

O valor de velocidade medido pela ressonância magnética por contraste de fase é a média das velocidades individuais dos *spins* contidos no *voxel*?

Eduardo G. Gonzalez e João L. A. Carvalho

Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília-DF, Brasil
e-mail: joaoluiz@ene.unb.br

Resumo: A técnica de ressonância magnética por contraste de fase pressupõe que todos os *spins* (núcleos ^1H) contidos em um elemento de volume (*voxel*) se movem à mesma velocidade. Essa suposição não é válida se o *voxel* está ocupado parcialmente por *spins* estáticos, se este está localizado na subcamada viscosa ou se o fluxo é complexo ou turbulento. Este trabalho mostra que a medida obtida com contraste de fase, para um *voxel*, pode ser modelada como a média das velocidades individuais dos *spins* contidos nesse *voxel*. O modelo proposto é baseado na distribuição espaço-velocidade dos *spins* e pode ser útil no sentido de melhorar nosso entendimento sobre os efeitos de volume parcial em exames com contraste de fase, especialmente se os efeitos de contraste T_1 , realce de influxo e ruído forem incorporados.

Palavras-chave: doenças cardiovasculares, fluxo sanguíneo, ressonância magnética.

Abstract: *The underlying assumption with phase-contrast magnetic resonance imaging is that all spins (^1H nuclei) within a volume element (voxel) move at the same velocity. This assumption is broken if the voxel is partially occupied by static spins or located at the viscous sublayer, or if the flow is complex or turbulent. We show that phase-contrast measurements may be accurately modeled as the mean velocity of all spins within each voxel. The proposed model, based on the spatial-velocity distribution of spins, could be useful towards bettering our understanding of partial volume effects in phase-contrast velocimetry, especially if T_1 contrast, in-flow enhancement, and noise are incorporated.*

Keywords: *blood flow, cardiovascular diseases, magnetic resonance imaging.*

Introdução

O contraste de fase (CF) [1] é a técnica padrão em ressonância magnética para a medição de velocidade do fluxo sanguíneo. Esse método obtém suas medidas partindo do seguinte pressuposto: todos os *spins* (núcleos ^1H) dentro de um elemento de volume (*voxel*) se movem com a mesma velocidade. Essa suposição é quebrada caso a resolução espacial utilizada seja insuficiente, se o *voxel* estiver parcialmente ocupado por *spins* estáticos (parede do vaso sanguíneo, placa, etc.), se este estiver localizado na subcamada viscosa do fluxo ou, ainda, se o fluxo for complexo ou turbulento (como

no caso de estenoses e aneurismas, por exemplo). As medições realizadas com ressonância magnética por contraste de fase não são consideradas confiáveis nessas condições, devido aos efeitos do volume parcial [2].

O objetivo do presente trabalho consiste em investigar a relação matemática existente entre a distribuição de velocidades dos *spins* localizados em um *voxel* e a velocidade medida pela ressonância magnética por contraste de fase nesse *voxel*.

Materiais e métodos

Modelando o contraste de fase – No contraste de fase, a codificação de velocidade é realizada utilizando-se um gradiente bipolar antes da aquisição dos dados. Tal gradiente é aplicado na direção que se deseja medir a velocidade. Comumente, três aquisições independentes são realizadas, de modo a medir as componentes de velocidade em cada uma das três direções. Contudo, uma vez que essas três componentes de velocidade são ortogonais, é possível tratar cada componente independentemente. Assim, embora os experimentos apresentados neste trabalho tratem somente da componente perpendicular ao corte (velocidade na direção do eixo z) a modelagem apresentada a seguir trata de uma componente de velocidade arbitrária.

De modo geral, as imagens de ressonância magnética consistem em um mapa de densidade de *spins*, $\rho(\vec{r})$, no tecido ou órgão de interesse. No caso, $\vec{r} = (x, y, z)$ denota posição espacial no espaço tridimensional. Por sua vez, o objetivo dos exames de contraste de fase é obter uma estimativa do mapa de velocidades, $v(\vec{r})$, dos *spins* nessa imagem.

