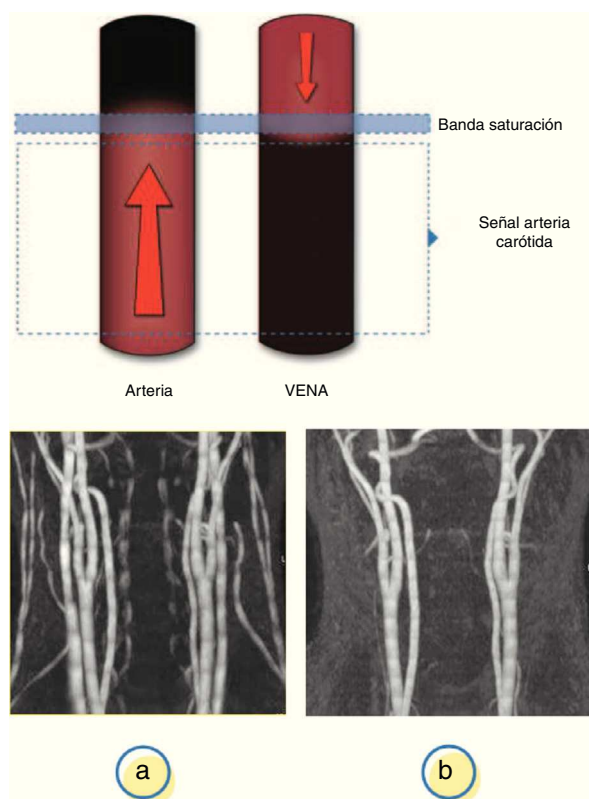
los tejidos del organismo. Los protones de los tejidos estacionarios se visualizarán saturados a causa de la repetición continua de pulsos de radiofrecuencia bajando su intensidad de señal (fig. 1a). Los protones de los tejidos no estacionarios (con movimiento), como los que componen la sangre, no experimentan excitación y por lo tanto no se saturan, generando una alta intensidad de señal. La diferencia de saturación entre los protones de tejidos estacionarios y los de tejidos no estacionarios permite distinguir el flujo sanguíneo del resto de tejidos (fig. 1b) y por lo tanto la obtención de imágenes vasculares contrastadas. La intensidad de señal del vaso depende del grosor de corte, del tiempo de repetición, del T1 i de la velocidad de flujo (fig. 1c).

Para evitar la superposición de interferencia entre vasos arteriales y venosos, la técnica TOF utiliza bandas de saturación (fig. 2). Su finalidad es suprimir o saturar el sentido de uno de los 2 tipos de vasos (arteria o vena). En el estudio de las arterias carótidas la banda de saturación se sitúa cranealmente, con la finalidad de suprimir la dirección del flujo de las venas, principalmente la yugular, de tal manera que solo se ve aumentada la señal en las arterias carótidas, agilizando la lectura adecuada de su recorrido vascular.

Además, en los estudios con la técnica TOF es de suma importancia que el plano de adquisición sea perpendicular a la dirección del flujo de los vasos de interés para poder recoger su máxima intensidad de señal. Todo vaso que no se encuentre en posición perpendicular al plano de estudio se verá saturado o semisaturado y apenas podremos visualizar su trayecto.

Las adquisiciones mediante la técnica TOF pueden realizarse en 2D y 3D<sup>2</sup>, dependiendo principalmente de la resolución espacial necesaria y de la longitud de la zona vascular a explorar. La técnica TOF 3D utiliza un tiempo de eco (TE) menor y tiene mejor relación señal-ruido en comparación a la técnica TOF 2D. La técnica TOF 3D es usada para estudios de alta resolución espacial gracias a su alta relación señal-ruido y para exploraciones que necesitan una larga cobertura o campo de adquisición.

