

ACELERAÇÃO POR IMAGEAMENTO PARALELO DE UM EXAME DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE FLUXO CARDIOVASCULAR

Davi M. Lyra-Leite e João L. A. Carvalho

Departamento de Engenharia Elétrica/Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

joaoluiz@pgea.unb.br

Abstract: This paper demonstrates parallel imaging acceleration of spiral Fourier velocity encoded magnetic resonance imaging using the iterative self-consistent parallel imaging reconstruction (SPIRiT) technique. Magnitude spatial images and time-velocity distributions obtained with image domain SPIRiT and sum-of-squares reconstruction are compared, for 2-fold and 4-fold undersampling. We show that SPIRiT is able to reduce spatial aliasing from undersampled time-velocity distributions, with good results for 2-fold undersampling, and moderately good results for 4-fold undersampling. **Palavras-chave:** imageamento paralelo; ressonância magnética cardiovascular; Fourier velocity encoding; fluxo sanguíneo; aterosclerose.

Introdução

A ressonância magnética nuclear (RMN) de tecidos humanos vivos começou na década de 1970. Por ser uma técnica muito recente, a RMN é uma área muito profícua de pesquisa nos campos de engenharia biomédica e processamento de sinais [1]. Exames de RMN permitem o estudo anatômico e funcional do corpo humano, fazendo uso de radiação não ionizante. Esta é uma grande vantagem comparativa em relação às outras técnicas de imagens médicas, de muitas outras que se poderia listar. Desenvolvimentos na área de imageamento de fluxo sanguíneo, com técnicas capazes de medir as distribuições de velocidade em jatos de fluxo, aumentaram a precisão das técnicas de RMN.

Uma dessas técnicas é a codificação de velocidades em Fourier (*Fourier velocity encoding*, ou FVE) [2]. Esta é especialmente útil na avaliação de doenças nas valvas cardíacas [3,4], visto que elimina os efeitos de volume parcial que podem causar perdas de informação para diagnóstico presentes no imageamento por contraste de fase [5]. O FVE também foi proposto como método para medição da tensão de cisalhamento na parede das artérias carótidas [6].

A trajetória no espaço-k mais comumente utilizada em exames de RMN é a chamada 2DFT, na qual usualmente apenas uma linha do espaço-k é adquirida a cada repetição dos pulsos, até cobrir todo o espaço-k. Embora o tempo de exame para FVE com trajetória 2DFT seja proibitivamente longo para uso clínico, o método de FVE usando trajetórias em espiral (*spiral*

FVE) se mostra promissor, visto ser substancialmente mais rápido. Além disso, o tempo de exame em FVE pode ser significativamente reduzido utilizando aceleração temporal [7,8].

A resolução temporal *spiral* FVE com aceleração temporal pode ser melhorada se a sobreposição (ou *aliasing*) espacial, oriundo de subamostragem temporal, for reduzido. Isso pode ser alcançado utilizando-se imageamento paralelo.

Neste trabalho, investigamos uso do método *iterative self-consistent parallel imaging reconstruction* (SPIRiT) [9] para acelerar a aquisição de dados de *spiral* FVE. O método é avaliado usando um conjunto de dados de um exame de fluxo carotídeo.

Teoria

Spiral FVE – A codificação de velocidades em Fourier com codificação espacial em espiral é uma técnica de RMN para avaliação do fluxo sanguíneo em vasos sanguíneos. A sequência de pulsos consiste de uma excitação para seleção de corte, um gradiente codificador de velocidade ao longo do eixo z , uma leitura em espiral com duração de 4 ms e gradientes de anulação e refoco [3]. Os dados adquiridos correspondem a uma pilha de espirais temporalmente resolvidas no espaço k_x - k_y - k_z , [3]. Uma transformada inversa de Fourier Cartesiana ao longo de k_z , seguida por uma transformada inversa de Fourier não-Cartesiana [10] ao longo de k_x - k_y , produz a distribuição espaço-temporal de velocidades, $m(x, y, v, t)$.

