

Artigo de Revisão de Literatura

Angiografia por ressonância magnética: técnicas e práticas na rotina radiológica

Magnetic resonance angiography: techniques and practices in routine radiology

Manuel Valentim^{1*}

¹ Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa.

Submetido em 28 março 2012; Aceite em 03 julho 2012; Publicado em 31 julho 2012.

Atualmente em ressonância magnética (RM) dispomos de três técnicas angiográficas: a técnica tempo de voo (*Time of Flight* – TOF), a técnica contraste de fase (*Phase Contrast* – PC) e a angiografia por RM (angio-RM) com contraste de gadolínio.

As técnicas tempo de voo e contraste de fase são muito sensíveis ao fluxo sanguíneo. Esta propriedade é aproveitada para gerar o contraste da imagem. A angio-RM com contraste de gadolínio, proporciona imagens com uma base física semelhante à angiografia convencional.

Neste trabalho, através de revisão bibliográfica, pretendemos apresentar as vantagens e desvantagens dos diferentes métodos de angio-RM, assim como a técnica mais adequada para cada situação clínica.

A técnica TOF 3D está indicada no estudo dos vasos arteriais intracranianos e a TOF 2D dos vasos do pescoço. As técnicas PC estão reservadas para o estudo do sistema venoso intracraniano. A angio-RM com contraste de gadolínio apresenta bons resultados no estudo dos vasos do pescoço e vasos abdominais.

Currently three magnetic resonance (MR) angiographic techniques are available: time of flight (TOF), phase contrast (PC) and contrast enhanced MR angiography (with gadolinium).

The TOF techniques and phase contrast are very sensitive to blood flow. This property is used to generate image contrast. The technique with gadolinium provides images with a physical basis similar to conventional angiography.

In this paper, through literature review, we intend to present the advantages and disadvantages of the different methods of MR angiography, as well as the most appropriate techniques for each clinical situation.

The 3D TOF technique is indicated for the study of intracranial arteries and the 2D TOF for the vessels of the neck. PC

techniques are reserved for the study of the intracranial venous system. MR angiography with gadolinium provides good results for the study of neck and abdominal vessels.

PALAVRAS-CHAVE: Angiografia por ressonância magnética; tempo de voo; contraste de fase; gadolínio.

KEY WORDS: Magnetic resonance angiography; time of flight; phase contrast; gadolinium.

* **Correspondência:** Manuel Valentim. Email: mvalentim@esscvp.eu

INTRODUÇÃO

Os avanços que se têm registado nas técnicas angiográficas por ressonância magnética superam os das técnicas de angiografia por tomografia computadorizada (angio-TC) e angiografia convencional, o que permite o seu alargamento a novas aplicações clínicas (Golding, 2000 citado por Westbrook e Kaut, 2000). Um exemplo específico é a visualização do sistema vascular através de técnicas que aproveitam as propriedades físicas, químicas e hemodinâmicas do sangue: as técnicas angiográficas por ressonância magnética (angio-RM).

A angiografia digital é o método de diagnóstico de eleição para caracterizar as estruturas e patologias vasculares sendo, contudo, um método invasivo, com alguns riscos e com custos apreciáveis. Assim, nos últimos anos, verificou-se uma tendência progressiva para o desenvolvimento de técnicas não invasivas ou minimamente invasivas como a angio-TC ou a angio-RM (Conceição, Palma e Evangelista, 2003). A angio-RM, em relação à angio-TC e angiografia convencional, apresenta como vantagens o facto de não utilizar radiações ionizantes, não utilizar contraste iodado mais suscetível a reações alérgicas, proporcionar rapidez de exame, ser uma técnica minimamente invasiva e também a possibilidade de avaliar não só o fluxo como o parênquima, de interesse para o diagnóstico (Schneider, Prince, Meaney, Ho, 2005; Santos, Saraiva, Goulão, 2006; Rubin, Rofsky, 2009; Soulez et al., 2011).

A angio-RM é utilizada na rotina clínica para avaliação de doença arterial oclusiva, estenótica, aneurismas e trombose venosa (Westbrook, 2010).

Existem três técnicas angiográficas por RM¹, conhecidas entre nós por: angio-RM por tempo de voo, angio-RM por contraste de fase e angio-RM com contraste de gadolínio.

As duas primeiras têm por base a sensibilidade ao fluxo sanguíneo para obter o contraste vascular. Apresentam como desvantagens, o tempo de aquisição elevado, serem muito sensíveis a artefactos de movimento e a perdas de sinal em áreas de bifurcações ou estenoses (Edelman, Hesselink, Zlatkin, 2005).

Atualmente, a sequência 3D com contraste de gadolínio e apneia surgiu como uma técnica relativamente simples, com boa resolução temporal, que permite evitar os artefactos de movimento em doentes pouco colaborantes e minimiza as perdas de sinal resultantes de fluxos turbulentos e lentos (Caldana, Bezerra, Soares, D'Ippolito, 2004; Santos et al., 2006).

