

Universidade de Brasília

Reconstrução de Imagens de Ressonância Magnética de Fluxo Utilizando Imageamento Paralelo

Davi Marco Lyra Leite

Departamento de Engenharia Elétrica
Universidade de Brasília

UnB

Sumário

- Introdução
- Ressonância Magnética
 - Medição do Fluxo Sanguíneo
 - Imageamento Paralelo
- Experimentos
- Resultados
- Conclusões

UnB

Introdução

- Motivação
 - Doenças Cardiovasculares
- Medição de Fluxo Sanguíneo
 - Ultrassonografia
 - Ressonância Magnética

UnB

Doenças Cardiovasculares



HCM

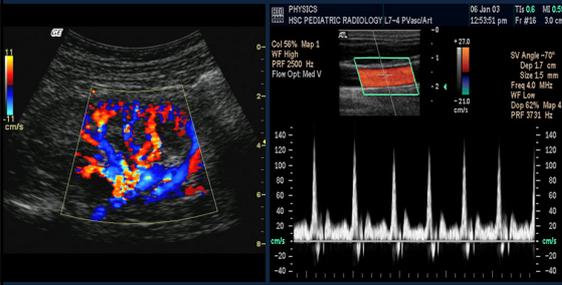
Aneurisma

Aterosclerose

UnB

Medição de Fluxo Sanguíneo

Ultrassonografia Doppler



PHYSICS
ASC PEDIATRIC RADIOLOGY L7-4 P1nasArt
06 Jun 09 11:06 MI 053
12:35:51 pm Fr #16 3.0 cm

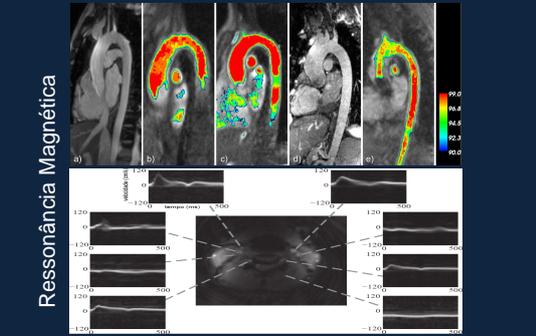
Col 50% Map 1
WF High
PRF 2500 Hz
Flow Opt. Med V

SV Angle 70°
Dep 1.7 cm
Stp 1.5 mm
Frac 0.0 MHz
WF Low
Dep 25% Map 4
PRF 3731 Hz

UnB

Medição de Fluxo Sanguíneo

Ressonância Magnética





Ressonância Magnética

- Uso de radiação não ionizante;
- Campos magnéticos fortes (1,5 – 7 T):
 - Alinhamento dos spins
 - $\omega = \gamma B$
- Usual: medição da distribuição dos núcleos de Hidrogênio

Hardware de RM

- B_0 : campo magnético que alinha os núcleos
- B_1 : sinal de RF que excita os núcleos
 - Bobinas de transmissão e recepção
- G_x, G_y, G_z : gradientes magnéticos

Sinal de RM

Há uma relação de Fourier entre o sinal de RM e o objeto

Sinal de RM

sinal no domínio k_x, k_y (espaço-k)

sinal no domínio x, y (imagem)

RM de Fluxo

- Medição da fase dos spins;
- Vantagens:
 - Menos dependência do operador;
 - Possível em vasos acusticamente obstruídos;
- Técnicas:
 - Contraste de fase;
 - *Fourier velocity encoding (FVE)*;

UnB

Contraste de Fase

- Duas aquisições
 - Diferentes primeiros momentos para os gradientes
- Apenas uma velocidade para cada voxel
- Limitações:
 - Volumes parciais;
 - Múltiplas velocidades.

UnB

Contraste de Fase

- Duas aquisições
 - Diferentes primeiros momentos para os gradientes
- Apenas uma velocidade para cada voxel
- Limitações:
 - Volumes parciais;
 - Múltiplas velocidades.