Las técnicas TOF 2D y 3D abarcan 3 grupos principales; TOF 2D, TOF 3D y TOF 3D segmentado<sup>3</sup> (fig. 3). En las técnicas 2D, la adquisición se realiza a partir de múltiples cortes de forma contigua. Tiene 2 ventajas principales respecto a la técnica 3D: pueden utilizar tiempos de repetición (TR) muy cortos que potencian el efecto de entrada, y por otra parte la sangre parcialmente saturada se ve impedida de



**Figura 2** a) Adquisición sin banda saturación; presencia de flujo venoso y arterial. b) Aplicación de la banda saturación; saturación de flujo venoso permitiendo visualización flujo arterial.

fluir de un corte a otro, garantizando un afluencia de flujo suficiente, incluso en vasos sanguíneos con flujo muy lento. En la técnica TOF 3D la cobertura o volumen de la imagen completa por lo general es de 30 a 60 mm de espesor y, a diferencia de la técnica TOF 2D, todo el volumen está excitado al mismo tiempo y posteriormente se puede dividir o segmentar el volumen total en cortes más finos, dando una mejor resolución espacial junto a una mayor relación señal-ruido y facilitando una excelente reconstrucción a partir de vóxeles isotrópicos.

### Limitaciones

En la técnica TOF, las oclusiones vasculares severas se manifiestan por una pérdida de señal y saturación, a consecuencia de la interrupción o disminución del movimiento de los protones de la zona afectada.

Las principales limitaciones de la técnica TOF son la susceptibilidad a la pérdida de señal en zonas de flujo turbulento o muy lento<sup>3</sup> y la necesidad de adquirir la imagen de manera perpendicular a la dirección del flujo de los vasos de interés.

A menudo ciertas regiones vasculares, como por ejemplo la bifurcación carotídea, pueden presentar estenosis severas y su consiguiente flujo turbulento<sup>2</sup>. El flujo turbulento en la técnica TOF algunas veces provoca falta de señal justo después de la zona realmente estenosada, pudiendo simular erróneamente su verdadera localización (fig. 4).

Referente a las divisiones de la técnica TOF (TOF 2D y 3D), el problema principal de la técnica TOF 2D ocurre cuando los vasos a estudiar no fluyen en una dirección perpendicular al plano de la imagen.

Si los vasos fluyen parcialmente dentro del corte o entran en una dirección no perpendicular al plano, puede perder señal debido a la saturación parcial de flujo.

Por otra parte, la técnica 3D, a pesar de sus numerosas ventajas, tiene como principal limitación la saturación progresiva de la sangre producida cuando esta fluye a través del volumen y está sometida a repetidos pulsos de RF, dando como resultado una intensidad de la señal que disminuye continuamente en la dirección del flujo. El grado de saturación depende del tiempo en que la sangre se mantenga dentro del volumen. En consecuencia, el espesor máximo de volumen debe ser lo más pequeño posible, adaptado al tamaño de la región del vaso de interés. La reducción de la saturación también puede lograrse mediante el aumento del TR, un *flip angle* más pequeño y, a pesar de que la administración de contraste por vía intravenosa no se requiere en la técnica TOF, se puede aplicar en determinadas situaciones en que no sea posible valorar correctamente un vaso, como ocurre en el inconveniente del flujo lento descrito anteriormente.

La técnica TOF es una de las técnicas de ARM con tiempo de adquisición más largo<sup>4</sup>. Así mismo, en las secuencias TOF se pueden visualizar artefactos relacionados con los tejidos que tengan un T1 muy corto.