Seguidamente, apresentamos as diferentes técnicas, indicações e aplicações práticas, que entendemos mais adequadas e que os técnicos de radiologia devem desenvolver e aperfeiçoar para tirar todo o

potencial desta modalidade de diagnóstico.

TÉCNICAS CONVENCIONAIS DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS VASCULARES – SPIN-ECO (SE) E ECO DE GRADIENTE (EG)

Para além das sequências de angio-RM específicas, os vasos podem ser visualizados através de sequências convencionais, spin-eco e eco de gradiente.

Nas sequências de spin-eco, um núcleo deve receber um pulso de excitação de 90° e um pulso de refocalização de 180° . Se só recebe um dos pulsos não produz sinal (Westbrook, 2010). Na sequência de spin-eco, o sinal dos núcleos de Hidrogénio em movimento depende: da velocidade do sangue, da espessura de corte, e do Tempo de Eco. A saber:

Velocidade do sangue: nos fluxos lentos e intermédios, os núcleos do plano de corte recebem os 2 pulsos ($90^\circ \dots 180^\circ$), emitindo assim sinal. Os fluxos rápidos apenas recebem um dos pulsos, o caso surge a negro, “sinal void”.

Espessura de corte: quanto maior a espessura de corte, mais tempo viajam os núcleos no plano de corte, maior a probabilidade dos núcleos emitirem sinal.

Tempo de eco ² (TE): quanto maior o TE, maior a probabilidade dos núcleos em fluxo saírem do plano de corte, antes de receberem o pulso de 180° , não emitindo assim sinal (Edelman, Hesselink, Zlatkin, 2005; Schneider et al., 2005).

De um modo geral, em SE, a velocidade de fluxo é tão alta que todos os *spins* deixam o plano de corte entre os pulsos de 90° e 180° , não emitindo assim sinal nas ponderações T1 e T2 (figura 1).

A sequência EG diferencia-se da sequência SE: em lugar do pulso de excitação de 90° utiliza um ângulo “*Flip angle*” inferior a 90° ; em vez do pulso de 180° utiliza um gradiente bipolar. A saída de fase e a reposição de fase para obter o sinal é controlada pelo

gradiente bipolar, o que torna possível utilizar tempos de repetição² (TR) e TE muito baixos (Mazzola, 2009). Este facto permite que os núcleos em fluxo no plano de corte tenham tempo de receber o pulso de excitação, aplicar o gradiente bipolar e emitir o sinal - (Edelman, Hesselink, Zlatkin, 2005; Westbrook, 2010).

Na prática, para visualizar o fluxo sanguíneo com sinal brilhante (figura 2) é recomendável utilizar sequências que derivam do EG como: *Balance (Philips)*, *Fiesta (General Electric)*, *TrueFisp (Siemens)*.

Angio – RM TOF

Para obter uma angio-RM TOF é utilizada uma sequência EG com um pulso inicial de 10° a 20° , seguido da aplicação de um gradiente que coloca os *spins* em fase em combinação com “*Gradient moment rephasing*”³ para intensificar o sinal dos vasos. (Schneider et al., 2005; Westbrook, 2010). Para que ocorra o efeito TOF é necessário que os cortes sejam perpendiculares ao fluxo, TR curto (2 a 3 ms), o TE curto (< 40-50ms) e utilizar espessuras de corte de 2 a 3mm (Westbrook, 2010; Ríos, 2003; Schneider et al., 2005; Edelman et al., 2005).

Nesta técnica, os *spins* em movimento surgem em hipersinal e os tecidos estacionários apresentam baixo sinal (figura 3).

A angio-RM TOF pode ser adquirida de forma sequencial, corte a corte (TOF 2D) ou através de uma aquisição volumétrica - TOF 3D (Ríos, 2003; Schneider et al., 2005; Westbrook, 2010).

Angio-RM TOF 3D

Na técnica TOF 3D todo o volume é excitado ao mesmo tempo e através de *software* específico o volume é dividido em cortes finos de 1mm, ou menos, obtendo-se imagens com boa resolução espacial (Ríos, 2003; Schneider et al., 2005).

É considerada a técnica de eleição no estudo da vascularização arterial cerebral (Ríos, 2003; Desal et al., 2005; Schneider et al., 2005; Westbrook, 2010)

para avaliação de estenoses vasculares, variantes anatómicas, malformações vasculares, mostrando-se inadequada no estudo de grandes volumes e no estudo da trombose venosa (Amaral, Santos, Marchiori, 2004).

O TR deve ser entre 25 a 30 ms, o TE no mínimo, o ângulo de inclinação 20° a 30° e espessura de corte inferior a 1mm (Ríos, 2003; Schneider et al., 2005; Nobrega, 2006; Westbrook, 2010).