UnB

Fourier velocity encoding

- Múltiplas aquisições
 - Diferentes primeiros momentos para os gradientes;
 - Codificação em velocidade;
- Histogramas tempo-velocidade para cada voxel
- Limitação:
 - Maior tempo de exame

UnB

Spiral FVE

- FVE com codificação espacial rápida;
- Múltiplas aquisições em k_v
- Leitura em espiral no plano k_x - k_y

Sequência de Pulsos

Trajectoria de Amostragem

UnB

Spiral FVE

- Reconstrução:
 - Transformada inversa não uniforme de Fourier ao longo de k_x - k_y
 - Transformada inversa de Fourier ao longo de k_v
- Função de espaçamento de ponto

UnB

Spiral FVE

UnB

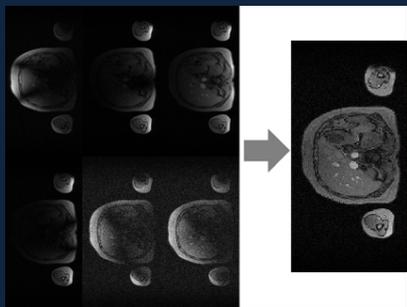
Imageamento Paralelo

- Uso de múltiplos receptores;
- Permite reduzir o tempo de aquisição dos dados;
- Reconstrução da imagem subamostrada necessita de algoritmos diferenciados:
 - SPIRiT, GRAPPA, SENSE, SMASH, PILS;



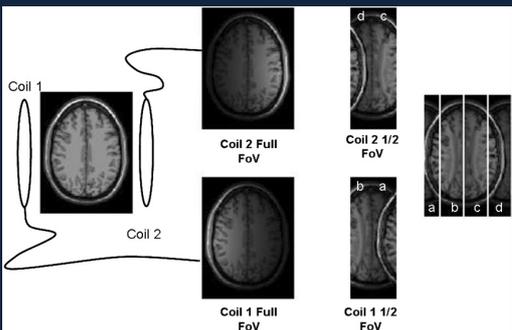
UnB

Imageamento Paralelo



UnB

Imageamento Paralelo



UnB

Imageamento Paralelo

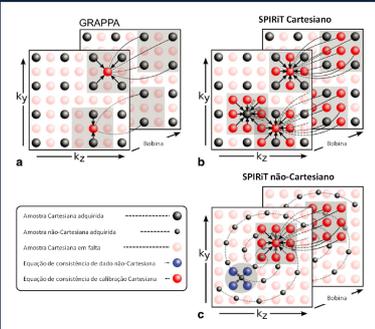
- Técnicas utilizadas:
 - Sum-of-Squares (SoS):

$$S_{recon} = \sqrt{\sum_{j=1}^n |S_j|^2} = \sqrt{\sum_{j=1}^n S_j^* \cdot S_j}$$
 - Iterative self-consistent parallel imaging reconstruction (SPIRiT):

$$\underset{a_i}{\operatorname{argmin}} \{ \|Da - y\|^2 + \lambda(\epsilon) \|G - I\|a\|^2 \}, a_i = \operatorname{IFFT}_N(x_i),$$

UnB

SPIRiT



UnB

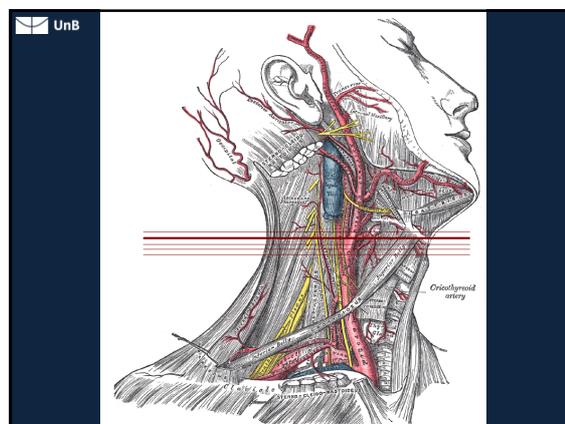
Metodologia

- Foram realizados 4 experimentos de reconstrução de dados subamostrados
- Abordagens de reconstrução com SoS e SPIRiT
 - NUFFT $\{k_x, k_y\}$ (+SPIRiT) + SoS + iFFT $\{k_y\}$
 - iFFT $\{k_y\}$ + NUFFT $\{k_x, k_y\}$ (+SPIRiT) + SoS
 - Seleção de bobinas próximas às carótidas
 - Seleção de bobinas do mesmo lado

UnB

Metodologia

- Reconstrução das imagens espaciais de corte axial do pescoço de um voluntário saudável
- Seleção dos voxels de interesse e análise dos diagramas de fluxo
- Comparações quantitativa (SER) e qualitativa (inspeção visual) das reconstruções



UnB

Experimento 1

- Objetivo: comparação entre a reconstrução SoS e SPIRiT;
- Subamostragem por fatores 2 e 4: descarte de entrelaces de espiral;