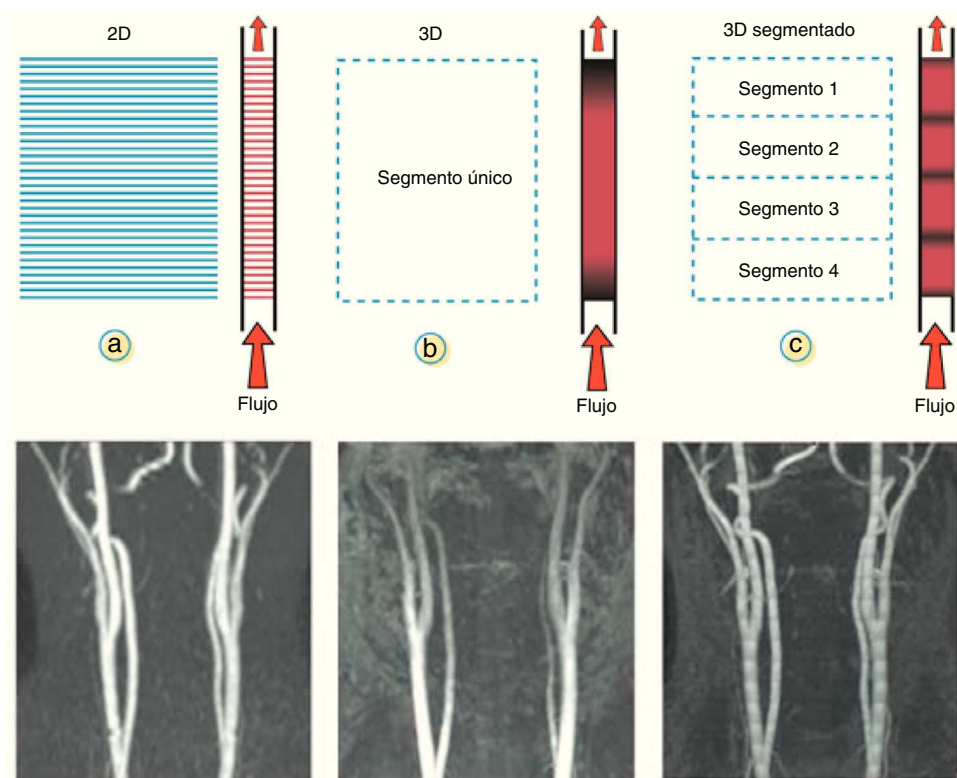
## Angiografía por resonancia magnética con contraste intravenoso

### Descripción

El medio de contraste intravenoso más utilizado en la ARM es el gadolinio (Gd). Las propiedades paramagnéticas del Gd favorecen la relajación de los protones, produciendo una rápida recuperación del vector magnetización longitudinal (acortamiento del T1) de la sangre, que no se satura aunque se usen tiempos de repetición muy cortos, mientras que los tejidos estacionarios sufren el efecto de la saturación y la consiguiente pérdida de señal. A consecuencia de este fenómeno, dará como resultado una señal hiperintensa durante su recorrido por los vasos, y un aumento de la señal de la luz vascular (arterial y posteriormente venosa). Posteriormente, el contraste alcanza la circulación capilar y pasa al espacio intersticial, provocando un aumento de intensidad de los tejidos vascularizados. Finalmente el contraste es «lavado» de los tejidos y eliminado por filtración glomerular. La posibilidad de adquirir grandes volúmenes de imágenes de la bifurcación de la carótida, y la ausencia de los diversos inconvenientes asociados con las técnicas de ARM sin contraste, han proporcionado a la técnica con Gd un lugar en el uso rutinario de la ARM para la práctica clínica diaria.

La mejora de la intensidad de la señal del vaso puede ser utilizada para aumentar la resolución espacial con el fin de obtener mejores imágenes que ofrecen una mayor sensibilidad para la evaluación de la estenosis carotídea.

Para realizar estudios de ARM con contraste intravenoso habitualmente se emplean secuencias 3DFFE *spoiled*. Este tipo de secuencias utilizan tiempos de repetición y de eco muy cortos que permiten obtener un mayor realce



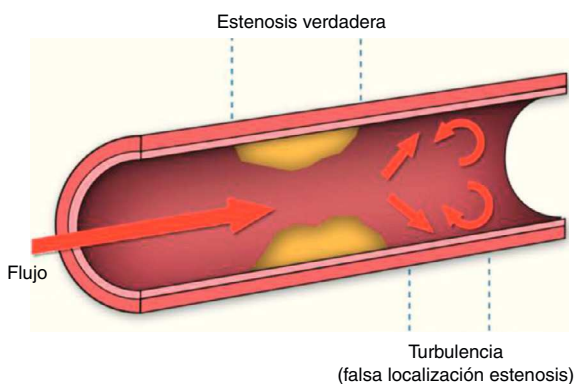
**Figura 3** Distintos ejemplos esquemáticos y gráficos de los 3 grupos principales de adquisición en la técnica TOF. a) TOF 2D. b) TOF 3D. c) TOF 3D segmentado. Puede observarse que en la técnica TOF 2D la definición de los vasos de pequeño calibre es muy limitada en comparación con la TOF 3D y, sobre todo, la TOF 3D segmentado, donde existe una clara mejora en la definición de las estructuras vasculares arteriales.

del contraste en comparación con otras secuencias (fig. 5). Esta secuencia permite obtener imágenes de alta resolución espacial y de contraste con tiempos de adquisición relativamente cortos.

