

# Otimização do Contraste em ASL Multi-Fase

## Contrast Optimization in Multiphase Arterial Spin Labeling

Fernando F. Paiva<sup>1</sup>, Bernd U. Foerster<sup>2</sup>, André M. Paschoal<sup>1</sup>, Fernanda Tovar-Moll<sup>3</sup> e Jorge Moll<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo (USP) – São Carlos (SP), Brasil.

<sup>2</sup>Philips Medical Systems LatAm – São Paulo (SP), Brasil.

<sup>3</sup>Instituto D'Or de Pesquisa e Ensino – Rio de Janeiro (RJ), Brasil.

### Resumo

ASL multi-fase é uma maneira eficaz para evitar o problema originado pela variação regional do tempo de trânsito, o que dificulta a estimativa dos valores de perfusão. No entanto, nas implementações convencionais das técnicas multi-fase, o contraste ASL em fases tardias é prejudicado devido à aplicação repetida de pulsos de excitação e da relação longitudinal da magnetização, tornando difícil a avaliação da perfusão tecidual em regiões onde o tempo de trânsito é mais longo. No presente estudo, apresentamos uma melhoria do esquema de aquisição, explorando a modulação do ângulo de *flip* utilizado durante a aquisição das imagens de forma a manter o contraste ASL constante ao longo das várias fases.

**Palavras-chave:** imagem por ressonância magnética, cérebro, imagem de perfusão.

### Abstract

Multiphase ASL is an effective way to overcome the regional variation of the transit time that difficult the estimation of perfusion values. However, with conventional multiple phases ASL techniques, the ASL contrast at later phases is impaired due to repeated application of excitation pulses and longitudinal relaxation making it difficult to evaluate the tissue perfusion in regions where the transit time is longer. In the present study, we show an improvement of the acquisition scheme by exploring a modulation on the *flip* angle of the MR acquisition to keep the ASL contrast constant over multiple phases.

**Keywords:** magnetic resonance imaging, brain, perfusion imaging.

### Introdução

*Arterial spin labeling*<sup>1,2</sup> (ASL) é um método bem estabelecido para obtenção de mapas quantitativos de perfusão sanguínea cerebral de forma não invasiva. Na maioria das implementações de ASL, um único tempo de inversão (TI) é usado para estimar os valores de fluxo sanguíneo cerebral (CBF). Neste caso, os efeitos provocados pelas diferenças regionais no tempo de trânsito arterial são difíceis de estimar e podem potencialmente introduzir erros no cálculo dos valores de perfusão<sup>3</sup>. Isto é particularmente crítico para os pacientes com doenças relacionadas à perfusão sanguínea cerebral, tais como acidente vascular cerebral e estenose de carótida. Uma abordagem possível para superar este problema relacionado ao tempo de trânsito se baseia na utilização de diferentes TIs entre a marcação e a aquisição das imagens<sup>4</sup>. No entanto, com estas técnicas convencionais multi-fases, o contraste ASL em fases tardias é prejudicado devido à aplicação repetida de pulsos de excitação e à relaxação longitudinal, tornando difícil a avaliação da perfusão tecidual em regiões onde o tempo de trânsito é mais longo. No presente estudo,

apresentamos uma otimização do esquema de aquisição, explorando a modulação do ângulo de *flip* utilizado para aquisição das imagens de modo a manter o contraste ASL constante ao longo das múltiplas fases.

### Material e Métodos

Foi realizada uma simulação baseada na magnetização longitudinal e transversal durante uma aquisição ASL para as condições de controle e marcação. Ao aplicar a condição de contorno de que a diferença de sinal entre as imagens de controle e de marcação devem se manter constantes para todas as fases da aquisição ASL, o ângulo de *flip* para a *i*-ésima fase é dado pela equação 1.

$$FA_i = \arctan \left( \frac{\sin (FA_{\max})^* \exp \left( \frac{-(m-i)\tau}{T_1} \right)}{\sqrt{1 + \sum_{k=1}^{m-i-1} \sin^2 (FA_{\max})^* \exp \left( \frac{-2k\tau}{T_1} \right)}} \right) \quad (1)$$

**Autor correspondente:** Fernando Fernandes Paiva – Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo (USP) – Avenida Trabalhador São-Carlense, 400 – Pq. Arnold Schimidt – CEP: 13566-590 – São Carlos (SP), Brasil – E-mail: paiva@ifsc.usp.br

onde:

$F_{max}$  é o ângulo de *flip* máximo a ser utilizado, o que tem que ser especificado com base no tempo de repetição, uma vez que o estado de equilíbrio não foi levado em conta para efeito das simulações;

$m$  é o número total de fases;

$t$  é o intervalo entre as fases e  $T1$  é o tempo de relaxação longitudinal do sangue.

