

ARTEFATOS EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DO ABDOME: ENSAIO ICONOGRÁFICO*

GlauCIA Andrade e Silva Palácio¹, Viviane Vieira Francisco², Cristiane Lima Abbehusen¹,
Dario Ariel Tiferes³, Giuseppe D'Ippolito⁴, Jacob Szejnfeld⁵

INTRODUÇÃO

Como outros métodos de diagnóstico por imagem, a ressonância magnética (RM) está sujeita a inúmeros tipos de artefatos que podem comprometer a qualidade das imagens e interferir na sua interpretação. Por isso, é necessário reconhecer os artefatos e diferenciá-los de variantes anatômicas e de processos patológicos. Os artefatos podem resultar tanto da aquisição e manipulação dos dados quanto de características inerentes ao paciente.

Neste artigo apresentaremos os principais artefatos na RM do abdome, realizando um breve comentário das suas causas, efeitos no diagnóstico, e a forma de eliminá-los ou minimizá-los. Proporemos também uma classificação, com o intuito de caracterizá-los e reconhecê-los.

ARTEFATOS RELACIONADOS AO MÉTODO

1 – Artefato de “retroprojeção” ou “dobradura” (em inglês, “aliasing” ou “wraparound” ou “fold-over”)⁽¹⁻⁴⁾

Este artefato ocorre quando uma ou mais dimensões do objeto de estudo são maiores do que o campo de visão (FOV) para aquela imagem. Dessa forma, as regiões fora do campo de visão são erronea-

mente codificadas e aparecem “dobradas” e em cima da estrutura examinada, sobrepondo-se a esta última (Figuras 1 e 2). Este artefato pode ser suprimido tornando-se o FOV suficientemente grande para incluir toda a área a ser estudada⁽¹⁻⁴⁾.

Existem outras maneiras para reduzir os efeitos deste artefato. Uma é a utilização de bobinas de superfície que excluem o sinal da área do paciente que apresenta o artefato. Outros artifícios são o uso de pulsos de pré-saturação, que suprimem o sinal de partes do paciente situadas fora do campo de visão, e a utilização de filtros para remover as frequências fora da faixa⁽¹⁻⁴⁾.

2 – Artefato de “truncamento” ou de “truncagem” (em inglês, “truncation”)^(1,4)

Este artefato tem aspecto semelhante ao artefato de movimento, mas não tem relação com este, e ocorre devido a erros de

truncamento da transformada de Fourier. São observados nas interfaces de estruturas com alto contraste entre si e aparecem como uma série de bandas, ou linhas, alternadas, de hipo e hipersinal, paralelas à interface entre os tecidos de sinal muito diferente. Tal efeito é acentuado quando se utiliza matriz com pixels muito espessos (128 × 128), e na prática é mais frequentemente observado no sentido da codificação de fase^(1,4).

A sua prevenção consiste no uso de matriz mais fina, com elevada resolução espacial e métodos de filtragens matemáticas da imagem, que alguns equipamentos dispõem e que diminuem as oscilações originárias do artefato (filtros de Haning)^(1,4).

3 – Artefato em “zebra” (em inglês, “zebra stripes”)^(1,4)

Estes artefatos podem ser vistos na periferia de imagens gradiente-eco quando há

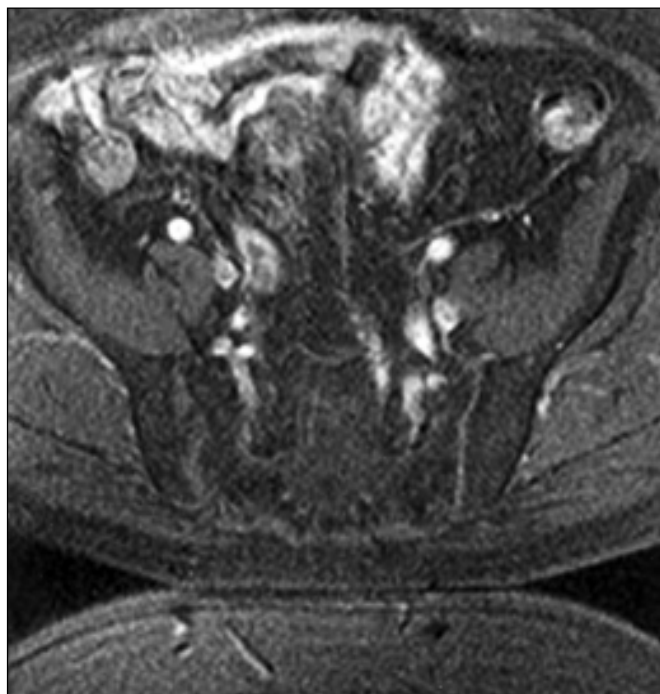


Figura 1. Artefato de retroprojeção. Sequência gradiente-eco T1 com contraste. A imagem da parede abdominal anterior aparece “dobrada”.