Soma quadrática – A técnica de soma quadrática (*sum-of-squares* ou SoS) [11] foi a primeira abordagem desenvolvida para a combinação de dados de provenientes de múltiplas bobinas. Ainda hoje é usada como referência para análise e comparação de reconstruções utilizando imageamento paralelo. Essa técnica apenas combina as imagens obtidas dos dados, não sendo capaz de reduzir artefatos de *aliasing* no caso de subamostragem. Ela consiste em combinar as magnitudes das imagens, fazendo: $S_{SoS} = \sqrt{\sum_{i=1}^n |S_i|^2}$, onde n é o número de bobinas e S_i é a magnitude da imagem observada pela i -ésima bobina.

SPIRiT – A técnica *iterative self-consistent parallel imaging reconstruction* (SPIRiT) [9] é um método, com auto-calibração, de reconstrução bobina por bobina de imagens de RMN aceleradas por imageamento paralelo,

o qual é baseado na auto-consistência dos dados. Neste trabalho, foi usado o SPIRiT no domínio da imagem.

A ideia principal dessa técnica é usar a informação de todos os pontos da vizinhança em todas as bobinas — sejam eles adquiridos ou não — para obter os pontos que não foram adquiridos. Usando esse algoritmo de reconstrução por imageamento paralelo, é possível recuperar a informação que falta em dados subamostrados, reduzindo, assim, os artefatos de *aliasing*.

Métodos

Exames de *spiral* FVE foram realizados em um aparelho Signa EXCITE HD de 3 Tesla (GE Healthcare, Inc.), com amplitude máxima de gradiente de 40 mT/m e taxa de variação máxima de 150 T/m/s, usando uma bobina de carótidas de 4 canais. Parâmetros do exame: $1,4 \times 1,4 \times 5 \text{ mm}^3$ de resolução espacial, com campo de visão de 16 cm; resolução de velocidade de 5 cm/s, com campo de visão de 240 cm/s; oito leituras com espiral de densidade variável por quadro temporal e por coordenada k_x , com duração de 4 ms cada; e resolução temporal de 12 ms. Foram coletados dados de cinco cortes axiais contíguos à altura do pescoço de um voluntário saudável. A duração do exame foi de 146 segundos (256 batimentos cardíacos a uma frequência cardíaca de 105 bpm). O comitê de ética da University of Southern California aprovou os protocolos de imageamento. O voluntário assinou termo de consentimento esclarecido, de acordo com a política da instituição.

O imageamento paralelo foi avaliado usando conjuntos com fatores de subamostragem espacial de 2 e 4 vezes, obtidos a partir dos dados amostrados de *spiral* FVE completamente amostrados. Os dados subamostrados foram reconstruídos em MATLAB (The Mathworks, Inc., Natick, MA, EUA) usando duas técnicas: a soma quadrática [11] — que apenas combina as imagens obtidas dos dados subamostrados, sem reduzir os artefatos de *aliasing* — e o SPIRiT no domínio da imagem [9]. A técnica SoS é usada aqui para demonstrar as características dos artefatos devido à subamostragem e, por consequência, a capacidade da técnica SPIRiT de reduzir tais artefatos.

Os elementos de volume (*voxels*) de interesse, correspondentes a alguns dos vasos sanguíneos mais importantes do pescoço, foram selecionados manualmente na imagem axial obtida dos dados completamente amostrados. Os vasos estudados foram: artéria carótida interna direita (ACID), artéria carótida externa direita (ACED), veia jugular direita (VJD), veia jugular esquerda (VJE), bifurcação da artéria carótida comum esquerda (BACE), artéria vertebral direita (AVD) e artéria vertebral esquerda (AVE). As coordenadas espaciais dos *voxels* foram utilizadas para obter as distribuições tempo-velocidade associadas a cada um desses vasos.

As imagens de magnitude espaciais correspondentes a uma corte axial do pescoço e as distribuições tempo-

velocidade associadas a cada *voxel* selecionado foram reconstruídas usando as técnicas SoS e SPIRiT e os resultados foram comparados quantitativamente — através da razão sinal-erro (*signal-to-error ratio*, ou SER) de reconstrução, relativa aos dados completamente amostrados — e qualitativamente, por meio de inspeção visual.