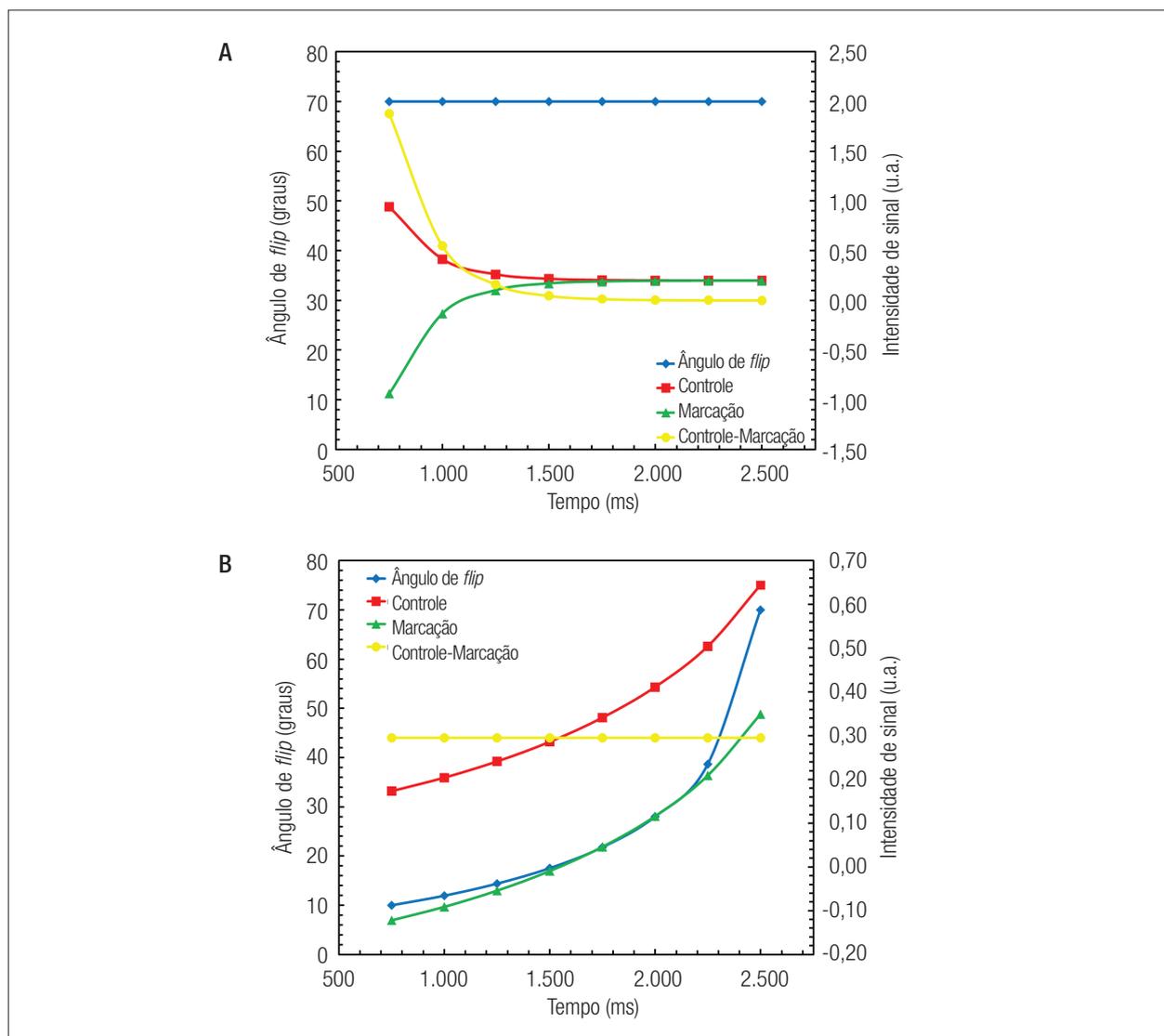
Voluntários adultos saudáveis ( $n=10$ , idade média= $25\pm 5$ ) foram escaneados como parte de um protocolo aprovado pelo Comitê de Ética do Instituto D'Or de Pesquisa e Ensino, em um sistema de Ressonância Magnética Achieva 3T (Philips Medical Systems, Holanda), equipado com gradientes capazes de gerar amplitudes de 80 mT/m e 200 mT/m/ms de tempo de subida. Uma bobina transmissora de corpo foi utilizada em conjunto com uma bobina receptora de cabeça de 8 canais. As imagens foram adquiridas utilizando uma sequência GE-EPI com