UnB

Imagens Espaciais

	referência SoS	2-fold		4-fold	
	SoS	SoS	SPIRiT	SoS	SPIRiT
magnitude					
erro					

UnB

Imagens de Fluxo

	(a)		(b)		(c)	
	magn	erro	magn	erro	magn	erro
referência						
SoS 2x						
SPIRiT 2x						
SoS 4x						
SPIRiT 4x						

UnB

Imagens de Fluxo

	(a)		(b)		(c)		(d)	
	magn	erro	magn	erro	magn	erro	magn	erro
referência								
SoS 2x								
SPIRiT 2x								
SoS 4x								
SPIRiT 4x								

SER

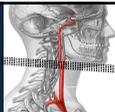
Tabela 5.1: Razão sinal-erro (em dB) para os resultados quando da subamostragem por fator de 2 e de 4, com relação à referência — dados completamente amostrados — para o primeiro experimento de reconstrução realizado.

fator de aceleração	2-fold		4-fold	
	SoS	SPIRiT	SoS	SPIRiT
técnica de reconstrução				
imagens espaciais	5,1	14,4	-1,2	10,1
bifurcação da artéria carótida comum esquerda	10,9	12,5	6,3	7,5
veia jugular esquerda	9,8	13,7	4,7	9,8
artéria carótida externa direita	10,3	10,3	3,2	6,6
artéria carótida interna direita	8,5	13,1	1,2	7,7
veia jugular direita	11,5	11,8	6,9	5,9
artéria vertebral direita	-1,2	9,8	-0,03	8,0
artéria vertebral esquerda	9,7	7,6	-3,8	10,4

Experimento 2

- Inversão na ordem das transformadas de Fourier no algoritmo da spiral FVE:
 - Transformada inversa de Fourier ao longo de k_y
 - Transformada inversa não uniforme de Fourier ao longo de k_x-k_y
- Reconstrução dos dados subamostrados

Imagens Espaciais



	referência	subamostragem fator 2		subamostragem fator 4	
	SoS	SoS	SPIRiT	SoS	SPIRiT
magnitude					
erro					

Imagens de Fluxo

	(a)		(b)		(c)	
	magn	erro	magn	erro	magn	erro
referência						
SoS 2x						
SPIRiT 2x						
SoS 4x						
SPIRiT 4x						

Imagens de Fluxo

	(a)		(b)		(c)		(d)	
	magn	erro	magn	erro	magn	erro	magn	erro
referência								
SoS 2x								
SPIRiT 2x								
SoS 4x								
SPIRiT 4x								

SER

Tabela 5.2: Razão sinal-erro (em dB) para os resultados para subamostragem por fator de 2 e de 4, com relação à referência — dados completamente amostrados — utilizando a inversão no algoritmo *spiral FVE* proposta.

fator de aceleração	2-fold		4-fold	
	SoS	SPIRiT	SoS	SPIRiT
técnica de reconstrução				
imagens espaciais	5,03	16,7	-1,3	9,6
bifurcação da artéria carótida comum esquerda	9,0	11,6	6,1	8,7
veia jugular esquerda	11,3	12,0	4,3	10,0
artéria carótida externa direita	11,2	10,8	5,8	7,7
artéria carótida interna direita	15,1	11,4	3,0	9,3
veia jugular direita	17,5	13,0	7,6	5,8
artéria vertebral direita	8,0	9,9	1,8	10,1
artéria vertebral esquerda	16,5	7,8	-2,0	11,8

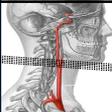
UnB

Experimento 3

- Objetivo: realizar a reconstrução de dados obtidos apenas com as bobinas próximas à carótida (canais 2 e 3);
- Algoritmo trabalhou com a inversão das transformadas de Fourier da *spiral FVE*

UnB

Imagens Espaciais



	referência	Subamostragem por fator 2		Subamostragem por fator 4	
	SoS	SoS	SPIRiT	SoS	SPIRiT
magnitude					
erro					

UnB

Imagens de Fluxo

	(a)		(b)		(c)	
	magn	erro	magn	erro	magn	erro
referência						
SoS 2x						
SPIRiT 2x						
SoS 4x						
SPIRiT 4x						

UnB

Imagens de Fluxo

	(a)		(b)		(c)		(d)	
	magn	erro	magn	erro	magn	erro	magn	erro
referência								
SoS 2x								
SPIRiT 2x								
SoS 4x								
SPIRiT 4x								