É possível modelar os exames de ressonância magnética por contraste de fase com base na distribuição espaço-velocidade de *spins* [3,4], a qual incorpora essas duas informações da seguinte forma:

$$\rho(\vec{r}, v') = \rho(\vec{r})\delta(v' - v(\vec{r})), \quad (1)$$

em que $\delta(v')$ é a função delta de Dirac.

Em aplicações práticas, a resolução espacial é finita, devido à cobertura finita do espaço- k durante a aquisição dos dados associados à imagem. Uma medida da distribuição espaço-velocidade com resolução espacial finita pode ser modelada como:

$$\tilde{\rho}(\vec{r}, v') = \varphi(\vec{r}) * \rho(\vec{r}, v'), \quad (2)$$

em que $\varphi(\vec{r})$ é a função de espalhamento de ponto associada à área do espaço k que foi amostrada.

Em contraste de fase, as velocidades ao longo de cada eixo são medidas a partir de duas imagens com resolução finita, $\tilde{\rho}_1(\vec{r})$ e $\tilde{\rho}_2(\vec{r})$, que são geralmente obtidas independentemente utilizando-se de gradientes magnéticos bipolares, cada um com momento zero nulo, mas com primeiros momentos distintos, $M_{1,1}$ e $M_{1,2}$, respectivamente, em cada aquisição [1]. Assim, cada imagem pode ser modelada por:

$$\tilde{\rho}_i(\vec{r}) = \int \tilde{\rho}(\vec{r}, v') e^{-j2\pi\kappa_i v'} dv', \quad (3)$$

em que $\kappa_i = (\gamma/2\pi)M_{1,i}$ e $(\gamma/2\pi) = 42,57$ MHz/T para núcleos ^1H [5]. De modo geral, os gradientes bipolares são projetados de maneira que $\kappa_1 = (4v_{\text{enc}})^{-1}$ e $\kappa_2 = -\kappa_1$, em que v_{enc} é a máxima velocidade que pode ser medida sem que ocorra dobramento de fase.

A velocidade medida por contraste de fase é então calculada como a diferença entre as fases das duas imagens como:

$$v_{\text{CF}}(\vec{r}) = \frac{v_{\text{enc}}}{\pi} \text{Arg} \left(\frac{\tilde{\rho}_2(\vec{r})}{\tilde{\rho}_1(\vec{r})} \right). \quad (4)$$

Hipótese proposta – A hipótese aqui abordada é de que a velocidade medida por contraste de fase em um *voxel* é igual a média das velocidades individuais dos *spins* contidos nesse *voxel*, ou seja:

$$v_{\text{CF}}(\vec{r}) \approx \bar{v}(\vec{r}), \quad (5)$$

em que

$$\bar{v}(\vec{r}) = \frac{\int v' \rho(\vec{r}, v') dv'}{\int \rho(\vec{r}, v') dv'}. \quad (6)$$

Implementação discreta – Os modelos apresentados acima foram desenvolvidos com base no sinal de RM ainda no “mundo” contínuo, tanto em \vec{r} quanto em v' .

Com relação a \vec{r} , a discretização acontece no momento da aquisição dos dados, uma vez que apenas um conjunto finito de amostras do espaço- k de $\tilde{\rho}_1(\vec{r})$ e $\tilde{\rho}_2(\vec{r})$ é adquirido. Os efeitos dessa amostragem são modelados pela função de espalhamento de ponto $\varphi(\vec{r})$, conforme mostrado na Eq. (2).

Para calcular numericamente $v_{\text{CF}}(\vec{r})$ e $\bar{v}(\vec{r})$, torna-se necessária a discretização também ao longo de v' . Assim, a distribuição de velocidade associada a um *voxel* \vec{r}_o qualquer, $\tilde{\rho}(\vec{r}_o, v')$, é modelada por um vetor com um número finito de amostras. Tal vetor contém amostras de $\tilde{\rho}(\vec{r}_o, v')$, tomadas sobre uma grade com espaçamento finito; ainda, tal grade tem suporte finito, isto é, $\tilde{\rho}(\vec{r}_o, v')$ não é representado para todo o v' , mas somente para um segmento finito deste.