os seguintes parâmetros: TR/TE=5000/14 ms, FOV=240 x 240mm<sup>2</sup>, matriz=128x128, espessura de corte=5 mm e 8 fases adquiridas com TIs que variam de 75 0 a 2500 ms ( $t=250$  ms). Um conjunto de 25 aquisições ASL foi feito para cálculo da média do sinal.

## Resultados

A Figura 1A mostra a evolução típica da magnetização transversal durante o controle (linha vermelha) e durante a marcação (linha verde) em um experimento de ASL multifásico. Como o ângulo de *flip* (linha azul) é mantido constante para todas as fases, o sinal da diferença entre ambas as condições evolui para zero, o que torna impossível avaliar com precisão as regiões onde o tempo de trânsito é maior do que 1,3 s, por exemplo.

A Figura 1B revela como a diferença de sinal entre as imagens de marcação e de controle pode ser constante



**Figura 1.** Simulação da intensidade do sinal para um experimento de ASL multi-fase usando um ângulo de *flip* constante (A) e com modulação no ângulo de *flip* (B).

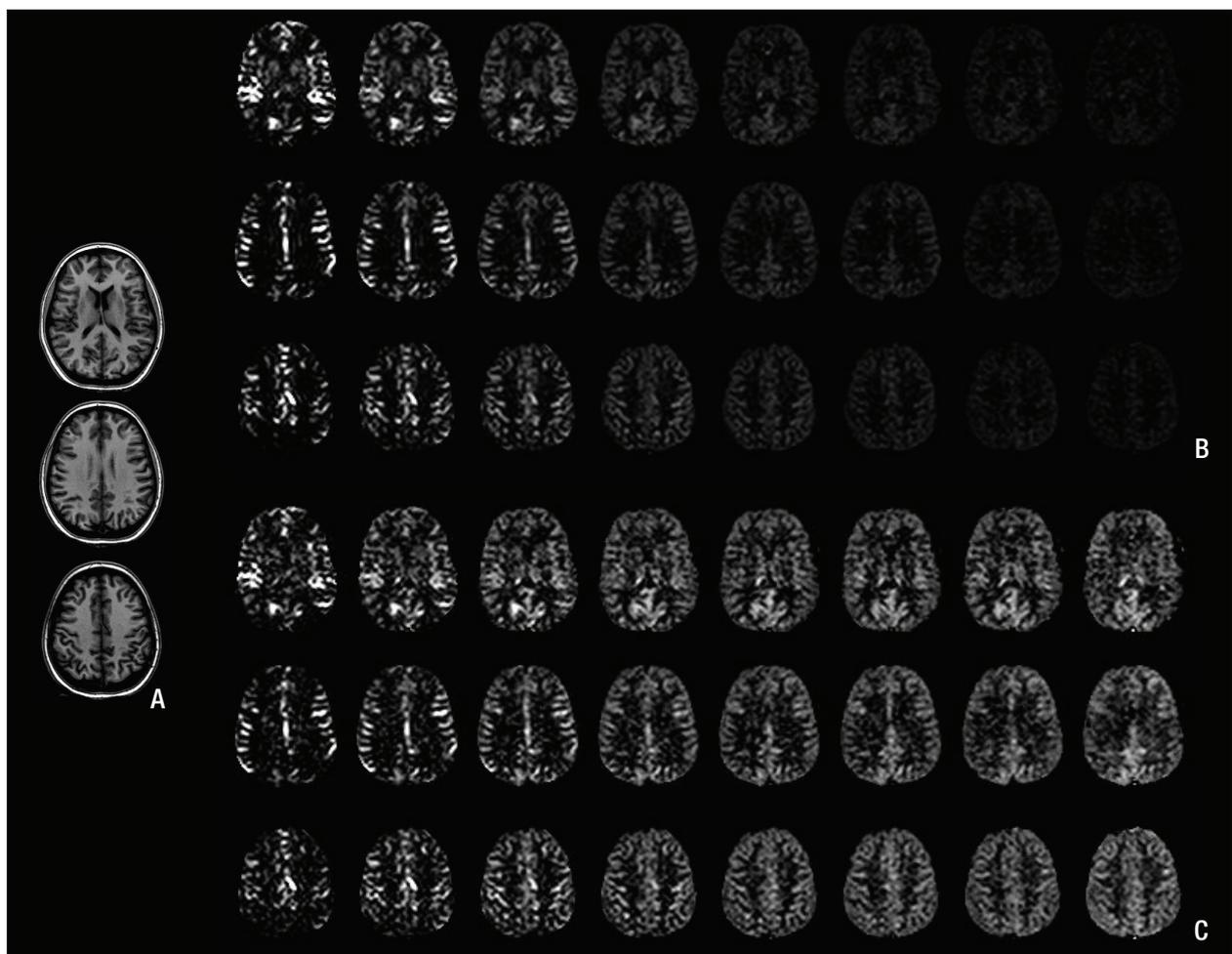
se o ângulo de *flip* utilizado para a aquisição das imagens for modulado.