UnB

SER

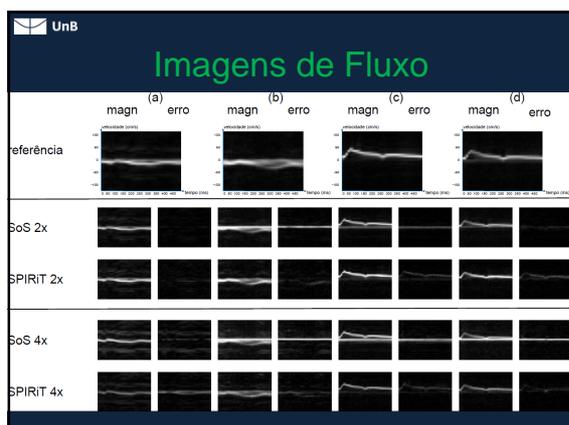
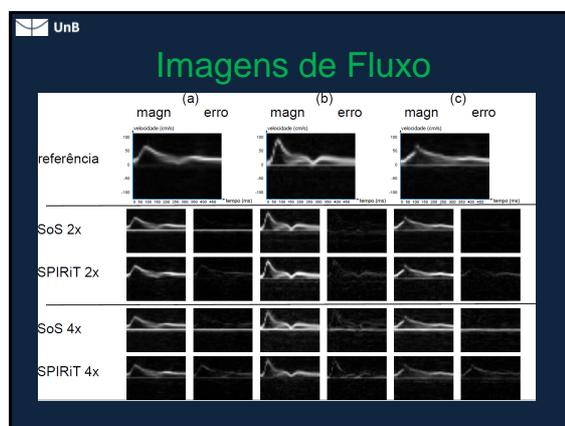
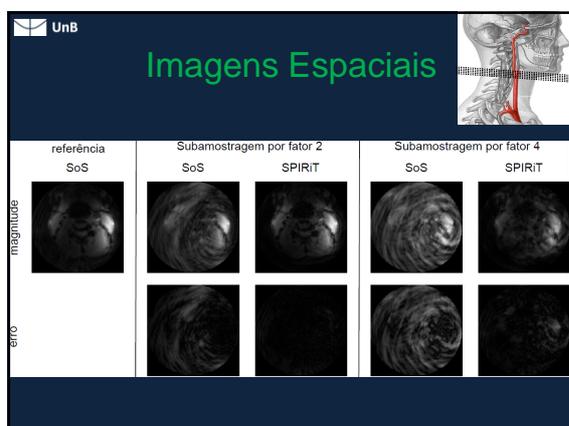
Tabela 5.3: Razão sinal-erro (em dB) para os resultados quando da subamostragem por fator de 2 e de 4, com relação à referência — dados completamente amostrados — fazendo uso da inversão no algoritmo *spiral FVE*, bem como da seleção de canais para a reconstrução.

técnica de reconstrução	2-fold		4-fold	
	SoS	SPIRiT	SoS	SPIRiT
imagens espaciais	4,0	14,1	-2,1	6,6
bifurcação da artéria carótida comum esquerda	13,7	9,8	10,8	9,3
veia jugular esquerda	17,4	10,9	8,5	8,7
artéria carótida externa direita	11,8	9,5	9,0	7,6
artéria carótida interna direita	16,3	8,9	5,8	10,4
veia jugular direita	15,0	10,0	7,5	5,5
artéria vertebral direita	9,4	8,8	6,5	11,3
artéria vertebral esquerda	17,5	10,3	-1,4	7,0

UnB

Experimento 4

- Objetivo: realizar a reconstrução de dados obtidos apenas com as bobinas de um único lado do pescoço;
 - Reconstrução dos dados das bobinas à direita
- Algoritmo trabalhou com a inversão das transformadas de Fourier da *spiral FVE*



UnB SER

Tabela 5.4: Razão sinal-erro (em dB) para os resultados quando da subamostragem por fator de 2 e de 4, com relação à referência — dados completamente amostrados —, fazendo uso da inversão no algoritmo *spiral FVE*, bem como da seleção de canais para a reconstrução usando apenas as bobinas do lado direito.

técnica de reconstrução	fator de aceleração		2-fold		4-fold	
	SoS	SPIRiT	SoS	SPIRiT	SoS	SPIRiT
imagens espaciais	4,7	15,9	-1,2	9,2		
bifurcação da artéria carótida comum esquerda	3,0	11,3	1,1	8,6		
veia jugular esquerda	2,1	12,1	-2,9	10,2		
artéria carótida externa direita	13,8	10,6	5,1	7,9		
artéria carótida interna direita	19,0	11,5	2,5	9,1		
veia jugular direita	17,4	13,2	7,3	5,7		
artéria vertebral direita	8,0	9,7	1,1	10,2		
artéria vertebral esquerda	13,6	7,8	-1,8	11,6		