* Trabalho realizado no Departamento de Diagnóstico por Imagem da Universidade Federal de São Paulo – Escola Paulista de Medicina (Unifesp-EPM), São Paulo, SP.

1. Pós-graduandas do Departamento de Diagnóstico por Imagem da Unifesp-EPM.

2. Médica Residente do Departamento de Diagnóstico por Imagem da Unifesp-EPM.

3. Médico do Departamento de Diagnóstico por Imagem da Unifesp-EPM.

4. Professor Adjunto do Departamento de Diagnóstico por Imagem da Unifesp-EPM.

5. Chefe do Departamento de Diagnóstico por Imagem da Unifesp-EPM.

Endereço para correspondência: Dra. GlauCIA Andrade e Silva Palácio. Rua Napoleão de Barros, 920, apto. 61. São Paulo, SP, 04024-002. E-mail: gl.palacio@bol.com.br

Recebido para publicação em 10/1/2002. Aceito, após revisão, em 24/2/2002.

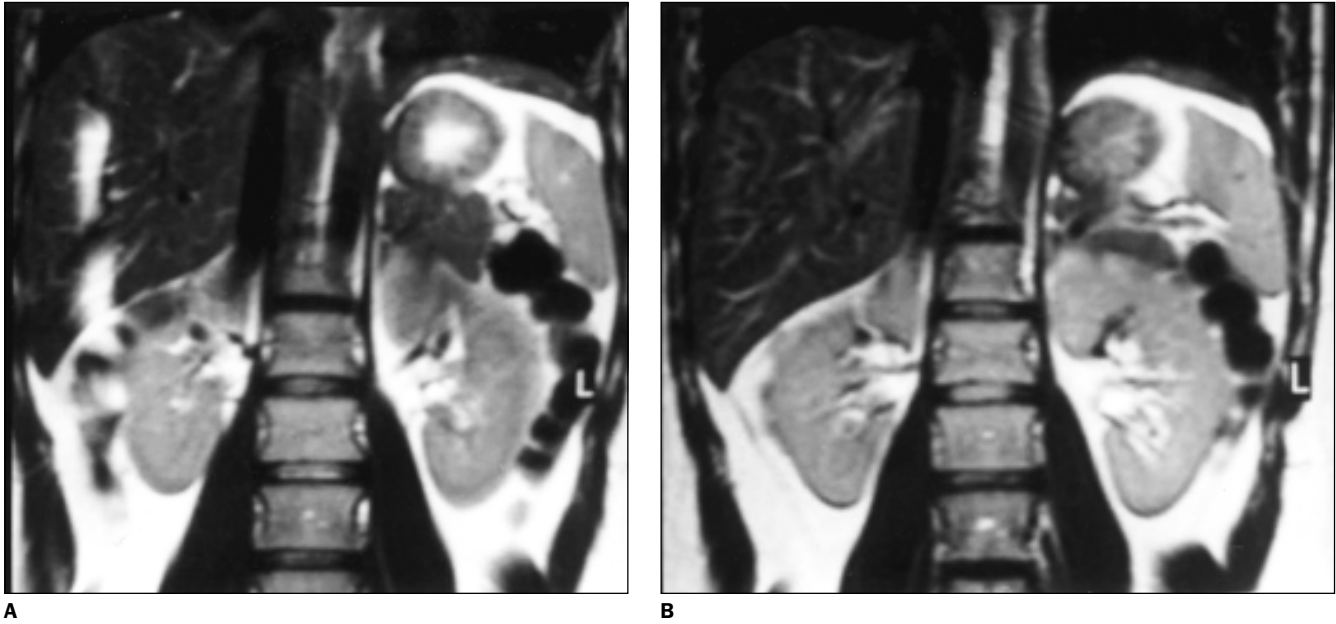


Figura 2. Artefato de retroprojeção (A). Observar a redução do artefato sobre o parênquima hepático na imagem B, obtida com campo de visão maior.

uma transição abrupta na magnetização da transição da interface ar-tecido. Soluções para minimizá-lo incluem expandir o FOV e utilizar seqüências spin-eco^(1,4).

4 – Artefato de deslocamento químico (em inglês, “chemical shift”)^(1,2,5,6)

Este artefato é devido às diferentes frequências de ressonância da água e da gordura. Ocorre, na imagem, um deslocamento ao longo da interface lipídico-aquosa, que aparece como linhas hipointensas e hiperintensas nos contornos entre os órgãos e o tecido adiposo circundante. Este artefato é chamado de “chemical shift misre-

gistration”. Um segundo efeito, chamado de “chemical shift phase cancellation”, ocorre porque os componentes espectrais dentro do voxel podem somar-se de forma construtiva (em fase) ou destrutiva (fora de fase). Resulta numa delimitação escura dos tecidos nas seqüências fora de fase (Figura 3). A água e a gordura estão fora de fase quando o TE é um múltiplo ímpar de 2,3 ms, e para os múltiplos pares, estão em fase. Ocorrem em ambos os eixos, de fase e de frequência, e exclusivamente em seqüências gradiente-eco^(4,6).