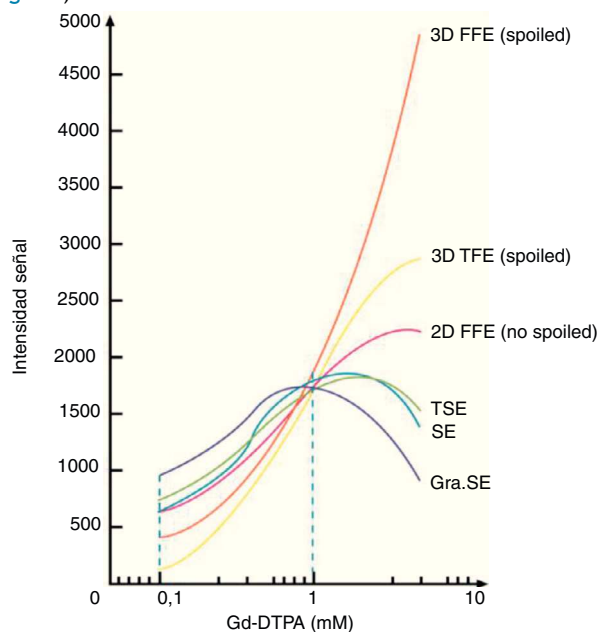
La disponibilidad de agentes de contraste, tales como GD-BOPTA o gadobutrol, que causa una relajación T1 significativamente mayor que los agentes de contraste de Gd convencionales, representa un avance sustancial en la evolución del estudio de la carótida por ARM, y su uso es cada vez más generalizado.

La sincronización entre el tiempo que pasa tras la inyección del contraste junto con el inicio de la secuencia es de especial relevancia para obtener una imagen correcta. El

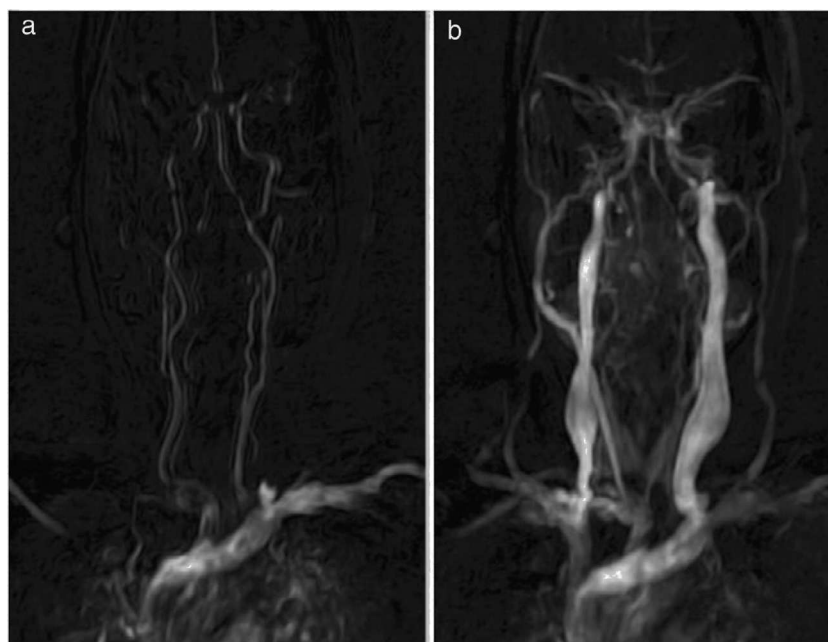
inicio precoz de la secuencia dará como resultado un artefacto característico (artefacto de Ringing) en que las paredes de los vasos se visualizan hiperintensas pero no el volumen del vaso (fig. 6a). Por otra parte, si se inicia la secuencia con retardo tendremos una contaminación venosa (fig. 6b).



**Figura 4** Artefacto de sobrestimación de la estenosis real causado por flujo turbulento.



**Figura 5** Gráfico que relaciona la concentración de contraste con la intensidad de señal en las diferentes secuencias.