Em nossa implementação, as distribuições $\tilde{\rho}(\vec{r}, v')$ foram modeladas conforme Eq. (2), porém substituindo-se $\delta(v')$ por um *kernel* simétrico $\psi(v')$ com largura

“full width at half maximum” (FWHM) finita. Com base nesse modelo, calcularam-se amostras de $\tilde{\rho}(\vec{r}, v')$ para cada valor de \vec{r} da grade de amostragem espacial. Ademais, os valores de $\tilde{\rho}(\vec{r}, v')$ foram calculados somente para $-v_{\text{enc}} \leq v' < v_{\text{enc}}$, isto é, supôs-se $\tilde{\rho}(\vec{r}, v') = 0$ para $|v'| > v_{\text{enc}}$. Portanto, o limite de integração nas Eqs. (3) e (6) foi de $-v_{\text{enc}}$ a v_{enc} ; ainda, tais integrais foram substituídas por somatórios.

Experimentos realizados – Mapas de velocidade em duas dimensões $v(x, y)$ foram obtidos por meio de uma simulação de dinâmica dos fluidos computacional do fluxo sanguíneo na bifurcação carotídea [4,6]. Um total de 31 mapas foram criados, associados com cortes de 1 mm ao longo do eixo z , cobrindo 3 cm ao longo da bifurcação. Assumiu-se que as intensidades de sinal eram uniformes nas imagens, ou seja, que $\rho(x, y) = 1$.

As distribuições $\tilde{\rho}(x, y, v')$ foram calculados usando $\psi(v')$ com FWHM de 1,5 cm/s. O espaçamento da grade de amostragem foi de 0,16 mm para cada uma das dimensões espaciais, e 1 cm/s ao longo do eixo das velocidades. O borramento espacial devido à resolução finita foi simulado pressupondo aquisições utilizando trajetórias 2DFT no espaço- k , isto é, com cobertura retangular. Logo, a função de espalhamento de ponto associada é $\varphi(x, y) = \text{sinc}(x/\Delta x)\text{sinc}(y/\Delta y)$, com $\Delta x = \Delta y$ (resoluções espaciais ao longo de x e y , respectivamente) variando de 0,25 a 8 mm.

Uma vez obtidas as distribuições $\tilde{\rho}(x, y, v')$, calculou-se as médias de velocidade $\bar{v}(x, y)$ para cada *voxel*, seguindo a Eq. (6), e também $\tilde{\rho}_1(x, y)$ e $\tilde{\rho}_2(x, y)$, seguindo a Eq. (3). A partir destas, foram obtidas as medidas simuladas de contraste de fase $v_{\text{CF}}(x, y)$, seguindo a Eq. (4). Por fim, comparou-se, para cada um dos cortes, os valores de $v_{\text{CF}}(x, y)$ com os valores de $\bar{v}(x, y)$, de modo a avaliar a hipótese proposta.

Perfis de velocidade em uma dimensão $v(x) = v(x, y)|_{y=0}$ também foram obtidos. A partir destes, e fazendo $\rho(x) = 1$ e $\varphi(x) = \text{sinc}(x/\Delta x)$, foram calculadas, por meio da Eq. (2), distribuições $\tilde{\rho}(x, v')$. O espaçamento da grade de amostragem foi de 0,04 mm ao longo do eixo espacial e 0,1 cm/s ao longo do eixo das velocidades. A largura FWHM de $\psi(v')$ foi de 0,15 cm/s e a resolução espacial Δx foi variada de 0,25 a 8 mm. Foram então calculadas as médias de velocidade $\bar{v}(x)$ para cada *voxel*, seguindo a Eq. (6), e também $\tilde{\rho}_1(x)$ e $\tilde{\rho}_2(x)$, seguindo a Eq. (3). A partir destas, foram obtidas as medidas simuladas de contraste de fase $v_{\text{CF}}(x)$, seguindo a Eq. (4), as quais foram comparadas com os valores médios $\bar{v}(x)$.

Resultados

A Figura 1 mostra curvas de razão sinal-erro (SER, do inglês *signal-to-error ratio*) entre $\bar{v}(x)$ e $v_{\text{CF}}(x)$, em função da resolução espacial, para cada um dos 31 cortes. A SER foi maior que 30 dB para todos os valores de resolução espacial, o que sugere que $\bar{v}(x)$ é, de fato, um bom modelo para $v_{\text{CF}}(x)$.