Estes artefatos podem ser minimizados realizando-se imagens em equipamentos

com campo magnético de menor intensidade, aumentando a largura de banda, reduzindo o tamanho do voxel, e empregando seqüências de pulso específicas, como, por exemplo, a seqüência STIR (“short time inversion recovery”). Reduzir o tamanho do voxel também ajuda a minimizar os artefatos por cancelamento de fase, pois com o voxel menor reduz-se a probabilidade de que um dado voxel contenha tanto prótons de água quanto de gordura. Por outro lado, deve ser lembrado que o artefato por cancelamento de fase pode ser útil na detecção de gordura microscópica, como, por exemplo, na caracterização de

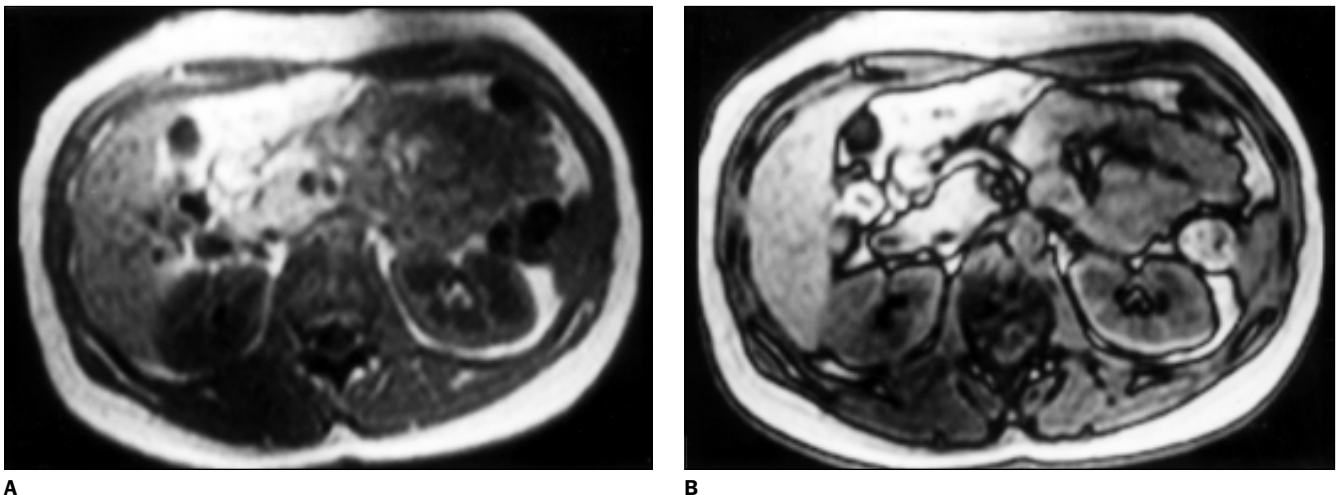


Figura 3. Artefato “chemical shift”. Seqüências em fase (A) e fora de fase (B). Observar o hipossinal na margem dos órgãos na seqüência fora de fase.

adenomas da glândula adrenal (Figura 4) e para a detecção de infiltração gordurosa hepática^(1,2,5,6) (Figuras 5 e 6).

ARTEFATOS INERENTES AO PACIENTE

1 – Artefatos de suscetibilidade magnética^(1,4,5)

A suscetibilidade magnética de um tecido traduz a sua capacidade em adquirir magnetização própria quando ele é submetido a um campo magnético. A magnetiza-

ção adquirida pode ser concordante (paralela) ou discordante (antiparalela) ao campo magnético externo. No primeiro caso, diz-se que a substância tem suscetibilidade magnética positiva e aumenta o campo magnético resultante, sendo chamada de paramagnética. No segundo caso, tem suscetibilidade magnética negativa e enfraquece o campo magnético resultante, sendo chamada de diamagnética. As substâncias com forte suscetibilidade magnética positiva são chamadas de superparamagnéticas, ferromagnéticas, ou ferrimagnéticas^(1,4).

O artefato de suscetibilidade magnética é comumente encontrado na presença de ar, metal, cálcio ou meio de contraste gadolínio concentrado, e aparece como hipointensidade focal de sinal envolvida por um halo hiperintenso, podendo estar associada a distorção da anatomia dos tecidos circunjacentes. Este último sinal é mais acentuado na presença de metais ferromagnéticos⁽⁵⁾.