**Figura 6** Ejemplos de las 2 formas de visualización del artefacto causado por mala sincronización temporal en la adquisición: a) inicio precoz (artefacto de Ringing). b) Contaminación venosa.

### Limitaciones

El Gd tiene un coste elevado. Aunque es muy poco común, puede inducir reacciones alérgicas. Los pacientes con enfermedad renal tienen un riesgo particularmente alto de complicaciones cuando se utiliza el Gd para una exploración con resonancia magnética, ya que los pacientes con enfermedad renal no son capaces de eliminar la sustancia química rápidamente.

La fibrosis nefrogénica sistémica es actualmente una complicación reconocida pero rara de la resonancia magnética. Se cree que es causada por la inyección de altas dosis de contraste de Gd, principalmente en los pacientes con disfunción renal severa.

### Phase contrast

#### Descripción

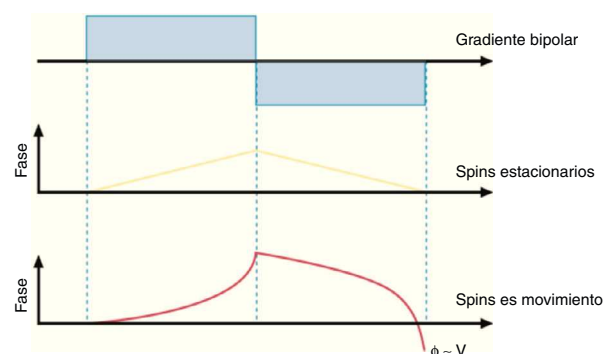
La *Phase contrast* (PC) es una secuencia eco de gradiente en la que se aplica un gradiente bipolar que provoca un desfase que depende de los componentes de la velocidad de los tejidos. Esta técnica se basa en los cambios de fase de magnetización transversal de los protones de la sangre con respecto a los de los tejidos estacionarios a lo largo de un gradiente. Los tejidos estacionarios no presentan un cambio en la fase, a diferencia de la sangre, que sí produce un cambio en la señal. Este desfase permite obtener imágenes angiográficas en 3D y cuantificación del flujo en 2D<sup>1,3</sup> (fig. 7).

Esta técnica realiza la adquisición de 2 conjuntos de datos: el primer conjunto de datos (S1) que se realiza es una secuencia de flujo que permite definir la fase en la magnetización transversal, y el segundo conjunto de datos (S2) es el que permite codificar este flujo.

Una vez finalizadas las 2 adquisiciones, se restan y se obtiene la diferencia entre S1 y S2. Esta diferencia (que

tiene su máximo valor cuando hay direcciones opuestas) depende del desplazamiento de fase dentro de cada vóxel. Uno de los parámetros más importantes es el del *Velocity encoding* (VENC), que se utiliza para la codificación de la velocidad del flujo de interés. Dependiendo de la velocidad estimada del vaso de estudio, se definirán los parámetros de adquisición. Para el estudio de las carótidas, la velocidad recomendada para una correcta adquisición de las arterias carótidas es de 120 cm/s<sup>3</sup>.

Por otra parte, la técnica PC combinada con la resonancia magnética convencional es la técnica de elección más aceptada para descartar trombosis venosa cerebral, así como para descartar la ausencia de flujo en los senos venosos principales. La técnica de PC 2D está indicada para distinguir flujo venoso lento de trombosis. Por otra parte, para los estudios de alta resolución suelen utilizarse secuencias PC 3D<sup>5</sup>.



**Figura 7** Fenómeno físico de la técnica *Phase contrast* (PC). A través de un gradiente bipolar los espines de los tejidos estacionarios se saturan, mientras que los espines en movimiento no permanecen saturados.