Para programação da sequência TOF 3D no estudo da vascularização arterial cerebral é aconselhável como localizador uma sequência 2D em contraste de fase de forma a permitir a correta angulação dos cortes (figura 4).

Apresentamos um exemplo prático da técnica TOF 3D (figura 5).

Angio-RM TOF 2D

Esta técnica tem como principal indicação o estudo dos vasos do pescoço⁴ (figura 6). As grandes desvantagens da técnica estão relacionadas com o tempo de exame longo (6 a 7 minutos) e os artefactos de movimento e deglutição. Na zona das bifurcações carótídeas (zona de fluxo turbulento) podem ocorrer fenómenos de saturação e desfasamento intravoxel que se traduzem na imagem por perdas de sinal.

A sequência TOF 2D para estudo dos vasos do pescoço é marcada perpendicular ao fluxo, sendo recomendável utilizar o TR entre 20 a 40 ms, o TE no mínimo possível, ângulos de 45° a 60° e espessuras de 2 a 3 mm, cavalgados (Kaut, Westbrook, 2000; Ríos, 2003; Schneider, 2005; Nobrega, 2006)

ANGIO-RM POR CONTRASTE DE FASE

A angio-RM por contraste de fase utiliza as diferenças de velocidade dos *spins* em fluxo para gerar o sinal dos vasos. Este efeito consegue-se através da utilização de dois gradientes bipolares. Estes gradientes bipolares são aplicados individualmente de

forma que sejam codificados os tecidos estacionários e os *spins* em fluxo. Os dados produzidos nas duas leituras geram dois tipos de imagem: uma, para visualização de tecidos estacionários e outra que coloca em evidência o fluxo brilhante sobre um fundo escuro, de subtração⁵ (Nóbrega, 2006).

A técnica tem como principais indicações o estudo de malformações arterio-venosas, aneurismas, trombozes venosas e malformações congénitas (Westbrook et al., 2010).

Como vantagens apresenta o facto de não ser sensível aos efeitos de saturação. Em relação à técnica TOF, o tecido estacionário está mais apagado, devido ao princípio da subtração. Os inconvenientes da técnica estão relacionados com a experiência do técnico de radiologia, uma vez que este escolhe a velocidade de fluxo mais adequada para cada estudo (Ríos, 2003; Brown e Semelka, 2003; Schneider et al., 2005, Westbrook, 2010). Na tabela 1 apresentamos os valores de velocidade de fluxo mais adequados. As imagens podem ser adquiridas em 2D ou 3D.

Tabela 1 - Adaptado de Schneider et al. (2005)

Vaso	Velocidade de fluxo cm/ s
Polígono de Willis	60
Carótidas	60-80
Aorta	100
Seios venosos	10-20

Técnica contraste de fase 2D (2D PC)

A técnica 2D PC com velocidade 10 cm/ s apresenta uma elevada sensibilidade no diagnóstico da trombose venosa cerebral (Ferreira et al., 2011).

Apresenta como vantagem o facto de permitir aquisições muito rápidas (segundos). Como desvantagem, o facto de apenas se realizar uma projeção, um corte grosso 40 a 60 mm, não sendo possível o pós-processamento (Reimer, Parizel, Meaney, Stichnoth, 2010; McRobbie, Moore, Graves, Prince, 2006; Westbrook, 2010).

De seguida apresentamos a marcação dos diferentes planos e as imagens obtidas (figura 7).

Técnica contraste de fase 3 D (3D PC)

Esta técnica apresenta como principal indicação clínica, o estudo dos vasos venosos intra cranianos. Como desvantagens, o tempo de exame demasiado longo (7 a 9 minutos) e ser muito sensível a perdas de sinal em zonas de turbulência (Kaut, Westbrook, 2000; Ríos, 2003; Reimer, et al., 2010).

Apresenta como vantagem o facto de permitir adquirir um volume com cerca de 100 a 200 cortes, de 0.5 a 1 mm, o que permite realizar o pós-processamento - figura 8 (Kaut, Westbrook, 2000; Reimer, et al., 2010; McRobbie et al., 2006).

ANGIO-RM COM GADOLÍNIO

Trata-se da mais recente técnica de angio-RM (Edelman, et al., 2005), desenvolvida sobretudo a partir de 1995, com os trabalhos de Prince (Gaivão, 2003).

O sinal dos vasos não depende do fluxo; não existem assim problemas de saturação associados a fluxos lentos ou turbulentos, o que permite uma interpretação das imagens com maior segurança (Caldana, et al., 2004; Schneider et al., 2005; Soulez, et al., 2011).

Atualmente, é uma alternativa válida à angiografia convencional no estudo de doença vascular periférica (Gaivão, 2003; Soulez, et al., 2011). A técnica envolve a injeção de um produto de contraste, gadolínio⁶ e, dependendo dos tempos em que se realiza a sequência, após o início da injeção, assim podemos visualizar o sistema arterial ou venoso (Westbrook, 2010).