Para reduzir estes artefatos, pode ser empregado voxel menor, tempo de eco mais curto, largura de banda maior, e até

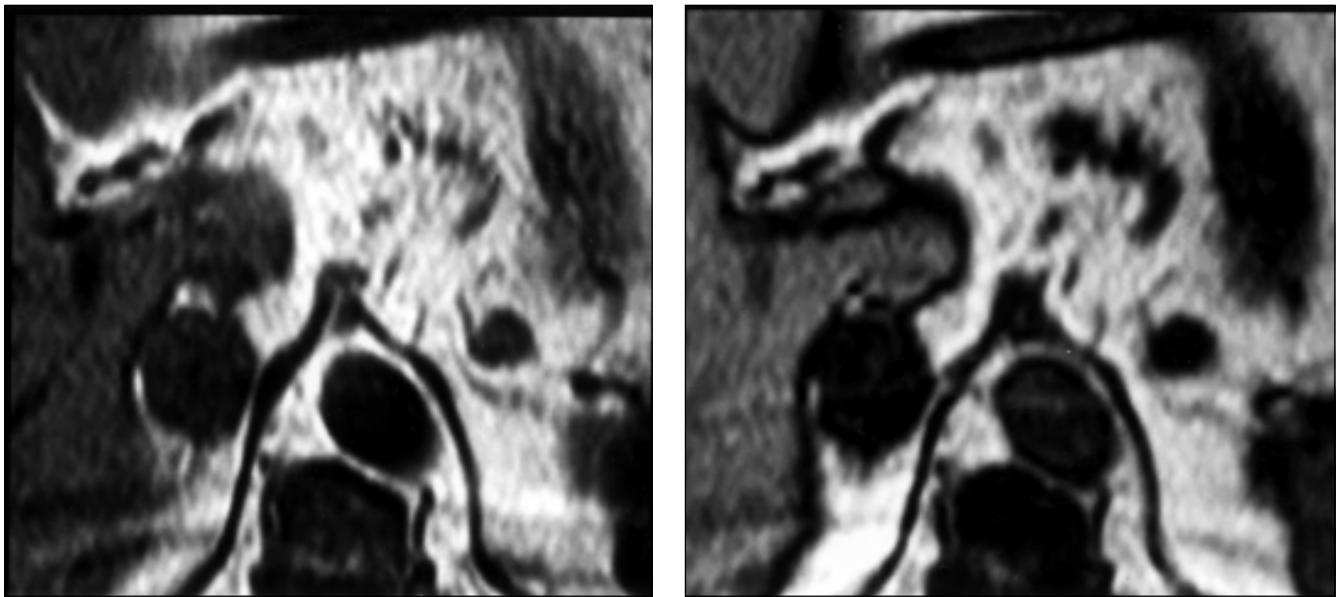


Figura 4. Adenomas nas glândulas adrenais. Nódulos com hipossinal na seqüência T1 em fase (A) e redução do sinal na seqüência fora de fase (B).

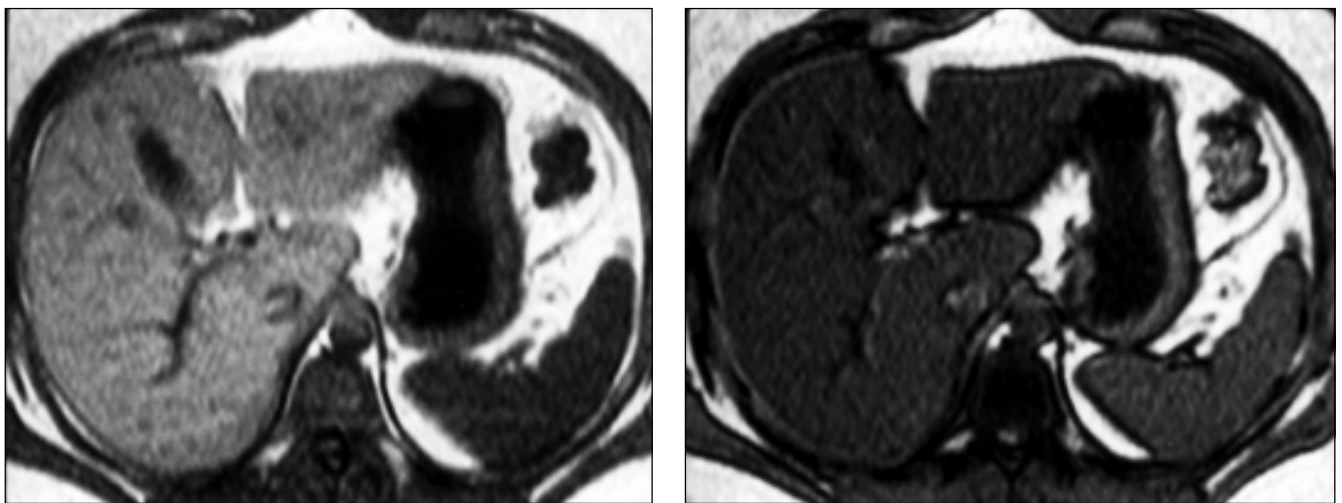


Figura 5. Esteatose hepática difusa. Seqüências em fase (A) e fora de fase (B). Observar a redução difusa do sinal do parênquima hepático na seqüência fora de fase.