**Tabla 1** Ventajas, inconvenientes e indicaciones del mayor aplicación de las técnicas de ARM TOF, PC y CE

| TOF                                                                                                                                                                                                                                     |                                                                                                                                                                                                                                          | PC                                                                                                                             | CE                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 2D                                                                                                                                                                                                                                      | 3D                                                                                                                                                                                                                                       | 3D                                                                                                                             | 3D                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
| Ventajas                                                                                                                                                                                                                                |                                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>- Mínimos efectos de saturación</li> <li>- Permite adquisición de grandes estructuras</li> <li>- Sensible al flujo lento en tiempos de adquisición cortos</li> </ul>                             | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Menos desfase dentro del vóxel</li> <li>- Alta resolución espacial</li> <li>- Contornos del vaso finos</li> <li>- Tiempos de adquisición cortos</li> <li>- Alta relación señal-ruido</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>- No aparecen efectos de saturación</li> <li>- Excelente supresión del fondo</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>- No aparecen efectos de saturación</li> <li>- Reduce el desfase dentro del vóxel gracias al uso del gadolinio</li> <li>- Alta resolución espacial</li> <li>- Tiempos de adquisición cortos (descenso de artefactos)</li> <li>- Excelente supresión del fondo</li> </ul> |
| Inconvenientes                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>- Desfase dentro del vóxel</li> <li>- Intensidad en el plano donde pasa el flujo sanguíneo</li> <li>- Artefactos relacionados con la aparición de trombos y en sustancias de corto T1</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Más efectos de saturación</li> <li>- Insensible al flujo lento</li> <li>- Artefactos relacionados con la aparición de trombos y en sustancias de corto T1</li> </ul>                            | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Largos tiempos de adquisición</li> </ul>                                              | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Puntuación en vena</li> <li>- Alto coste del gadolinio</li> <li>- Sincronización con el tiempo de inyección</li> </ul>                                                                                                                                                 |
| Mayor aplicación                                                                                                                                                                                                                        |                                                                                                                                                                                                                                          |                                                                                                                                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |
| <ul style="list-style-type: none"> <li>- Bifurcación de la arteria carótida común</li> <li>- Flujo venoso</li> </ul>                                                                                                                    | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Flujos altos (estructuras arteriales)</li> <li>- Aneurismas</li> <li>- Patología de las carótidas</li> </ul>                                                                                    | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Arterias cerebrales</li> <li>- Trombosis venosas</li> </ul>                           | <ul style="list-style-type: none"> <li>- Arterias cerebrales y venas cerebrales</li> <li>- Evaluación dinámica de las malformaciones arteriovenosas</li> <li>- Fístulas durales, aneurismas y caróticas</li> </ul>                                                                                              |

### Limitaciones

La PC es una de las técnicas de ARM que consume más tiempo, limitando la resolución espacial y bajando la relación señal-ruido. Estas limitaciones han llevado a que la utilización de la PC en estudios vasculares de las arterias carótidas sea más limitada que en otras técnicas de ARM.

Las corrientes de Eddy se forman en la superficie de cualquier metal conductor, degradando la imagen a lo largo de la dirección de codificación de fase, siendo problemáticas en técnicas de fase sensible, sobre todo en PC. Una de las soluciones es modificar la forma del gradiente aplicado una precompensación en la forma de onda de la corriente para que la corriente neta inducida sea cero.

Referente a la técnica PC 3D, tienen el inconveniente de necesitar tiempos de adquisición significativamente más prolongados respecto a la PC 2D<sup>5</sup>.

Conocer las principales características de la TOF, la PC y la técnica con *contrast-enhanced* permite diferenciar sus ventajas e inconvenientes, y sus principios de aplicación diagnóstica (tabla 1).

### Análisis y posproceso

#### Cuantificación del grado de estenosis

La cuantificación del grado o porcentaje de estenosis en la arteria carótida interna (ACI) es el factor principal que determina el tratamiento del paciente. Por este motivo es

muy importante que el cálculo se realice de manera estricta y milimetrada.

El análisis de la estenosis se basa en proyecciones de alta intensidad (MIP), que consisten en permitir un realzamiento de las estructuras que presentan una mayor intensidad de señal. La forma de las reconstrucciones de las imágenes MIP se parece a las imágenes adquiridas en las angiografías por radiología convencional<sup>6</sup>.