UnB SER Comparada

Tabela 6.1: Razão sinal-erro (em dB) para os resultados dos quatro experimentos quando da subamostragem por fator de 2, com relação à referência — dados completamente amostrados.

experimento	1		2		3		4	
	SoS	SPIRiT	SoS	SPIRiT	SoS	SPIRiT	SoS	SPIRiT
espacial	5,1	14,4	5,03	16,7	4,0	14,1	4,7	15,9
bace	10,9	12,5	9,0	11,6	13,7	9,8	3,0	11,3
vje	9,8	13,7	11,3	12,0	17,4	10,9	2,1	12,1
aced	10,3	10,3	11,2	10,8	11,8	9,5	13,8	10,6
acid	8,5	13,1	15,1	11,4	16,3	8,9	19,0	11,5
vjd	11,5	11,8	17,5	13,0	15,0	10,0	17,4	13,2
avd	-1,2	9,8	8,0	9,9	9,4	8,8	8,0	9,7
ave	9,7	7,6	16,5	7,8	17,5	10,3	13,6	7,8

UnB SER Comparada

Tabela 6.2: Razão sinal-erro (em dB) para os resultados dos quatro experimentos quando da subamostragem por fator de 4, com relação à referência — dados completamente amostrados.

experimento	1		2		3		4	
	SoS	SPIRiT	SoS	SPIRiT	SoS	SPIRiT	SoS	SPIRiT
espacial	-1,2	10,1	-1,3	9,6	-2,1	6,6	-1,2	9,2
bace	6,3	7,5	6,1	8,7	10,8	9,3	1,1	8,6
vje	4,7	9,8	4,3	10,0	8,5	8,7	-2,9	10,2
aced	3,2	6,6	5,8	7,7	9,0	7,6	5,1	7,9
acid	1,2	7,7	3,0	9,3	5,8	10,4	2,5	9,1
vjd	6,9	5,9	7,6	5,8	7,5	5,5	7,3	5,7
avd	-0,03	8,0	1,8	10,1	6,5	11,3	1,1	10,2
ave	-3,8	10,4	-2,0	11,8	-1,4	7,0	-1,8	11,6

UnB

Conclusões

- SPIRiT é capaz de remover o *aliasing* estático nos exames de fluxo;
- Bons resultados para subamostragem por fator 2 e moderadamente bons para fator 4;
- Inversão: bons resultados qualitativos e quantitativos, superando o método original;

UnB

Conclusões

- Seleção de bobinas próximas à carótida: não funcionou para subamostragem fator 2 (resultados piores que o SoS) e para fator 4 foi pior que as outras abordagens;
- Seleção de canais de um só lado: em fator 2 SPIRiT ganha onde há *aliasing*, para fator 4 SPIRiT apresenta resultados melhores em quase todos os voxels.

UnB

Trabalhos Futuros

- Avaliar diferentes técnicas de combinação de fase;
- Avaliar outras abordagens de *view-ordering*;
- Avaliar outras técnicas de imageamento paralelo;
- Usar implementações rápidas em CUDA;
- Investigar o uso de IP para reduzir o *aliasing* em *spiral FVE* temporalmente acelerada.

UnB

Publicações

1. *Reconstrução de Imagens de Ressonância Magnética de Fluxo com Imageamento Paralelo*, apresentada no 8º Congresso de IC do DF, 2011;
2. *Reconstrução de Imagens de Ressonância Magnética com Imageamento Paralelo*, 2º melhor artigo estudantil na área de Engenharia Elétrica no concurso do IEEE Região 9;
3. *Accelerated spiral Fourier velocity encoded MRI using SPIRiT parallel imaging*, 20th ISMRM Annual Meeting and Exhibition;

UnB

Publicações

4. *Improved MRI reconstruction and denoising using SVD-based low-rank approximation*, 2012 IEEE WEA;
5. *Parallel imaging acceleration of spiral Fourier velocity encoded MRI using SPIRiT*, aceito para IEEE 2012 EMBC;
6. *Aceleração por imageamento paralelo de um exame de ressonância magnética de fluxo cardiovascular*, submetido para 23º CBEB;

UnB

Publicações

7. *Reconstrução melhorada de dados de Ressonância Magnética usando aproximação de baixa ordem baseada em decomposição por valores singulares*, submetido para 23º CBEB;
8. *Improved high-order MRI data reconstruction and denoising using SVD-based low-rank approximation*, Revista Ingenieria, em preparação
9. RBEB e BME On-line