Resultados

A reconstrução com o método SoS apresenta um acréscimo de sinal na linha correspondente a $v = 0 \text{ cm/s}$, para os dois fatores de subamostragem avaliados (Figuras 1, 2 e 3). Isso se deve aos artefatos de *aliasing* serem majoritariamente oriundos de tecidos estáticos. A técnica SPIRiT mostrou-se capaz de reduzir o *aliasing* espacial a partir dos dados subamostrados de *spiral* FVE, com resultados qualitativamente bons para subamostragem de fator 2, tanto no domínio espacial (Figura 1), como nas distribuições tempo-velocidade (Figuras 2 e 3), e resultados moderadamente bons para subamostragem de fator 4.

Os resultados apresentados na Figura 1 mostram que as imagens reconstruídas com a técnica SPIRiT apresentam, para os dois fatores de aceleração avaliados, as principais características do pescoço. Nelas, é possível identificar as artérias e veias, mesmo que algum *aliasing* tenha permanecido na imagem obtida com subamostragem de fator 4. Em comparação, é praticamente impossível identificar a ACED, a ACID e os outros vasos sanguíneos na imagem com subamostragem de fator 4 reconstruída usando SoS. Deve-se ressaltar que a resolução espacial é baixa em todas as imagens (inclusive aquelas amostradas por completo), visto que (i) a técnica *spiral* FVE é robusta aos efeitos de volume parcial, assim não é necessário o uso de imagens com alta resolução espacial para a correta avaliação de fluxo; (ii) a resolução espacial é preterida com o intuito de se obter alta resolução temporal e de velocidade em um exame de curta duração; e (iii) os efeitos de *off-resonance* em 3 Tesla são duas vezes mais fortes do que em 1,5 Tesla, o que causa borramento na imagem quando é usada trajetória espiral no espaço- k (para reduzir esse efeito, foram utilizadas leituras rápidas, com 4 ms de duração).

Os diagramas de distribuição de velocidade apresentados nas Figuras 2 e 3 mostram que o SPIRiT acelerado por um fator de 2 é capaz de reduzir significativamente os artefatos de *aliasing* em $v = 0 \text{ cm/s}$, que é observado na reconstrução com SoS. Esse é um resultado importante, visto que se deseja utilizar o SPIRiT para reduzir o *aliasing* espacial e aumentar a resolução temporal na técnica de *spiral* FVE acelerada temporalmente [7]. Entretanto, a reconstrução usando SPIRiT introduz outros artefatos aos diagramas de fluxo, o que é um resultado totalmente indesejado. Esses artefatos não são observados na reconstrução SoS, em que os artefatos devido ao *aliasing* se mostram apenas em $v = 0 \text{ cm/s}$, como explicado anteriormente. Com fator 4 de subamostragem, o SoS apresenta artefatos de

aliasing ainda mais fortes na linha associada a $v = 0$ cm/s e alguns outros artefatos nas curvas de fluxo. Enquanto isso, a reconstrução com SPIRiT novamente reduz o *aliasing* estático (e consequentemente os artefatos em $v = 0$ cm/s), mas introduz artefatos mais fortes nas curvas de fluxo.

Uma avaliação quantitativa é apresentada na Tabela 1. Nas imagens de magnitude espacial para $v = 0$ cm/s e $t = 0$ s (mostradas na Figura 1), o SPIRiT apresenta um aumento na SER superior a 10 dB para ambos os conjuntos subamostrados de dados. Ao analisar os resultados dos diagramas de tempo-velocidade para subamostragem por fator 2, o SPIRiT apresenta uma SER maior que 10 dB para todos os *voxels* analisados, exceto aqueles relacionados às artérias vertebrais. Deve-se notar que essas artérias estão localizadas em uma região com baixa sensibilidade das bobinas (veja Figura 1), ou seja, uma região com pouco sinal e, consequentemente, baixa razão sinal-ruído. Isso pode ter afetado o desempenho da aceleração por imageamento paralelo, a qual reduz ainda mais a relação sinal-ruído. É interessante notar também que a reconstrução com SoS apresentou valores de SER mais altos que o SPIRiT para 4 dos 7 *voxels* analisados. Isso acontece porque, na reconstrução com SoS, são observados artefatos apenas na linha associada a $v = 0$ cm/s, enquanto que na reconstrução com SPIRiT esses artefatos são removidos, mas outros são adicionados (como fantasmas de outras curvas de fluxo, por exemplo).