Geralmente puncionamos uma veia cubital com abocath, 20-22G, com calibre suficiente para permitir um *bólus* de pelo menos 2 ml/s (Ríos, 2003; Prince et al., 2003).

Deve ser utilizado injetor automático, uma vez que este permite programar a dose e o débito.

Atualmente duas técnicas de sincronismo preciso estão disponíveis para calcular o tempo de trânsito⁷: *bólus test* e sequência fluoroscópica.

O *bólus test*, consiste na injeção de 2 a 3 ml de contraste, seguido de 20 ml de soro fisiológico. É posicionado um corte espesso na zona de interesse e repetido a cada segundo. A sequência e injeção de contraste iniciam-se exatamente ao mesmo tempo. Através da análise das imagens, com os respetivos tempos, chegamos ao tempo de trânsito.

A sequência fluoroscópica consiste num corte grosso, colocado no plano coronal paralelo ao vaso de interesse, sendo o corte repetido a cada 0.5 segundos, e permite visualizar a chegada do contraste à zona de interesse praticamente em tempo real. Uma vez chegado o contraste à zona de interesse, damos início à sequência (Ríos, 2003; Edelman et al., 2005).

É utilizada uma sequência T1 3D EG, no plano coronal com TR e TE muito curtos. O TR muito baixo⁸ permite uma boa supressão do tecido de fundo e maior velocidade de aquisição, permitindo realizar o exame em apneia respiratória⁹. O TE muito baixo permite eliminar os artefactos de desfaseamento (McRobbie et al., 2006; Westbrook, 2010).

Segundo Ríos (2003) a sequência do exame é: 1- Série sem contraste, T1 3D EG no plano coronal; 2 - Sequência para cálculo do tempo de trânsito; 3 - Série com contraste T1 3D EG (cópia da 1.ª Série). A sequência com contraste subtrai-se à 1ª série (Ríos, 2003).

Relativamente ao gadolínio, a maioria dos estudos aponta para doses entre 0.1- 0.2 mmol/kg com um fluxo de 2ml/ s seguido de uma solução salina. Produz um bom equilíbrio entre qualidade de imagem e custos (Edelman et al., 2005).

PÓS- PROCESSAMENTO DOS EXAMES ANGIOGRÁFICOS

O pós-processamento é fundamental, pois procura documentar-se e comunicar a anatomia e patologia (Soulez et al., 2011).

As sequências 3D fornecem um número elevado de imagens; estas devem ser transferidas para a *workstation* para o pós-processamento. As técnicas de pós-processamento mais disponíveis são: MIP e *Volume Rendering*.

A técnica MIP, consiste na sobreposição de todas as imagens axiais em que vão ser selecionados os pixéis de maior intensidade, resultando numa imagem bidimensional. As várias imagens bidimensionais obtidas em diversos ângulos dão-nos uma perspetiva tridimensional das estruturas vasculares (Reimer et al., 2010). O *Volume Rendering*, consiste em atribuir cores a determinadas superfícies.

Apesar da beleza das imagens obtidas no pós-processamento, as imagens de aquisição (finas), devem constituir sempre um guia de orientação e interpretação, uma vez que os pós-processamentos podem suprimir alguma informação na manipulação dos dados (Caldana et al., 2004).

Na angioRM com gadolínio é fundamental a técnica de subtração. Esta técnica permite uma boa supressão do tecido estacionário com realce dos vasos e melhor resolução espacial de pequenos vasos (Ríos, 2003). A partir das imagens de subtração realizamos MIP em várias projeções, o que permite visualizar estruturas em três dimensões, útil para vasos tortuosos e eliminar sobreposições - figura 9 (Brown e Semelka, 2003).

CONCLUSÃO

A angio-RM como ferramenta de diagnóstico tem papel importante no estudo do sistema vascular, nomeadamente na caracterização de estenoses, oclusões, aneurismas e malformações arterio-venosas

(Caldana et al., 2004; Schneider et al., 2005; Westbrook, 2010; Soulez, et al., 2011).

As principais vantagens da angio-RM em relação à angio-TC e angiografia convencional residem na não utilização de radiações ionizantes nem contraste iodado, a rapidez de exame, ser uma técnica minimamente invasiva e também a possibilidade de avaliar, não só o fluxo, como também o parênquima de interesse para o diagnóstico médico (Caldana et al., 2004; Schneider et al., 2005; Soulez, et al., 2011).

A angio-RM TOF 3D está mais indicada para o estudo dos vasos arteriais intracranianos e a TOF 2D para estudo dos vasos do pescoço. As técnicas de angio-RM PC estão reservadas para estudo do sistema venoso intracraniano. A angio-RM com contraste de gadolínio é indicada para estudo dos vasos do pescoço, torácicos, abdominais e membros inferiores (Ríos, 2003; Nobrega, 2006; Westbrook, 2010).