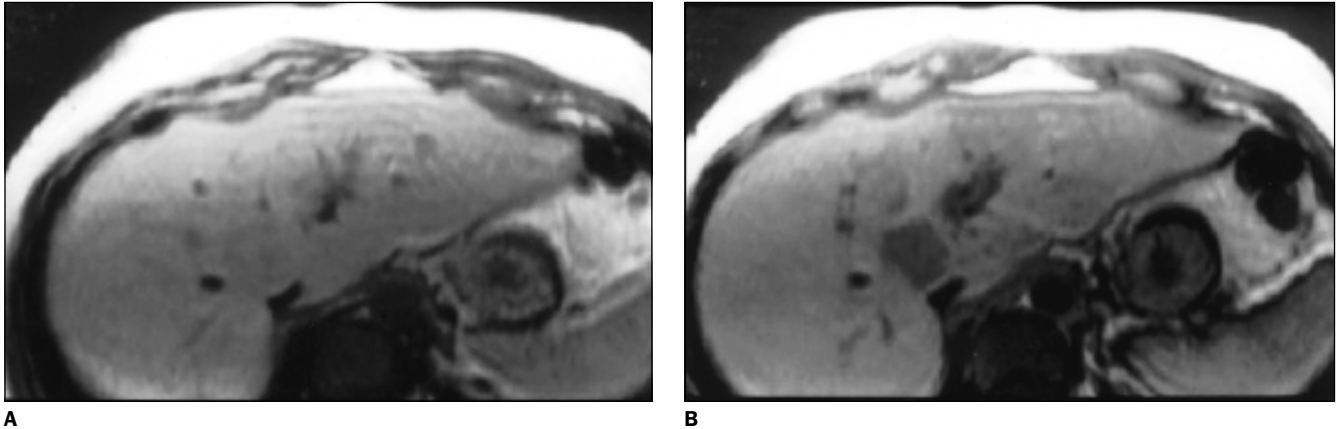


Figura 6. Esteatose hepática focal. Seqüências em fase (A) e fora de fase (B). Caracteriza-se imagem de configuração nodular adjacente à veia cava, que apresenta redução do sinal na seqüência fora de fase.

mesmo realizar o exame em equipamento com campo magnético de menor intensidade. Tais artefatos são mais proeminentes nas seqüências gradiente-eco e eco-planar (Figura 7)^(1,4,5).

2 – Artefatos de movimento^(1-5,7,8)

São os mais freqüentes artefatos de imagens de RM e se manifestam como fantasmas (“ghost”) ou borrões (“blurring”) nas imagens. Os artefatos de movimentação resultam principalmente de dois efeitos: “view-to-view” e “within-view”.

O primeiro efeito (“view-to-view”) decorre da movimentação que ocorre durante a aquisição de níveis de codificação de fase, e leva a uma reconstrução da imagem ao longo do eixo de fase. Quando o movimento é periódico, isto é, ocorre de maneira regular, o resultado é completa ou in-

completa replicação dos tecidos em movimento, sendo comumente chamado de artefato fantasma. É observado ao longo da direção da codificação da fase da imagem e independe da direção do movimento. Movimentos fisiológicos que comumente resultam em artefatos fantasmas incluem movimentos respiratórios (Figura 8) e de pulsação vascular (Figura 9)^(1-5,7,8).

O segundo efeito (“within-view”) decorre da movimentação entre o tempo de excitação da radiofreqüência e a coleta do eco, resultando em perda de coerência de fase entre a população de spins em movimento no tempo de formação do eco. Esta incoerência se manifesta como borrões e aumento do ruído na imagem. Este efeito é expresso por toda a imagem e ocorre na direção do movimento, diferentemente do tipo fantasma. É mais freqüentemente as-

sociado com movimentos randomizados, como, por exemplo, peristaltismo gastrintestinal, deglutição, tosse e movimentos grosseiros do paciente^(1-5,7,8).