Tabela 1: Razões sinal-erro (em dB) para reconstruções com subamostragem de fatores 2 e 4, em relação à referência com amostragem por completo.

Fator de subamostragem	2 vezes		4 vezes	
Técnica de reconstrução	SoS	SPIRiT	SoS	SPIRiT
Imagem espacial	5,0	16,7	-1,3	9,6
BACE	9,0	11,6	6,1	8,7
VJE	11,3	12,0	4,3	10
ACED	11,2	10,8	5,8	7,7
ACID	15,1	11,4	3,0	9,3
VJD	17,5	13	7,6	5,8
AVD	8,0	9,9	1,8	10,1
AVE	16,5	7,8	-2,0	11,8

Para aceleração por um fator de 4 vezes, os artefatos de *aliasing* são consideravelmente mais fortes. Nessas condições, a reconstrução com SPIRiT apresenta SER maior que aquela com SoS para 6 dos 7 *voxels* analisados, sendo que para 4 desses *voxels* a diferença é de pelo menos 5,7 dB.

Discussão

Os resultados usando a técnica SPIRiT são similares àqueles com SoS para uma aceleração de fator 2 e consistentemente melhores para aceleração de fator 4.

Com a aceleração de fator 2, os resultados com SPIRiT são consistentes e qualitativamente bons, quando comparados à referência amostrada por completo. Com aceleração de fator 4, os resultados para o SPIRiT são relativamente bons, especialmente se comparados àqueles obtidos com a reconstrução SoS. Isso demonstra que o imageamento paralelo pode ser utilizado em estudos de distribuições de fluxo a fim de acelerar a aquisição dos dados e reduzir o tempo de exame.

A técnica SPIRiT é capaz de reduzir os artefatos de *aliasing* e, com isso, remover o falso sinal presente em $v = 0$ cm/s nos diagramas de fluxo. Todavia, como ele produz alguns outros tipos de artefatos, avaliações mais aprofundadas serão necessárias para validar sua aplicação para *spiral* FVE.

Nas curvas de fluxo, foram observados artefatos com características diferentes nos diversos vasos, mesmo quando comparando pares direito-esquerdo de vasos (VJD e VJE, por exemplo). Isso acontece porque cada vaso está em uma região diferente do pescoço, com diferentes sensibilidades de bobina e em posições distintas com relação às demais regiões e vasos do pescoço.

Conclusão

A aceleração por imageamento paralelo da técnica *spiral* FVE foi demonstrada usando o algoritmo SPIRiT. Os resultados mostram que o SPIRiT é capaz de reduzir consideravelmente os artefatos de *aliasing* espacial para as distribuições tempo-velocidade com os conjuntos de dados subamostrados, apresentando bons resultados para subamostragem por um fator 2 e resultados moderadamente bons para subamostragem por um fator 4.

Em trabalhos futuros, alguns aspectos podem ser melhor investigados: (i) reconstruir os dados de todas as bobinas, mas combinar as imagens apenas das bobinas que estão próximas aos vasos de interesse; (ii) avaliar diferentes técnicas para combinar as imagens de fase das diferentes bobinas; (iii) avaliar outras abordagens de *view-ordering*; (iv) avaliar outras técnicas de imageamento paralelo, como, por exemplo, SENSE, CG-SENSE, TSENSE, GRAPPA e T-GRAPPA; (v) usar implementações rápidas dos algoritmos de reconstrução baseadas em CUDA; e (vi) usar o imageamento paralelo para reduzir os artefatos de *aliasing* espacial em *spiral* FVE temporalmente acelerado. Este último permitiria utilizar um filtro de UNFOLD menos seletivo em *spiral* FVE temporalmente acelerado [7], o que melhoraria a resolução temporal para altas velocidades e tornaria a técnica mais geral.

Agradecimentos

Este trabalho foi financiado pelo Conselho Nacional para Desenvolvimento Tecnológico e Científico (Edital MCT/CNPq Nº 014/2010 - Universal). Lyra-Leite recebeu uma bolsa de iniciação científica PROC/DPP/UnB do CNPq. O imageamento foi realizado na University of Southern California em

colaboração com o Prof. Krishna S. Nayak. Os autores agradecem a Kyunghyun Sung por proveitosas discussões.