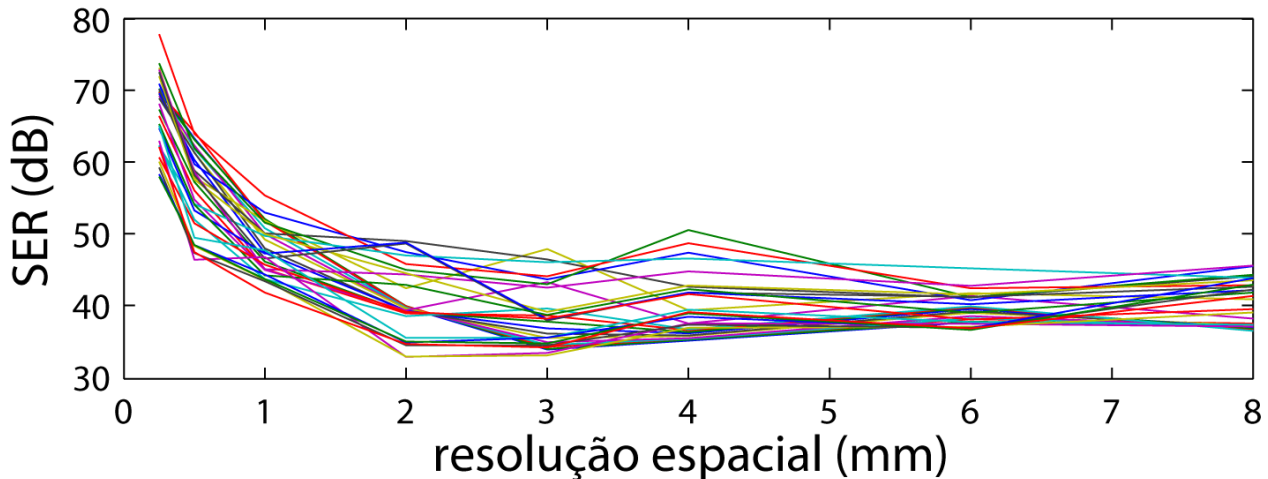


Figura 1: Razão sinal-erro entre a velocidade média e a velocidade obtida por meio do contraste de fase, em função da resolução espacial, para 31 cortes cobrindo 3 cm ao longo da bifurcação carotídea. A SER foi maior que 30 dB para todos os valores de resolução espacial.

A Figura 2, por sua vez, mostra uma comparação qualitativa entre $\bar{v}(x)$ e $v_{CF}(x)$, para três cortes próximos ao centro da bifurcação carotídea. Esses resultados foram obtidos usando resolução espacial de 2 mm. De maneira análoga, a Figura 3 apresenta o resultado do experimento com mapas bidimensionais, comparando $\bar{v}(x, y)$ com $v_{CF}(x, y)$, e um corte 5 mm acima do centro da bifurcação carotídea.

Estes resultados são representativos do que foi observado de modo geral, e mostram que as medidas obtidas por contraste de fase podem ser interpretadas como sendo, de fato, a média das velocidades dos *spins* contidos em cada *voxel*. Isto é verdade mesmo para *voxels* parcialmente ocupados por *spins* estáticos ou na subcamada viscosa. Em trabalhos futuros, investigaremos a relação entre o erro (diferença) observado em cada voxel e as características da distribuição de velocidade nesse voxel (ex: coeficiente de variação, assimetria, etc.).

Discussão

Modelagens semelhantes à proposta neste trabalho foram desenvolvidas anteriormente [7,8]. Contudo, há uma diferença importante entre os modelos desenvolvidos anteriormente e a abordagem proposta aqui. Os autores desses trabalhos desenvolveram seus modelos tratando separadamente a distribuição espacial de densidade de *spins*, $\rho(\vec{r})$, e a distribuição de velocidades em cada *voxel*, $\rho(v')$. Isto é, seus modelos pressupõem que o espaço \vec{r} já está segmentado em *voxels*, e os efeitos de borrimento espacial devido à resolução espacial finita não são tratados nesses modelos. Por meio da Eq. (1), o modelo proposto no presente trabalho trata a distribuição espaço-velocidade $\rho(\vec{r}, v')$ como um todo, antes mesmo de se considerar a existência de *voxels*, isto é, antes mesmo de se considerar a discretização espacial. Além disso, por meio da Eq. (2), o modelo proposto aqui incorpora os efeitos de borrimento, que são modelados através da