Para Hartung, as perspetivas futuras passam pela aposta em equipamentos de 3 tesla em combinação com aquisição de imagens em paralelo onde se consegue um ganho de resolução temporal, permitindo utilizar matrizes elevadas e cortes finos, resultando em imagens angiográficas de boa resolução espacial (Hartung, Grist e François, 2011).

Um dos principais focos de interesse da literatura atual reside na nova sequência angiográfica desenvolvida pela *Siemens*, designada *NATIVE*, em que é possível a realização da angio-RM de vasos torácicos e abdominais com boa qualidade de imagem sem utilização de produto de contraste. Nesta fase de desenvolvimento, não se pretende substituir a angio-RM com gadolínio mas sim ter uma alternativa para situações em que os pacientes apresentam hipersensibilidade ao gadolínio (Weale, 2009; Rick, Kaarmann, Weale, Schmitt, 2009).

Neste contexto, os técnicos de radiologia devem desenvolver competências nesta área para que cada vez mais se tornem especialistas, de forma a escolher e adaptar as diferentes técnicas de angio-RM à estrutura, patologia, morfologia e condições do paciente, contribuindo assim para diagnósticos

precisos.

Notas

1. Estes termos são designados na literatura anglo-saxónica por Time of Flight (TOF), Phase Contrast (PC) e Contrast Enhancement (Santos et al., 2006).
2. É o intervalo de tempo entre dois pulsos de excitação idênticos (Kaut, Westbrook, 2000).
3. Os núcleos em fluxo produzem uma gama muito confusa de intensidades de sinal. O ideal é que elas sejam compensadas, de modo que os seus efeitos adversos sobre a qualidade e a interpretação da imagem possam ser reduzidos ao mínimo. Isto pode ser conseguido através da técnica "Gradient moment rephasing" incorporada na sequência EG; esta técnica compensa as diferenças de velocidade dos spins (Kaut, Westbrook, 2000).
4. Para estudar os vasos arteriais, a banda de saturação é colocada acima do plano de corte. Para estudo dos vasos venosos, a banda de saturação é colocada abaixo do plano de corte.
5. A subtração consiste em subtrair pixel a pixel duas imagens, nas quais uma possui um sinal intravascular elevado em relação à outra. A subtração elimina os tecidos estacionários e reforça o sinal das estruturas vasculares.
6. O Gadolínio encurta o T1 do sangue: de 1.200 ms passa para 100 ms, inferior ao T1 da gordura. (Prince, Grist, Debatin, 2003; Schneider et al., 2005; Edelman et al., 2005). Proporcionando, assim, imagens com uma base física semelhante à angiografia convencional, uma vez que os vasos são observados com meios de contraste (Ríos, 2003).
7. É o tempo que decorre entre o início da injeção e a chegada do contraste à zona de interesse (Ríos, 2003).
8. Edelman et al. (2005) sugere: TR= 5 ms.
9. A sequência deve ter uma duração de 15 a 20 segundos. É necessária boa colaboração do paciente.

REFERÊNCIAS

- Amaral, Santos, Marchiori (2004). Angiorressonância magnética do crânio: Revisão de 100 casos. *Radiologia Brasileira*, 37(3), 153-158.
- Brown e Semelka (2003). *MRI: Basic principles and applications*. New York, United States of America: Wiley-Liss.
- Caldana, Bezerra, Soares, D'Ippolito (2004). Angiografia por ressonância magnética: Aspectos técnicos de um método de estudo vascular não-invasivo. *Radiologia Brasileira*, 37(1):41-50.
- Conceição, Palma e Evangelista (2003). Angio-TC da doença carótida ateromatosa. *Acta Médica Portuguesa*, 16(3), 149-153.
- Desal, et al. (2005). ARM des vaisseaux cervico-encéphaliques: Technique, principales applications cliniques. *Journal of Radiologie*, 86(9), 1117-1123.
- Edelman, Hesselink, Zlatkin (2005). *Clinical magnetic resonance imaging*. Philadelphia, United States of America: Elsevier – Saunders.
- Ferreira, et al. (2011). Aspectos imagiológicos da trombose venosa cerebral: Numa mulher grávida. *Acta Médica Portuguesa*, 24(1), 193-198.
- Gaivão (2003). *Imagiologia clínica: Princípios e técnicas*. Coimbra, Portugal: Francisco de Mascarenhas Gaivão e Serviço de Imagiologia dos Hospitais da Universidade de Coimbra.
- Hartung, Grist, François (2011). Magnetic resonance angiography: current status and future directions. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 13(19), 1-11.
- Kaut e Westbrook (2000). *Ressonância magnética prática*. Rio de Janeiro, Brasil: Guanabara Koogan.
- Mazzola (2009). Ressonância Magnética: Princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional. *Revista Brasileira de Física Médica*, 3(1): 117-129.
- McRobbie, Moore, Graves, Prince (2006). *MRI: From picture to proton*. Cambridge, United Kingdom: Cambridge University Press.
- Nóbrega (2006). *Técnicas em Ressonância Magnética nuclear*. São Paulo, Brasil: Atheneu
- Prince, Grist e Debatin (2003). *3D Contrast MR Angiography*. Berlin, Germany: Springer-Verlag.
- Reimer, Parizel, Meaney, Stichnoth (2010). *Clinical MR imaging: A practical approach*. Berlin, Germany: Springer.
- Rick, Kaarmann, Weale, Schmitt (2009). How I do it: Non contrast-enhanced MR angiography (syngo Native). *MAGNETOM Flash*, 3, 18-23. Disponível em: http://www.medical.siemens.com/siemens/en_INT/rg_marcom_F_BAs/files/brochures/magnetom_2009_12/syngoNATIVE_HowIdoIt_Pages_from_Flash_42_RSNA.pdf
- Ríos, (2003). *Guía práctica para profesionales de resonancia magnética*. Bilbao, España: Osatek.
- Rubin, Rofsky (2009). *CT and MR angiography: Comprehensive vascular assessment*. Philadelphia, United States of America: Lippincott Williams & Wilkins.
- Santos, Saraiva, Goulão (2006). Novas modalidades diagnósticas na investigação da doença cerebrovascular. *Acta Médica*