As estratégias para se obter redução dos artefatos de movimento nas RM do abdome podem ser agrupadas nas seguintes técnicas: a) aquelas que tentam reduzir os artefatos de movimento por correção quanto ao ruído na imagem; b) reduzindo a movimentação “tomada a tomada”, isto é, que ocorre entre os pulsos de 90 graus; c) reduzindo a movimentação que ocorre entre a aplicação do pulso de 90 graus e a coleta de dados^(1-5,7,8).

a) Reduzindo a média dos sinais

Esta técnica consiste em reduzir a média dos sinais, pois considera os artefatos de movimento como ruído. Com a sua uti-

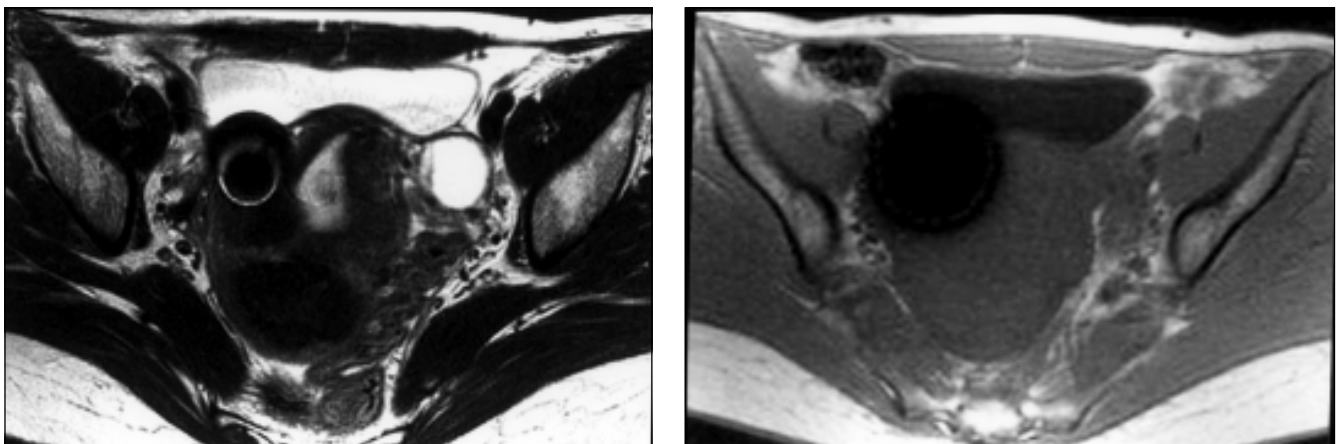


Figura 7. Artefato de suscetibilidade magnética devido à presença de sutura metálica na pelve. Seqüência FSE T2 (A) e seqüência gradiente-eco T1 (B). Observar a acentuação do artefato na seqüência gradiente-eco.

lização, o tempo médio de aquisição do exame é dobrado para cada média de sinal.

b) Reduzindo o movimento “tomada a tomada”

– Sincronização cardíaca (“gating”): Embora funcione bem para a obtenção de imagens específicas do coração, não é tão eficaz na redução dos artefatos de movimentos cardíacos transmitidos para o abdome superior.

– Sincronização respiratória: Os dados são coletados apenas durante uma porção do ciclo respiratório, geralmente próximo ao final da expiração, quando o movimento é mínimo. Esta técnica apresenta a desvantagem de prolongar o tempo de exame em duas a quatro vezes (Figuras 8A e 8B).

– Codificação de fase ordenada (“respiratory ordered phase encoding”): Nesta

técnica os dados são coletados de forma contínua, onde são codificados os dados periféricos durante o movimento máximo, e os dados centrais durante o movimento mínimo (Figuras 8C e 8D).

c) Anulação do momento gradiente (“gradient moment nuling”)

Serve para anular os artefatos que ocorrem por movimentos aleatórios entre o pulso de radiofrequência de 90 graus e a coleta de dados.

Outros métodos para reduzir artefatos respiratórios consistem no uso de faixas de restrição abdominal, técnicas em apnéia e utilização de seqüências ultra-rápidas.

Pulsção vascular gera artefatos fantasmas. Estes artefatos ocorrem mais comumente nas artérias, particularmente na aorta. Eles também aumentam com a intensi-

dade do sinal do sangue, que ocorre, por exemplo, em seqüências com TE curto ou gradiente-eco, ou após a injeção endovenosa de gadolínio, por encurtamento do T1. Para TE muito curtos pode haver efeito paradoxal e redução de artefatos pós-gadolínio. Estes artefatos são reconhecidos pelo seu alinhamento com o vaso de origem ao longo do eixo de codificação de fase da imagem, assim como a reprodução do tamanho e forma do vaso, mas não necessariamente da intensidade do sinal (Figura 9). Podem ser reduzidos, também, usando pulsos de pré-saturação e anulação do momento gradiente. Outra estratégia consiste em mudança de fase, projetando o artefato de fluxo sobre uma região anatômica fora do enfoque do estudo^(1,4,5).