convolução de $\rho(\vec{r}, v')$ com a função de espalhamento de ponto, $\varphi(\vec{r})$. Assim, torna-se possível calcular $v_{CF}(\vec{r})$ e $\bar{v}(\vec{r})$ a partir de um mapa de velocidades com alta resolução espacial, $v(\vec{r})$. Nos experimentos apresentados neste trabalho, $v(\vec{r})$ foi obtido por meio de simulações de CFD. Isto não seria possível com os modelos propostos anteriormente.

Finalmente, dois aspectos importantes precisam ser avaliados em estudos futuros.

Neste estudo foi suposto que a intensidade de sinal é uniforme ao longo de toda a imagem. Contudo, diferenças de intensidade devido a efeitos de realce de influxo e contraste T_1 precisam ser consideradas. Tais efeitos podem ser facilmente incorporados à Eq. (2). O resultado será uma ponderação diferente sendo atribuída a *spins* se movendo a diferentes velocidades ou localizados em tecidos diferentes.

Outro fator importante a ser considerado é a perda de sinal devido à dispersão de fase. De modo geral, quanto mais dispersa a distribuição de velocidade dos *spins* em um *voxel*, menores serão os valores de $|\hat{\rho}_1|$ e $|\hat{\beta}_1|$. Assim, em casos práticos, tais *voxels* estarão mais suscetíveis a erros na estimação da velocidade, devido à presença de ruído.

Conclusão

Este trabalho mostrou que as medidas de contraste de fase podem ser interpretadas como sendo a média das velocidades individuais dos *spins* contidos em cada *voxel*. O modelo proposto pode ser usado para melhorar nosso entendimento acerca dos efeitos de volume parcial nos exames de ressonância magnética por contraste de fase.

Agradecimentos

Eduardo G. Gonzalez recebeu bolsa de iniciação científica do CNPq durante a execução deste trabalho.

Referências

- [1] O'Donnell, M. (1985), "NMR blood flow imaging using multiecho, phase contrast sequences", *Medical Physics*, 12(1):59-64.
- [2] 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.
- [3] Nishimura, D. G., Irrazabal, P., Meyer, C. H. (1995). A velocity k-space analysis of flow effects in echo-planar and spiral imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 33(4), 549-556.
- [4] 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.
- [5] Moran, P. R. (1982) "A flow velocity zeugmatographic interlace for NMR imaging in humans", *Magnetic Resonance Imaging*, 1(4): 197-203.
- [6] Ai, L., Rouhanizadeh, M., Wu, J. C., Takabe, W., Yu, H., Alavi, M., Li, R., Chu, Y., Miller, J., Heistad, D.D., Hsiai, T.K. (2008), "Shear stress influences spatial variations in vascular Mn-SOD expression: implication for LDL nitration", *Am J Physiol Cell Physiol*, 294(6):1576-1585.
- [7] Hamilton, C. A., Moran, P. R., Santago II, P., Rajala, S. A. (1994), "Effects of intravoxel velocity distributions on the accuracy of the phase-mapping method in phase-contrast MR angiography", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 4(5):752-755.
- [8] Dyverfeldt, P., Sigfridsson, A., Knutsson, H., Ebbers, T. (2011), "A novel MRI framework for the quantification of any moment of arbitrary velocity distributions", *Magnetic Resonance in Medicine*, 65(3):725-731.