Portuguesa, 19(6), 471-476.

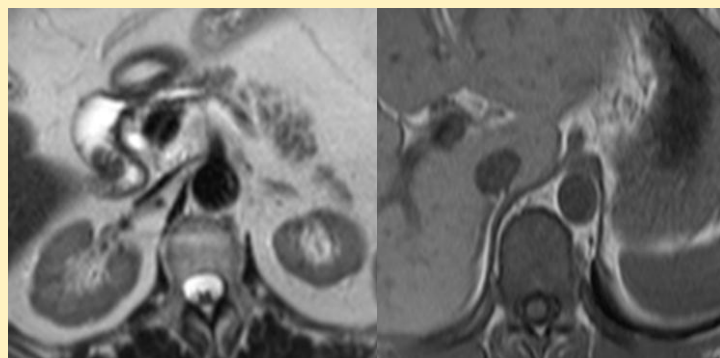
Schneider, Prince, Meaney, Ho (2005). *Magnetic resonance angiography: Techniques, indications and practical applications*. Milan, Italy: Springer-Verlag Italy.

Soulez, et al. (2011). Management of peripheral arterial disease: Role of computed tomography angiography and magnetic resonance angiography. *La Presse Médicale*, 40(9P2), e437-e452.

Weale (2009). New with syngo MR B17: syngo Native - non contrast MR angiography techniques. *MAGNETOM Flash*, 2, 88-91. Disponível em: http://www.medical.siemens.com/siemens/en_INT/rg_marcom_FBA/files/brochures/magnetom_2009_09/MAGNETON_Flash_Sepember_2009_syngoNative_NonContrastMR.pdf

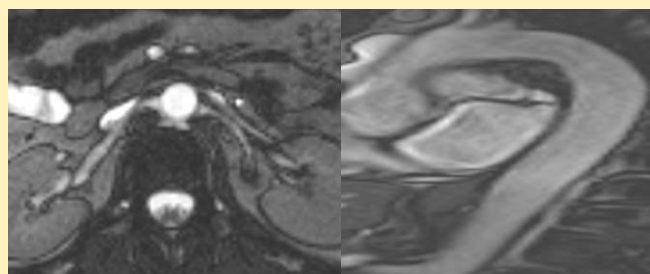
Westbrook (2010). *Manual de técnicas de ressonância magnética*. Rio de Janeiro, Brasil: Editora Guanabara Koogan.

Figura 1



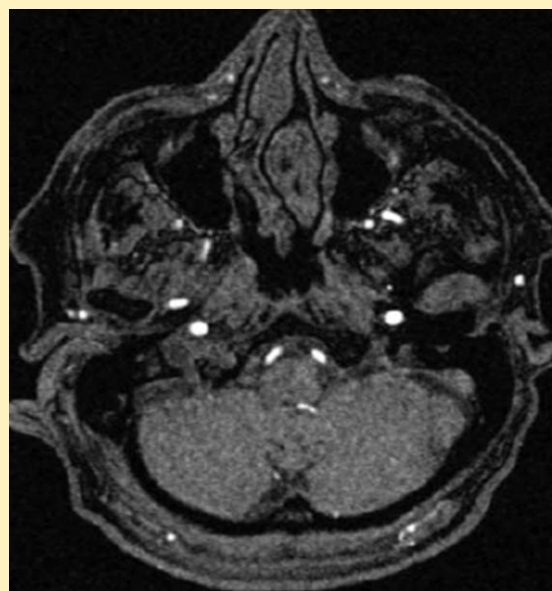
Sinal de fluxo em SE: à esquerda, T2 Tse com TR=3000 ms e TE=120 ms, aorta em hiposinal. À direita T1 Tse com TR=500 ms e TE=15 ms, aorta em hiposinal.