Movimentos peristálticos frequentemente causam borrões nas imagens e arte-

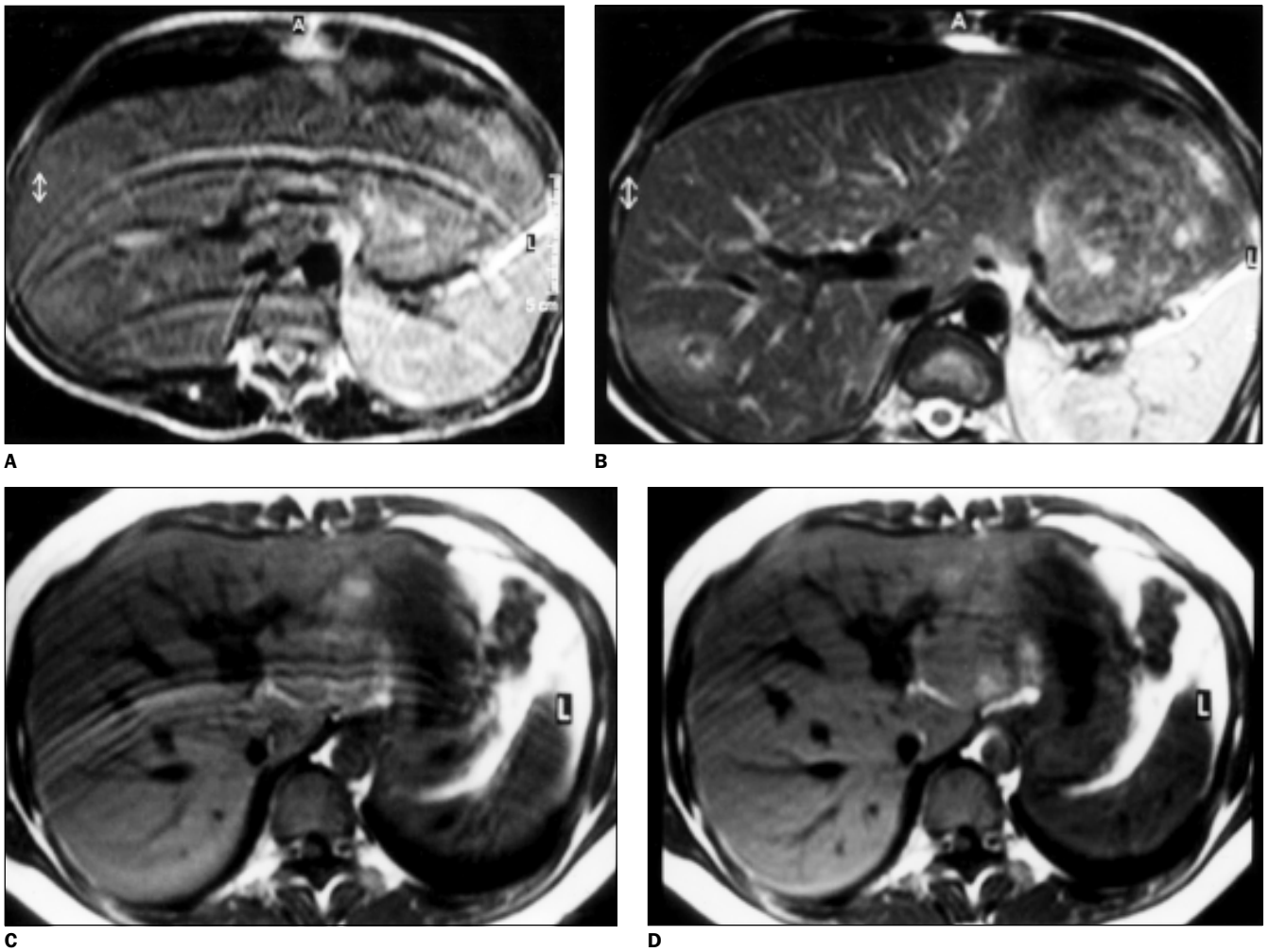


Figura 8. Artefatos de movimentos respiratórios. Seqüência TSE sem sincronizador respiratório (A), seqüência TSE com sincronizador respiratório (B), seqüência TSE sem codificação de fase ordenada (C), seqüência TSE com codificação de fase ordenada (D). Observar a redução dos artefatos nas seqüências realizadas com sincronizador respiratório (B) e com codificação de fase ordenada (D).