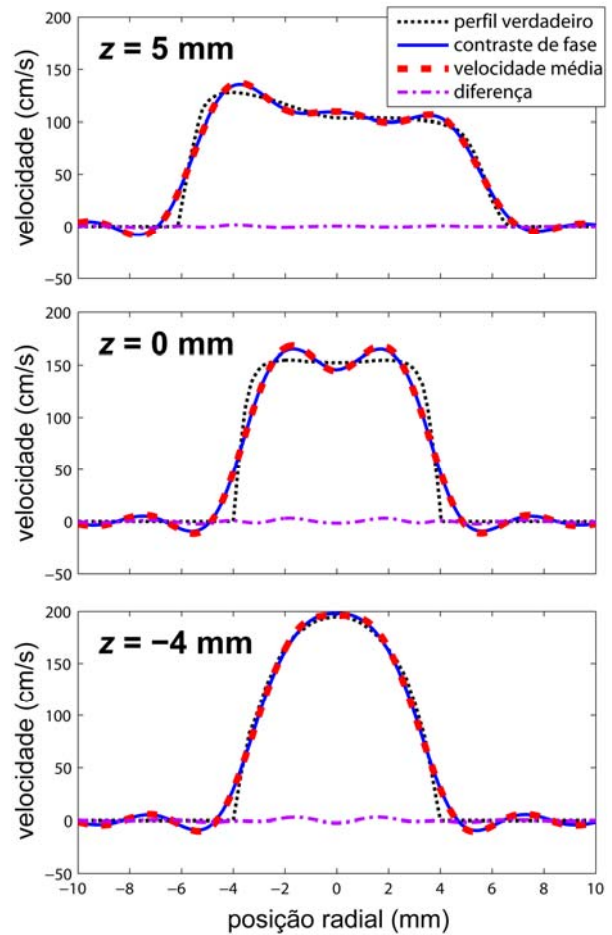


Figura 2: Comparação entre perfis de velocidade associados à média das velocidades e à velocidade obtida por contraste de fase, para três cortes próximos ao centro da bifurcação carotídea. Neste exemplo, a resolução espacial é de 2 mm.

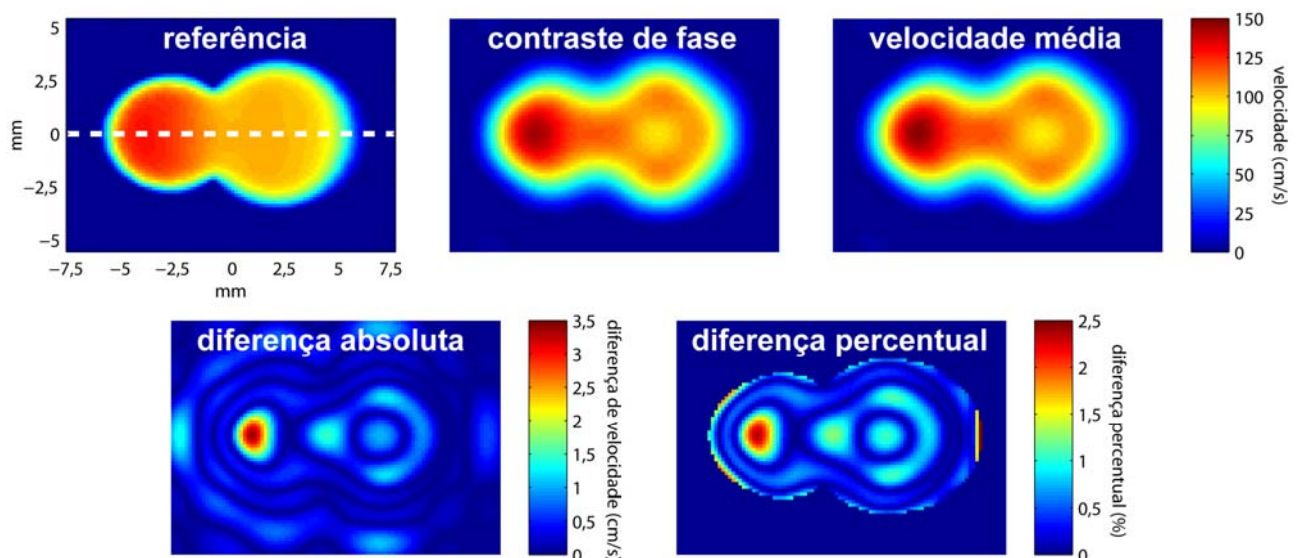


Figura 3: Comparação entre mapas de velocidade associados à média das velocidades e à velocidade obtida por contraste de fase, para três um corte 5 mm acima do centro da bifurcação carotídea. Neste exemplo, a resolução espacial é de 2 mm.