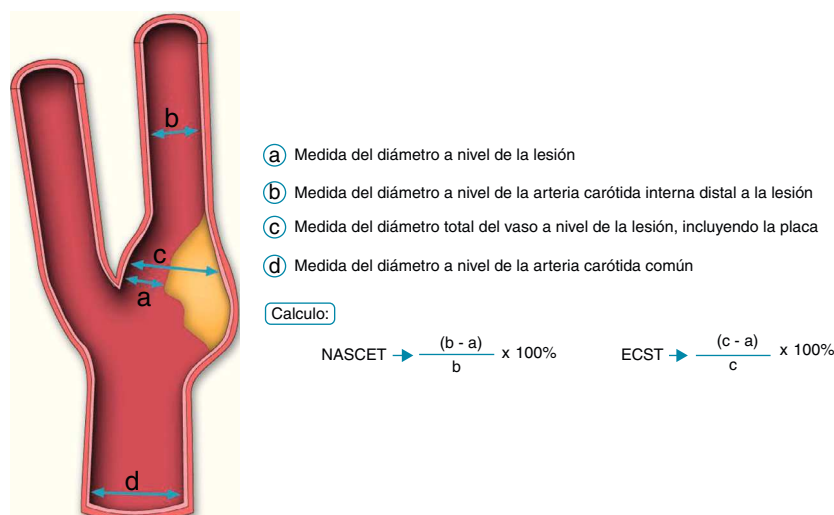
Existen diferentes métodos de cuantificación del grado de estenosis<sup>7</sup>, siendo los más utilizados la *North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial* (NASCET) y la *European Carotid Surgery Trial* (ECST). A continuación se definen estos 2 métodos de cuantificación y sus respectivas diferencias.

#### NASCET

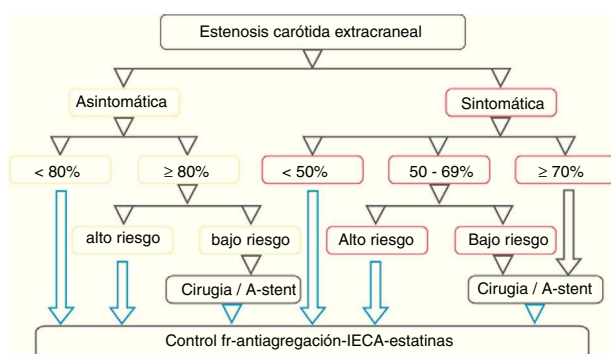
Los criterios que utiliza la NASCET<sup>8</sup> son a día de hoy los más utilizados para llevar a cabo el cálculo del porcentaje de estenosis. Su cálculo se realiza en base a 2 medidas principales: la medida del diámetro a nivel de la lesión, y la medida del diámetro de la ACI distal a la lesión, donde el vaso ya ha recuperado su diámetro morfológicamente normal (fig. 8).

#### ECST

Este método<sup>9</sup> también utiliza la medida del diámetro a nivel de la lesión para realizar el cálculo, pero a diferencia de la NASCET, este método sustituye la medida del diámetro de



**Figura 8** Comparativa entre el criterio NASCET y el criterio ECST.



**Figura 9** El esquema muestra que según la sintomatología, el grado de estenosis y el riesgo que comporta para el paciente, se establece un tratamiento determinado.

la ACI distal a la lesión por la del diámetro total del vaso a nivel de la lesión, incluyendo la placa (fig. 8).

## Manejo clínico

La progresión de la arteriosclerosis da como resultado una reducción progresiva del diámetro del vaso (estenosis) hasta que llega a ocluirlo totalmente. La severidad de la clínica depende del grado de estenosis y de los mecanismos de compensación del individuo. El riesgo de sufrir un infarto cerebral dependerá de la composición de la placa (placa vulnerable).

En función del grado de estenosis, del carácter sintomático o no y del riesgo que comporta la lesión, se decide si el tratamiento más adecuado es el tratamiento médico conservador o la intervención quirúrgica (fig. 9).

El tratamiento médico conservador se basa en llevar a cabo un seguimiento clínico periódico para controlar la evolución de la lesión, y en la administración de fármacos para reducir el riesgo de sufrir sintomatología isquémica.

Cuando se trata de pacientes afectados por un grado de estenosis > 70%, el tratamiento indicado es la cirugía, y en algunas ocasiones el intervencionismo vascular<sup>10</sup>.

El método de tratamiento quirúrgico más utilizado es la endarterectomía carotídea. Este procedimiento quirúrgico actúa sobre la arteria carótida con el fin de extirpar la placa acumulada en la pared del vaso, de forma que se reduce significativamente la estenosis y el riesgo de sufrir un accidente cerebrovascular.