A Figura 2A mostra imagens anatômicas dos três cortes representativos escolhidos para ilustrar o efeito da modulação do ângulo de *flip* nos mapas de perfusão. A Figura 2B mostra imagens de perfusão representativas obtidas em um voluntário utilizando a metodologia ASL multi-fase convencional com um ângulo de *flip* constante de 30 graus. Pode-se notar claramente o contraste ASL comprometido nas fases posteriores, o que está de acordo com o esperado a partir da simulação. A Figura 2C mostra os dados obtidos a partir do mesmo voluntário utilizando a modulação do ângulo de *flip*. Neste caso, mesmo quando as fases mais tardias são adquiridas, um contraste de perfusão razoável ainda pode ser notado.

## Discussão e Conclusões

No presente estudo, a combinação da modulação do ângulo de *flip* com uma metodologia multi-fase ASL

mostrou suas vantagens para avaliar a perfusão de tecidos, mesmo em regiões onde os tempos de trânsito longos geralmente comprometem a análise. Embora de acordo com as simulações da intensidade do sinal da imagem ponderada por perfusão em aquisição multi-fase possa atingir valores maiores para algumas fases quando se utiliza a abordagem convencional, isso normalmente ocorre para os tempos em que os *spins* do sangue dos vasos maiores ainda têm sinal alto, o que compromete a precisão da estimativa de CBF. Por outro lado, se pode apreciar na Figura 2C a melhora do contraste de perfusão nas fases posteriores, inclusive na matéria branca, por exemplo, onde se sabe que o tempo de trânsito é intrinsecamente mais longo quando comparado com as regiões de matéria cinzenta. Em resumo, a modulação do ângulo de *flip* pode ser uma alternativa promissora para implementações multi-fase da técnica ASL. Além disso, a otimização do modelo provavelmente irá permitir uma análise quantitativa do CBF, bem como possibilitar a quantificação do tempo de trânsito.



**Figura 2.** (A) Imagens anatômicas ponderadas por T1 de um voluntário representativo; (B) Respectivas imagens de perfusão obtidas usando um esquema de aquisição ASL multi-fase convencional (com ângulo de *flip* constante) e (C) usando uma modulação do ângulo de *flip* de acordo com o proposto no presente trabalho.

## Referências

1. Detre JA, Zhang W, Roberts DA, Silva AC, Williams DS, Grandis DJ, et al. Tissue specific perfusion imaging using arterial spin labeling. *NMR Biomed.* 1994;7:75-82.
2. Golay X, Hendrikse J, Lim TC. Perfusion imaging using arterial spin labeling. *Top Magn Reson Imaging.* 2004;15:10-27.
3. Calamante F, Williams SR, van Bruggen N, Kwong KK, Turner R. A model for quantification of perfusion in pulsed labelling techniques. *NMR Biomed.* 1996;9:79-83.
4. Buxton RB, Frank LR, Wong EC, Siewert B, Warach S, Edelman RR. A general kinetic model for quantitative perfusion imaging with arterial spin labeling. *Magn Reson Med.* 1998;40:383-96.