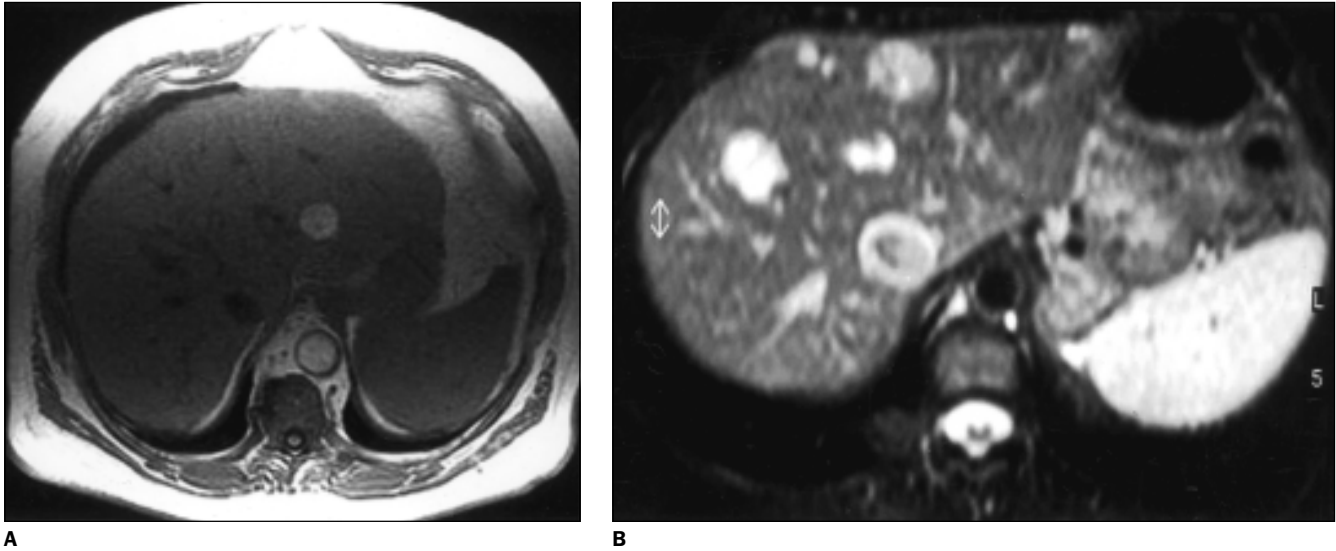


Figura 9. Artefatos de pulsação vascular produzidos pela aorta (**A**) e pela veia cava inferior (**B**) apresentam-se alinhados com os vasos de origem. **A:** Sequência gradiente-eco T1. **B:** Sequência TSE-T2.

fatos fantasmas. Estes artefatos aumentam quando a luz do trato gastrointestinal contém material que produz elevado hipersinal. Drogas anticolinérgicas (por exemplo, glucagon e butilescopolamina) reduzem a frequência e a amplitude dos movimentos peristálticos e devem ser usadas. Técnicas como redução da média dos sinais e anulação do momento gradiente também podem ser úteis. E, finalmente, a administração de meio de contraste oral (agentes de contraste negativos), que diminui a intensidade de sinal do trato gastrointestinal, pode também reduzir estes artefatos⁽⁸⁾.

Movimentos grosseiros do paciente podem ser reduzidos se conseguirmos diminuir sua ansiedade, o desconforto físico e o tempo prolongado de exame. A utilização de distração audiovisual, técnicas de

relaxamento e, menos frequentemente, hipnose tem obtido sucesso. Em situações extremas, medidas farmacológicas na forma de sedativos, analgésicos e ansiolíticos podem se tornar necessárias⁽⁷⁾.

CONCLUSÃO

Os artefatos de RM podem ser evitados ou corrigidos à medida que o radiologista familiariza-se com os tipos mais comuns. Um entendimento das causas de tais artefatos permitirá fazer alterações racionais nas técnicas de imagem, para eliminá-los ou reduzi-los.

REFERÊNCIAS

1. Mirowitz SA. MR imaging artifacts. Challenges and solutions. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 1999;7: 717-32.

2. Farahani K, Lufkin RB. Fluxo, movimento e artefatos por ressonância magnética. In: Lufkin RB, ed. *Manual de ressonância magnética*. 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1999:70-90.
3. Franc J, Doyon D. Diagnóstico por imagem em ressonância magnética. *Artefatos*. 2ª ed. Rio de Janeiro: Medsi, 2000:44-51.
4. Arena L, Morehouse HT, Safir J. MR imaging artifacts that simulate disease: how to recognize and eliminate them. *Radiographics* 1995;15:1373-94.
5. Mirowitz SA. Diagnostic pitfalls and artifacts in abdominal MR imaging: a review. *Radiology* 1998;208:577-89.
6. Hood MN, Ho VB, Smirniotopoulos JG, Szumowski J. Chemical shift: the artifact and clinical tool revisited. *Radiographics* 1999;19:357-71.
7. Wood ML, Runge VM, Henkelman RM. Overcoming motion in abdominal MR imaging. *AJR* 1988; 150:513-22.
8. Marti-Bonmati L, Graells M, Ronchera-Oms CL. Reduction of peristaltic artifacts on magnetic resonance imaging of the abdomen: a comparative evaluation of three drugs. *Abdom Imaging* 1996; 21:309-13.