Referências

- [1] Larkman, D. J., Nunes, R. G. (2007) "Parallel magnetic resonance imaging", *Physics in Medicine and Biology*, 52:R15-R55.
- [2] Moran, P. R. (1983) "A flow velocity zeugmatographic interlace for NMR imaging in humans", *Magnetic Resonance in Medicine*, 1(4): 197-203.
- [3] Carvalho, J. L. A., Nayak, K. S. (2007) "Rapid quantitation of cardiovascular flow using slice-selective Fourier velocity encoding with spiral readouts", *Magnetic Resonance in Medicine*, 57(4): 639-646.
- [4] Steeden, J. A., Jones, A., Pandya, B., Atkinson, D., Taylor, A. M., Muthurangu, V. (2012) "High-resolution slice-selective Fourier velocity encoding in congenital heart disease using spiral SENSE with velocity unwrap", *Magnetic Resonance in Medicine*, 67(4): 1538-1546.
- [5] Tang, C., Blatter, D. D., Parker, D. L. (1993) "Accuracy of phase-contrast flow measurements in the presence of partial-volume effects", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 3(3): 377-385.
- [6] Carvalho, J. L. A., Nielsen, J. F., Nayak, K. S. (2010) "Feasibility of in vivo measurement of carotid wall shear rate using spiral Fourier velocity encoded MRI", *Magnetic Resonance in Medicine*, 63(3): 1537-1547.
- [7] Carvalho, J. L. A., Nayak, K. S. (2007) "Accelerated spiral Fourier velocity encoded imaging", In: *Proceedings of the ISMRM 15th Annual Meeting*, Berlin, p. 588.
- [8] Hansen, M. S., Balthes, C., Tsao, J., Kozerke, S., Pruessmann, K. P., Boesiger, P., Pedersen, E. M. (2004) "Accelerated dynamic Fourier velocity encoding by exploiting velocity-spatio-temporal correlations". *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine (MAGMA)*, 17(2):86-94.
- [9] Lustig, M., Pauly, J. M. (2010) "SPIRiT: iterative self-consistent parallel imaging reconstruction from arbitrary k-space", In: *Magnetic Resonance in Medicine*, 64(2): 457,471.
- [10] Fessler, J. A., Sutton, B. P. (2003) "Nonuniform fast Fourier transform using min-max interpolation", In: *IEEE Transactions on Signal Processing*, 51: 560-574.
- [11] Roemer, P. B., Edelstein, W. A., Hayes, C. E., Souza, S. P., Mueller, O. M. (1990) "The NMR phased array", In: *Magnetic Resonance in Medicine*, 16: 192-225.

