

# Investigação da perfusão sanguínea em pacientes com estenose carotídea a partir de imagem de ressonância magnética utilizando Arterial Spin Labeling.

Palavras-chave: Neurofísica, Ressonância Magnética, CBF, Arterial Spin Labeling.

Autores:

Thamires dos Santos Silva - Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP)

Prof. Dr. André Monteiro Paschoal (orientador) - Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP)

## 1 Introdução

As artérias carótidas, juntamente com as artérias vertebrais e basilares, são as principais responsáveis pelo transporte de sangue oxigenado para o encéfalo. [1] Caso ocorra constrição desses vasos, como na estenose carotídea, haverá hipoperfusão (i.e., a redução do fluxo sanguíneo que chega ao cérebro). Pacientes com estenose carotídea têm um risco elevado de sofrer ataques isquêmicos transitórios, acidentes vasculares cerebrais e outras disfunções neurológicas. No entanto, muitos desses pacientes podem ser assintomáticos até que a condição se agrave, o que torna fundamental a realização de um diagnóstico precoce, a fim de avaliar não só aspectos anatômicos, mas também a perfusão sanguínea cerebral. [2]

A partir das imagens de perfusão, que podem ser adquiridas por diversos métodos, incluindo o método de ressonância magnética *Arterial Spin Labeling* (ASL), é possível obter parâmetros cruciais para quantificar a hemodinâmica cerebral do paciente. Entre esses parâmetros estão: o CBF (do inglês *cerebral blood flow*), medido em unidades de mL/100g/min, que representa a taxa de fornecimento de sangue arterial a cada 100 g de tecido, e o Tempo de Trânsito Arterial (TTA), mensu-

rado na ordem de milissegundos.

entre as vantagens da técnica de ASL (Arterial Spin Labeling) em comparação com outras técnicas de imagem de perfusão, como PET (Tomografia por Emissão de Pósitrons), SPECT (Tomografia por Emissão de Fótons Únicos) e MRI com contraste exógeno, destacam-se o fato de ser completamente não invasiva e utilizar apenas radiação não-ionizante. [3]

Neste trabalho, O objetivo é identificar regiões com hipoperfusão e/ou aumento do Tempo de Trânsito Arterial (TTA) e compará-las, de forma relativa, com os valores obtidos contralateralmente no mesmo paciente e com os de um grupo de indivíduos saudáveis. Além disso, serão comparados os níveis de CBF obtidos usando duas diferentes técnicas de aquisição: o ASL com Multi-PLD e o ASL com Single-PLD.

## 2 Metodologia

A metodologia pode ser separada em duas grandes partes: dados de MRI que pertencem a uma base de dados pessoal do orientador, cuja aquisição foi feita anteriormente em seu projeto de pesquisa de pós-doutorado no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ri-

beirão Preto, vinculado à Universidade de São Paulo, e o processamento e análise desses dados, que estão sendo realizados no presente projeto.

Os dados foram adquiridos em um scanner de 3 Tesla (Achieva, Philips Medical Systems) seguindo as devidas aprovações do comitê Comitê de Ética em Pesquisa da USP e o consentimento de todos os participantes envolvidos. A população de estudo é composta por:

- 14 pacientes com idade de  $72 \pm 7$  anos, sendo 5 mulheres e 8 homens.
- 20 indivíduos saudáveis com idade de  $26 \pm 9$  anos, sendo 8 mulheres e 12 homens.

Em todos os voluntários, foram adquiridas imagens estruturais de alta resolução ponderadas em T1, além de imagens ASL Multi-PLD. Além disso, em alguns voluntários, também foram adquiridas imagens ASL utilizando a técnica Single-PLD, para fins de comparação com a técnica Multi-PLD. [4] Os parâmetros usados na aquisição dos três tipos de imagem estão explicitados na tabela da figura 1.

	TR/TE	FA	Matrix	FOV	Nº slices	Slice thickness	Nº PLDs	PLDs
Structural Images	7/3 ms	8°	240x240	240x240 cm²	160	1 mm	-	-
Multi-PLD	4000/18 ms	-	64x64	240x240 cm²	6	6 mm	8	900 ms to 2000 ms (275ms)
PCASL	4000/14 ms	-	80x80	240x240 cm²	80	5 mm	1	1700 ms

Figura 1: Parâmetros usados na aquisição das imagens estruturais ponderadas em T1, com Multi-PLD e PCASL, respectivamente. *Fontes: Autor*

Para o processamento será utilizado o *FMRIB Software Library* (FSL), desenvolvido no FMRIB da Universidade de Oxford, podendo ser feito por linhas de comando ou pela interface gráfica BASIL () incorporada ao FSL. Dentre as etapas do processamento estão a segmentação de estruturas, correções de artefatos e correção da imagem T1 no espaço de Fourier das imagens ASL. Após o processamento, é obtido mapas de perfusão e de TTA, que posteriormente são usados para quantificar o CBF. Para determinar os valores relativos de CBF é usado ferramentas do FSLeyes e e fslstats. Tanto o processamento quanto análise seguem as recomendações sugeridas pela ISMRM *Open Science Initiative for Perfusion Imaging* (OSIPI) e Alsop et. al. [5] em um artigo sobre consensos de parâmetros de aquisição em ASL.

### 3 Resultados e Discussão

Até o momento foi processado os mapas de perfusão e de tempo de transito arterial de pacientes, onde foi possível perceber regiões do cérebros onde houve um aumento no TTA e com hipoperfusão.