Figura 2

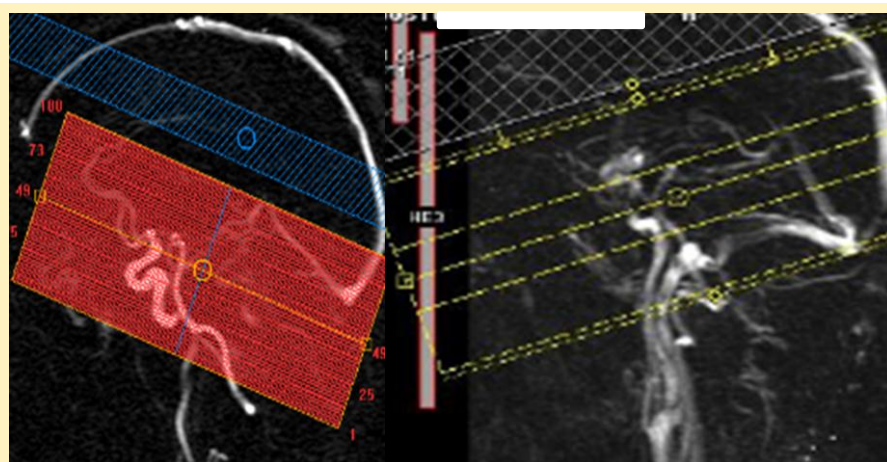


Balance: TR= 3 ms; TE=2 ms ; ângulo =15°. Aorta com hipersinal característico.

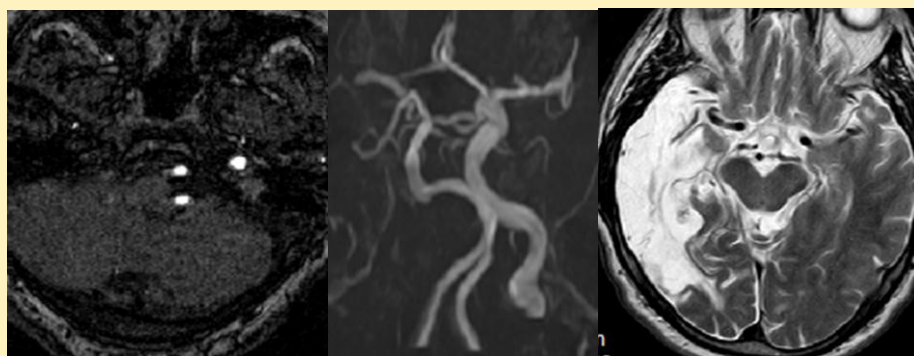
Figura 3



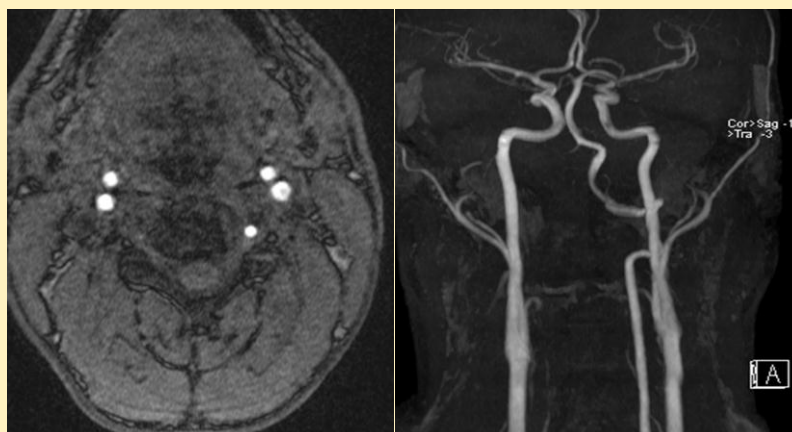
Técnica TOF: tecido estacionário com pouco sinal, vasos com sinal brilhante.

