

Simulações Computacionais do Escoamento Sanguíneo Guiadas por Dados de Contraste de Fase

Vinicius C. Rispoli¹ (vrispoli@pgea.unb.br), Jon F. Nielsen² (jfniese@umich.edu)
 Krishna S. Nayak³ (knayak@usc.edu), Joao Luiz A. Carvalho¹ (joaoluiz@pgea.unb.br)

¹Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, Brasil

²Departamento de Engenharia Biomédica, University of Michigan, Ann Arbor, MI, EUA

³Departamento de Engenharia Elétrica, University of Southern California, Los Angeles, CA, EUA

Introdução

- ▶ A ressonância magnética (RM) por Contraste de Fase (CF) [1,2] é o padrão ouro na quantificação do escoamento utilizando a RM.
 - ▶ Efeitos de volume parcial;
 - ▶ Baixa relação sinal-ruído.
- ▶ A dinâmica dos fluidos computacional (DFC) [3] também pode ser usada para prever os padrões de escoamento.
 - ▶ Resolução espacial e temporal arbitrária;
 - ▶ Relação sinal-ruído arbitrária.
- ▶ O CF de forma geral não satisfaz as equações da mecânica dos fluidos: momento e continuidade.
- ▶ Usar medidas de RM para construir um campo de velocidades solenoidal já foi descrito [4,5].
 - ▶ Apenas a componente de velocidade medida por CF na direção do eixo z foi usada para guiar a solução da DFC.
- ▶ **Objetivo:** Investigar o uso do CF 3D para guiar os cálculos da DFC.

Procedimento Numérico

- ▶ A solução numérica da equação de Navier-Stokes,

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} \right) = -\nabla p + \mu \Delta \mathbf{v}, \quad (1)$$

é calculada usando o algoritmo SIMPLER [6].

- ▶ A discretização das equações de Navier-Stokes produzem três sistemas lineares

$$\mathbf{A}_{\nu,i} \mathbf{v}_{i+1} = \mathbf{b}_{\nu,i}, \quad (2)$$

para cada componente de velocidade $\mathbf{v} = u, v$ ou w .

- ▶ Abordagem proposta: adicionar linhas a matriz quadrada $\mathbf{A}_{\nu,i}$ incorporando as medidas da RM u, v or w .
- ▶ Hipótese: A velocidade medida com a RM dentro de um voxel é uma combinação linear das velocidades na malha computacional.
- ▶ Os sistemas são resolvidos, para cada etapa do algoritmo SIMPLER, no sentido dos mínimos quadrados.

Experimentos

- ▶ Dados de CF 3D foram adquiridos para um *phantom* de escoamento carotídeo (Fig.1).
 - ▶ Bobina para cabeça de 32 canais; resolução: $0.5 \times 0.5 \times 1.0 \text{ mm}^3$; FOV: $4.0 \times 3.5 \times 5.0 \text{ cm}^3$; NEX: 10; Venc: 50 cm/s ; tempo de aquisição: 5 horas.
- ▶ Três experimentos foram realizados:
 - ▶ Solução da DFC pura;
 - ▶ Solução combinada com velocidade medida por RM na direção z para guiar os cálculos da DFC;
 - ▶ Solução combinada com velocidade medida por RM nas direções x, y e z para guiar os cálculos da DFC;
- ▶ Hipóteses da DFC:
 - ▶ $\rho = 1100 \text{ kg/m}^3$; $\mu = 0.005 \text{ Pa} \cdot \text{s}$; Tamanho do Voxel $0.5 \times 0.5 \times 1.0 \text{ mm}^3$.

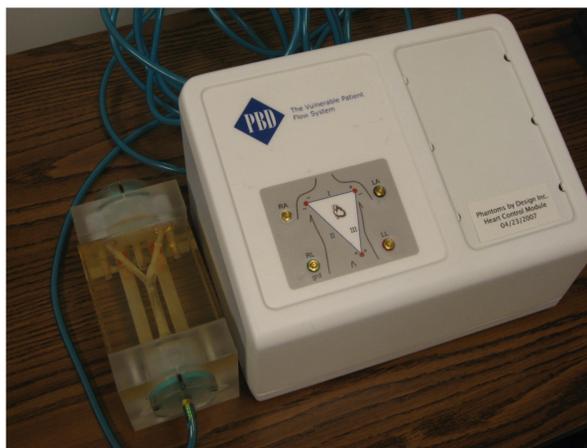


Figura 1: Phantom de escoamento carotídeo pulsátil (Phantoms by Design, Inc., Bothell, WA, EUA).