Além disso, pôde-se observar, mesmo que ainda de forma qualitativa, algumas diferenças entre as imagens adquiridas pela técnica Multi-PLD, que utiliza a sequência de pulsos PASL (*pulsed ASL*), e pela técnica de Single-PLD, com a sequência PCASL (*pseudo-continuous ASL*). No exemplo abaixo Figura 2, temos uma comparação entre as imagens PCASL (a) e Multi-PLD (b) de um mesmo paciente cujo laudo médico é de Estenose > 70% na Carótida Interna (IAC) esquerda, considerada grave. Na imagem adquirida por um único PLD (b), a região comprometida fica evidente, sendo uma opção de aquisição mais rápida e satisfatória para diagnosticar a existência de estenose. [6]

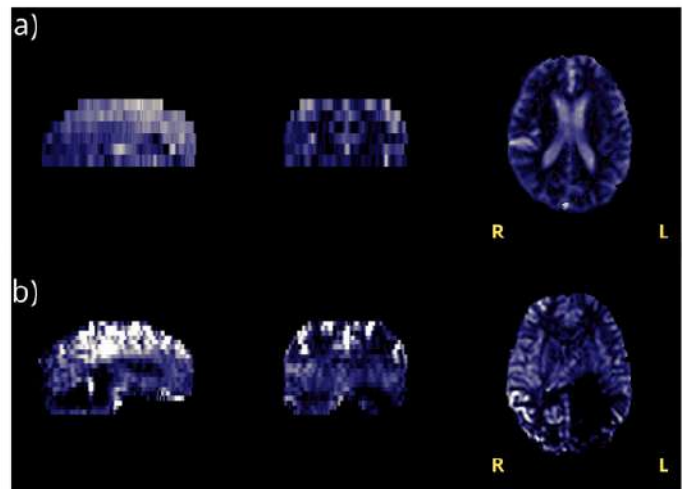


Figura 2: Mapa de CBF de um paciente com estenose carotídea grave na ICA esquerda. Imagens adquiridas pela técnica Multi-PLD (a) e pela técnica usando PCASL (b). Note que a região com hipoperfusão corresponde à parte posterior esquerda do encéfalo. *fontes: Autor.*

Por outro lado, imagens multi-PLD possuem a capacidade de captar a variação temporal do sinal, sendo possível obter mapas do tempo de transito arterial (ATT) mesmo que visualmente a hipoperfusão não seja nítida. Na figura abaixo 3 temos um mapa de ATT obtido para o paciente citado acima, em escala *red-yellow* onde a coloração amarela tende a indicar regiões com um tempo de trânsito arterial mais longo, enquanto a cor preta repre-

senta um ATT típico. Pode-se um atraso na entrega do sangue arterial marcado nas porções anterior esquerda e posterior do cérebro, e medida que o tempo passa, esse há uma predominância desse atraso na região posterior esquerda.

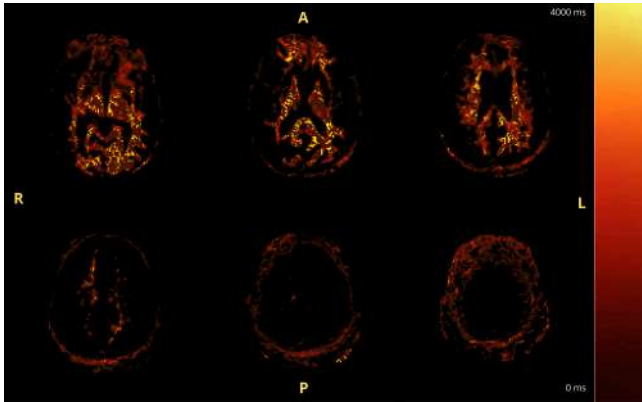


Figura 3: Mapa de ATT para um paciente com estenose carotídea grave na ICA esquerda. A variação temporal ocorre da esquerda para a direita e de cima para baixo. A escala à direita indica o TTA. *Fontes: Autor.*

ismrm perfusion study group and the european consortium for asl in dementia. *Magnetic resonance in medicine*, 73(1):102–116, 2015.

- [6] T. Lindner, B. Cheng, M. Heinze, W. Entelmann, L. Hau, G. Thomalla, and J. Fiehler. A comparative study of multi and single post labeling delay pseudo-continuous arterial spin labeling in patients with carotid artery stenosis. *Magnetic Resonance Imaging*, 106:18–23, 2024.

## Referências

- [1] Angelo Machado and Lucia Machado Haertel. *Neuroanatomia funcional*. Atheneu, 2013.
- [2] Johns Hopkins Hospital. Carotid artery disease.
- [3] André Monteiro Paschoal. Otimização do contraste em arterial spin labeling multifase. Master’s thesis, Universidade de São Paulo, 2015.
- [4] André Monteiro Paschoal, Renata Ferranti Leoni, Bernd Uwe Foerster, Antonio Carlos Dos Santos, Octávio Marques Pontes-Neto, and Fernando Fernandes Paiva. Contrast optimization in arterial spin labeling with multiple post-labeling delays for cerebrovascular assessment. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 34:119–131, 2021.
- [5] David C Alsop, John A Detre, Xavier Golay, Matthias Günther, Jeroen Hendrikse, Luis Hernandez-Garcia, Hanzhang Lu, Bradley J MacIntosh, Laura M Parkes, Marion Smits, et al. Recommended implementation of arterial spin-labeled perfusion mri for clinical applications: a consensus of the