Figura 4

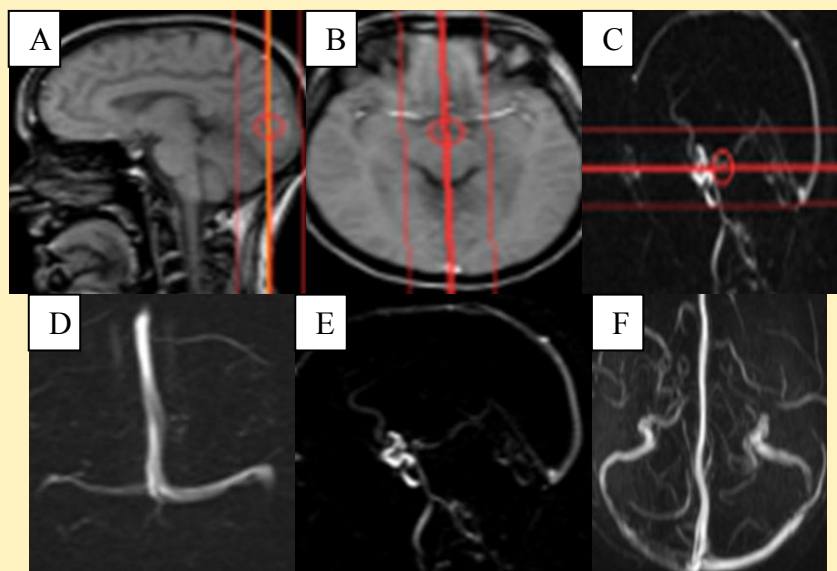
Programação do TOF 3D: (Esquerda) Para garantir uma boa cobertura do Polígono de Willis com o mínimo de espessura e de cortes, é aconselhável inclinar ligeiramente os cortes no sentido craniano segundo Schneider et al. (2005). – **(Direita)** Cortes perpendiculares ao fluxo, na prática o mais utilizado, segundo Kaut e Westbrook (2000). Deve ser colocada uma banda de saturação acima do plano de corte de modo a saturar o sangue venoso e a realçar o fluxo arterial.

Figura 5

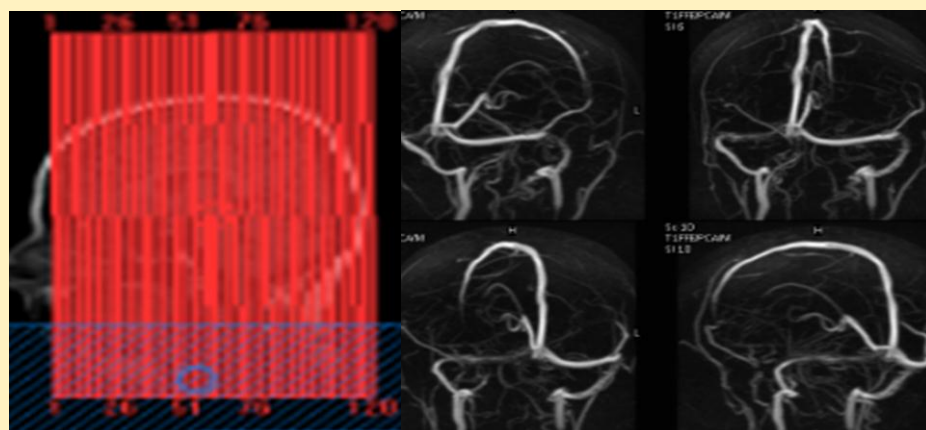
TOF 3D: Na imagem de aquisição verificamos ausência de sinal da artéria carótida interna direita. No MIP temos uma maior percepção da ausência de sinal. Em conjunto com estas imagens é importante avaliar o parênquima cerebral onde verificamos uma zona de hipersinal intenso no lobo temporal direito, sugestivo de enfarte isquêmico.

Figura 6


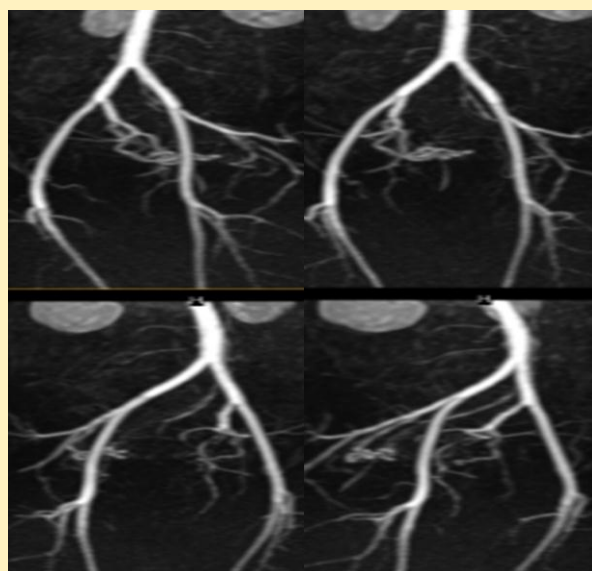
TOF 2D dos vasos arteriais do pescoço: na imagem de aquisição (esquerda), verificamos ausência de sinal da vertebral direita. No MIP (direita) temos uma maior percepção da oclusão da artéria vertebral direita.

Figura 7


Plano coronal (A), para visualização do seio longitudinal superior e seios laterais (D). Plano sagital (B) para visualização do seio longitudinal superior (E). Plano axial (C) para visualização dos seios laterais e longitudinal superior (F). Vc = 20 cm/s.

Figura 8


No topograma, banda de saturação caudal, elimina o sinal do fluxo arterial. MIP em várias projeções no plano sagital.

Figura 9


Angio-RM com gadolínio: MIP, sagital das artérias ilíacas em várias projeções.