La técnica intervencionista vascular se conoce como angioplastia e implantación de stent. Se realiza un cateterismo a través de la arteria femoral hasta llegar al segmento de la carótida estenosado y se coloca el stent. Con este método se consigue ampliar el diámetro de la luz vascular.

La progresión del trombo puede aparecer tanto en estenosis como en oclusiones; la diferencia radica en que en las estenosis se puede colocar previamente un balón distal a esta con un catéter que pase a través de la misma, mientras que en una oclusión esto no es posible. Así, en caso de estenosis se puede evitar que el trombo progrese y que probablemente desencadene embolias, mientras que en las oclusiones, no.

## Conclusiones

En el presente trabajo de revisión se han descrito los aspectos técnicos y físicos de las diferentes técnicas de ARM que permiten, a través de los criterios NASCET mayoritariamente, cuantificar el grado de estenosis determinando de esta manera el manejo clínico del paciente.

## Ideas esenciales

- La arteriosclerosis es una de las principales causas de mortalidad. Esta enfermedad se caracteriza por la acumulación de placa de ateroma en las paredes arteriales, provocando una estenosis.
- La estenosis a nivel carotídeo se caracteriza por ser una de las de más riesgo, ya que dificulta el flujo sanguíneo al cerebro y el desprendimiento de la placa puede producir un infarto isquémico.
- Conocer el grado de estenosis es de suma importancia, ya que determinará el tratamiento del paciente. Para

cuantificar el grado de estenosis se pueden utilizar distintos criterios, siendo los más usados la NASCET y la ECST.

- Hay distintas técnicas de angiografía por resonancia magnética. Las más utilizadas para el estudio de la arteria carótida son la TOF y la PC (sin contraste) y la de contraste intravenoso (Gd). Conocer las características y los posibles artefactos permite, junto con el formato de imagen MIP, una óptima visión de la posible patología y, por lo tanto, facilitar el diagnóstico.

## Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

## Agradecimientos

A Gerard Blasco, Sebastià Remollo, Kirste Mowatt, Marc Rustullet.

## Bibliografía

1. Mitsue M, Vivian SL. Nonenhanced MR angiography. *Radiology*. 2008;24:20-43.
2. Nederkoorn PJ, Graaf YV, Eikelboom BC, Lugt AV, Bartels LW, Mali WPTM. Time-of-flight MR angiography of carotid artery stenosis: Does a flow void represent severe stenosis? *AJNR Am J Neuroradiol*. 2002;23:1779-84.
3. Vanninen R, Koivisto K, Tulla H, Manninen H, Partanen K. Hemodynamic effects of carotid endarterectomy by magnetic resonance flow quantification. *Stroke*. 1995;26:84-9.
4. Morita S, Masukawa A, Suzuki K, Hirata M, Kojima S, Ueno E. Unenhanced MR angiography: Techniques and clinical applications in patients with chronic kidney disease. *Radiographics*. 2011;31:E13-33.
5. Puig J, Pedraza S, Blasco G, Serena J. Actualización en el diagnóstico neurorradiológico de la trombosis venosa cerebral. *Radiología*. 2009;51:351-61.
6. Davis CP, Hany TF, Wildermuth S, Schmidt M, Debatin JF. Postprocessing techniques for gadolinium-enhanced three-dimensional MR angiography. *Radiographics*. 1997;17:1061-77.
7. Palacios JM, Bazzoni A, Torres M, Comparán A, Ordóñez M, Reyes S, et al. Stent carotídeo en pacientes de alto riesgo: seguimiento a largo plazo. *Rev Mex Cardiol*. 2004;15:5-13.
8. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators. Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis. *N Engl J*. 1991;325:445-53.
9. European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group. MRC European Carotid Surgery Trial: Interim results for symptomatic patients with severe (70-99%) or with mild (0-29%) carotid stenosis. *Lancet*. 1991;337:1235-43.
10. Hyde D, Fox A, Gulka I, Kalapos P, Lee D, Pelz D, et al. Internal carotid artery stenosis measurement. *Stroke*. 2004;35:2776-81.