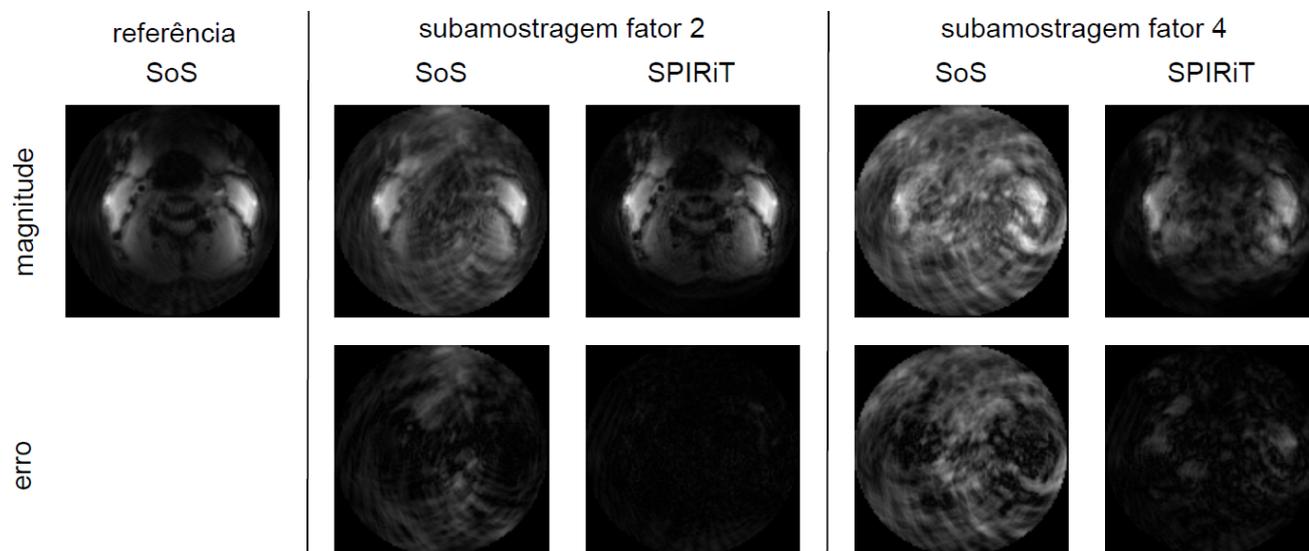


Figura 1: Imagens axiais de magnitude do pescoço (linha de cima) obtidas usando SoS e SPIRiT, com diferentes fatores de aceleração (completamente amostrado e subamostrado com fatores de 2 e 4 vezes). As imagens de erro das reconstruções para as técnicas são apresentadas na linha de baixo. Estas imagens foram reconstruídas de $M(k_x, k_y, v, t)$ para $v = 0$ e $t = 0$.