Resultados e discussão

- ▶ Os campos de velocidade medidos por CF (Fig.2a) não satisfazem a equação da continuidade.
- ▶ A simulações da DFC guiadas pelo CF (Fig.2c-d e Fig.3) levam a soluções que são qualitativamente mais semelhantes ao campo de velocidade medido com a RM e ainda satisfazem ambas as equações da continuidade e momento.
- ▶ Quando todas as três componentes são utilizadas (abordagem proposta), a concordância qualitativa com o CF é aumentada para as três componentes (Fig.2d e Fig.3).
- ▶ A relação sinal-erro (SER) entre as soluções da DFC e o CF foram calculados para u, v, w e \vec{v} (Table 1).
 - ▶ Usando $u_{\text{mri}}, v_{\text{mri}}$ e w_{mri} para guiar as soluções da DFC mostraram resultados melhores do que outras abordagens. Essa abordagem possui 6.56 dB a mais de SER que as soluções da DFC puras e 4.75 dB mais SER que a solução combinada usando apenas w_{mri} .

Conclusão

- ▶ A solução combinada está mais perto do CF do que a solução da DFC pura.
- ▶ Corrige os dados do CF de forma a satisfazer as equações tanto do momento quanto da continuidade.
- ▶ Funciona como uma técnica de redução de ruído (não mostrado nesse trabalho).
- ▶ Fácil implementação em coordenadas cartesianas.
- ▶ A convergência da solução combinada é aproximadamente 60 vezes mais rápida do que da solução da DFC pura.

	CFD	CFD + 1D	CFD + 3D
u	2.97 dB	4.16 dB (↑)	6.74 dB (↑)
v	-0.25 dB	-0.30 dB (↓)	2.03 dB (↑)
w	5.44 dB	16.53 dB (↑↑)	13.46 dB (↑)
$\vec{v} = (u, v, w)$	6.57 dB	8.38 dB (↑)	13.13 dB (↑↑)

Tabela 1: Relação sinal-erro entre os dados de CF do phantom e as abordagens da DFC.

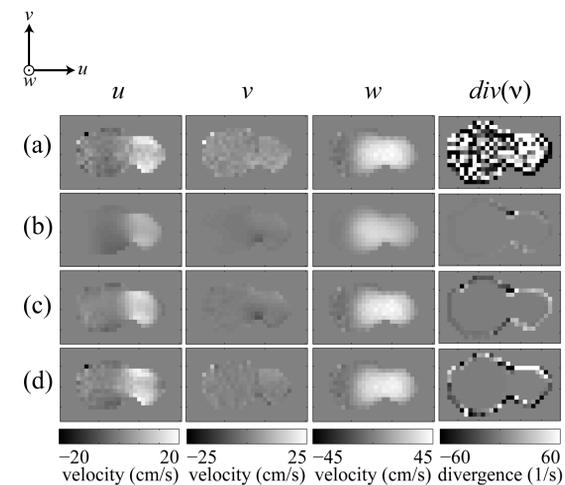


Figura 2: Componentes e o divergente do campo de velocidades $\vec{v} = (u, v, w)$, na bifurcação carotídea do phantom: (a) CF; (b) DFC; (c) DFC guiado por CF ao longo do eixo z; e (d) DFC guiado por CF 3D.

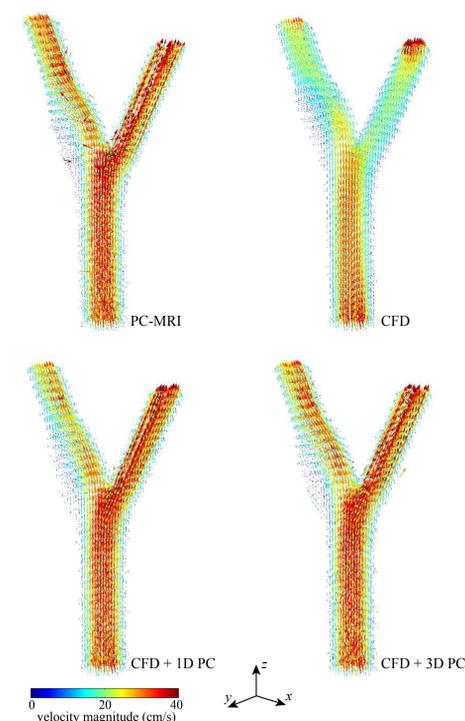


Figura 3: Visualização do campo de velocidades para o escoamento no phantom.

Referências

- [1] O'Donnell M. Med Phys 12:59, 1985.
- [2] Markl M et al. JMRI 25:824, 2007.
- [3] Rayz VL et al. J Biomech Eng 130:051011, 2008.
- [4] Nielsen JF et al. Proc ISMRM 17:3858, 2009.
- [5] Rispoli VC et al. Fluid Dynamics, Computational Modeling and Applications 23:513, 2012.
- [6] Patankar SV. Numerical Fluid Flow and Heat Transfer, 1980.

Apoio Financeiro

- ▶ Fundação de Apoio à Pesquisa do Distrito Federal: Edital FAP-DF 01/2014