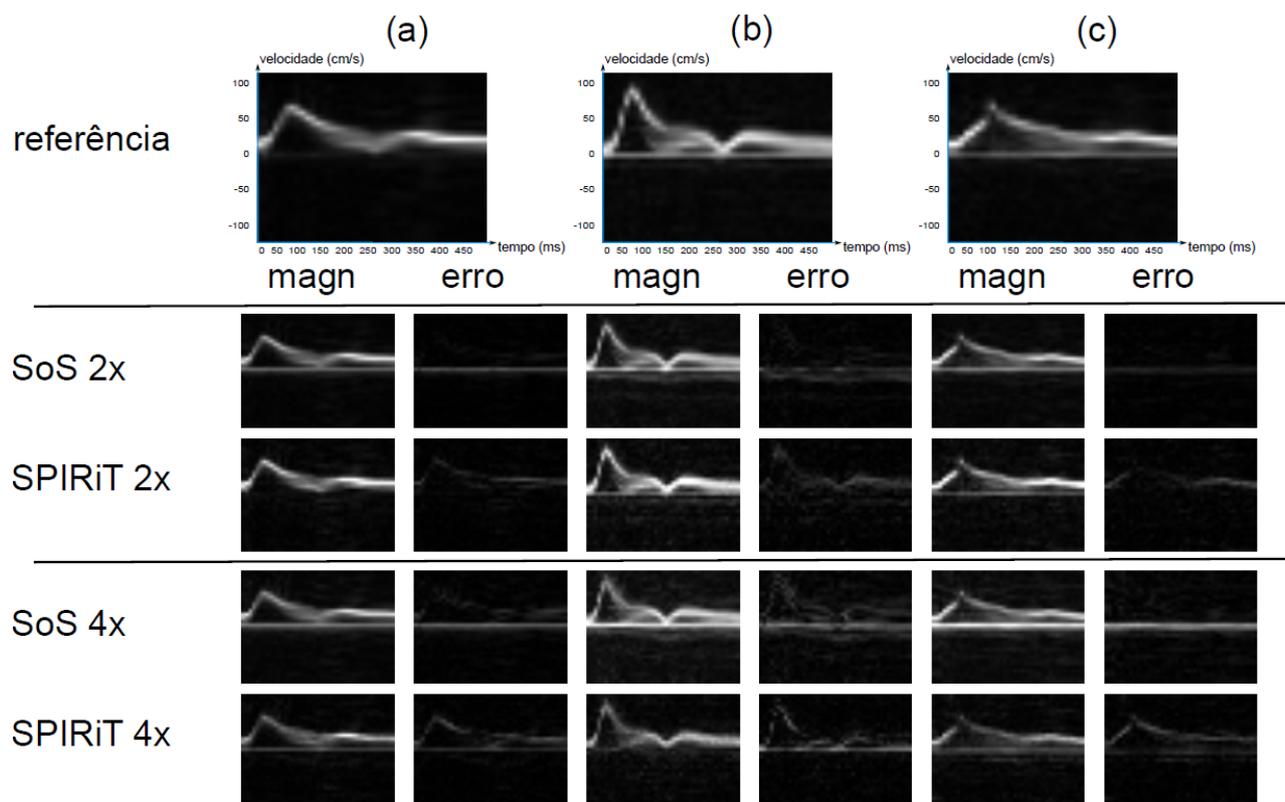


Figura 2: Distribuições tempo-velocidade associadas aos *voxels* selecionados, reconstruídas usando SoS e SPIRiT para os conjuntos de dados subamostrados por fatores 2 e 4, em comparação com a referência amostrada por completo (na linha de cima) para: (a) bifurcação da artéria carótida comum esquerda; (b) artéria carótida externa direita; e (c) artéria carótida interna direita.

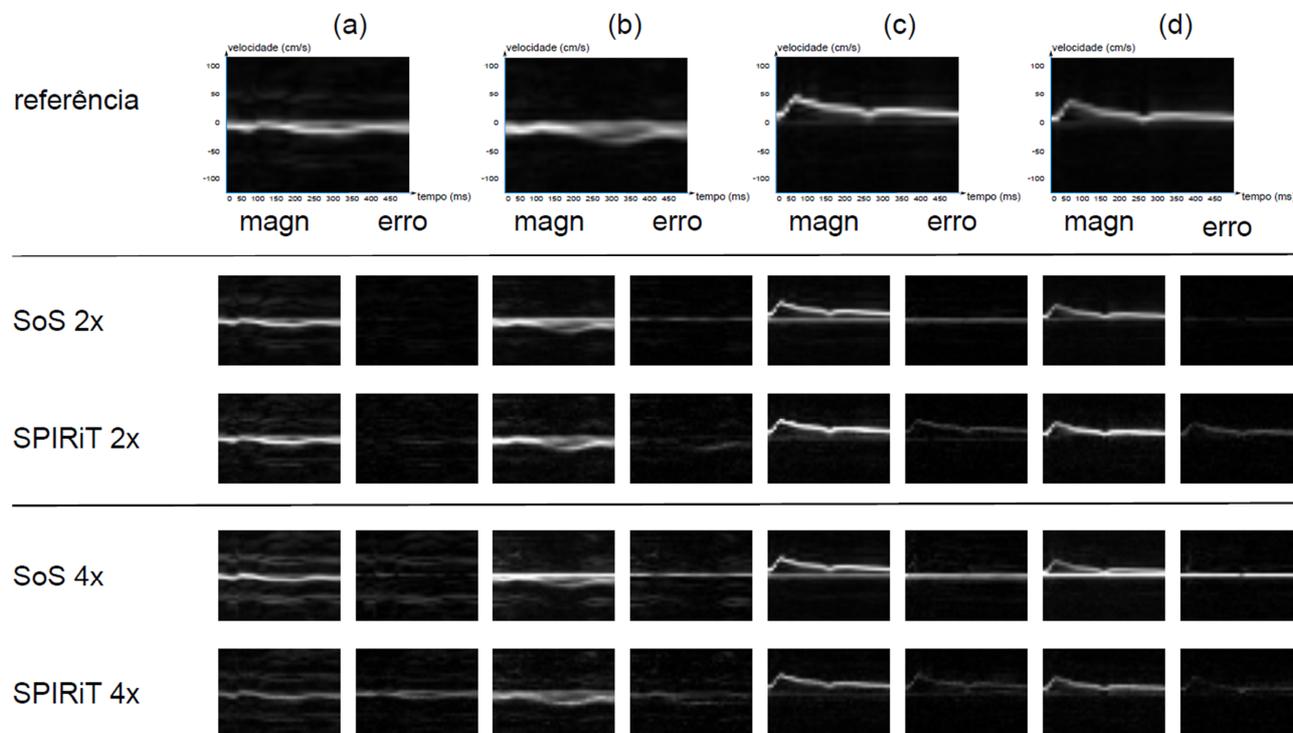


Figura 3: Distribuições tempo-velocidade associadas aos *voxels* selecionados, reconstruídas usando SoS e SPIRiT para os conjuntos de dados subamostrados por fatores 2 e 4, em comparação com a referência amostrada por completo (na linha de cima) para: (a) veia jugular direita; (b) veia jugular esquerda; (c) artéria vertebral direita; e (d) artéria vertebral esquerda.