

# Bobinas de RF multicanais receptoras para experimentos de Imagens por Ressonância Magnética funcionais e anatômicos em saguis

D. Papoti\*, A. C. Silva\*\*, C. C-C. Yen\*\*

\*Universidade Federal do ABC, São Bernardo do Campo, Brasil

\*\*National Institutes of Health, Bethesda, EUA

e-mail: daniel.papoti@ufabc.edu.br

**Abstract** – *This work describes the development and comparison of two receive-only RF phased arrays specifically designed for anatomical and functional magnetic resonance imaging of marmoset's brain in high magnetic field. The results have shown that the coil geometry that combines partial overlapping with preamplifier decoupling presents less coupling among channels, increasing signal-to-noise ratio throughout the whole brain.*

**Palavras-chave:** *Bobinas de RF, Bobinas receptoras multicanais, Imagens por ressonância magnética, MRI Phased Arrays*

## Introdução

A utilização de saguis da espécie *Calithrix Jaccus* como modelo animal vem ganhando cada vez mais destaque em pesquisa biomédica, mais particularmente em neurociências e pesquisas translacionais do cérebro, no qual as imagens por ressonância magnética (IRM) têm um papel fundamental em fornecer dados anatômicos e funcionais do cérebro de primatas. Uma importante aplicação é o desenvolvimento de modelos de esclerose múltipla (EM) induzida em saguis [1], particularmente utilizando o modelo de encefalomielite auto-imune experimental (EAE), sendo patologicamente e imunologicamente semelhante à EM em humanos, permitindo aplicações diretas em estudos clínicos. A avaliação do desenvolvimento de lesões na substância branca utilizando IRM de alto campo é essencial para o acompanhamento de diferentes estágios do desenvolvimento da lesão, necessitando bobinas de radiofrequência (RF) receptoras capazes de adquirir imagens de todo o cérebro com alta resolução espacial.

Em neurociências cognitivas, a técnica de imagens funcionais por ressonância magnética (IFRM) se estabeleceu como uma das ferramentas mais utilizadas. Devido a diversas

vantagens práticas em relação aos primatas do velho mundo, os saguis vêm se tornando um modelo cada vez mais interessante para o estudo da visão e organização das funções cerebrais, uma vez que apresentam homologia estreita com macacos e humanos. Sendo assim, torna-se importante o desenvolvimento de técnicas de neuroimagem e dispositivos para o estudo do cérebro destes animais. É importante mencionar que até o presente momento não existem bobinas de RF comerciais disponíveis para IRM em saguis. Por esta razão, este trabalho descreve o desenvolvimento, caracterização e comparação entre 2 geometrias de bobinas de RF com 8 canais para recepção operando em um campo de 7 Teslas. Tais bobinas foram projetadas especificamente para a aquisição de imagens funcionais e anatômicas do cérebro de saguis acordados e anestesiados, respectivamente.

## Materiais e métodos

A geometria de bobina desenvolvida para a aquisição de imagens anatômicas de alta resolução espacial do cérebro de saguis anestesiados é mostrada pela Figura 1-b. Esta geometria consiste de um elemento elíptico central (40mm x 35mm) com 7 elementos circulares com diâmetro interno de 25 mm distribuídos uniformemente ao redor do elemento elíptico. Todos os elementos foram feitos utilizando fio de cobre com diâmetro de 1.8 mm (AWG 13). Para a minimização da interação via indutância mútua entre os elementos ressonantes, todos os loops foram posicionados com sobreposição geométrica parcial entre si, de modo que o fluxo magnético entre duas bobinas vizinhas seja nulo.

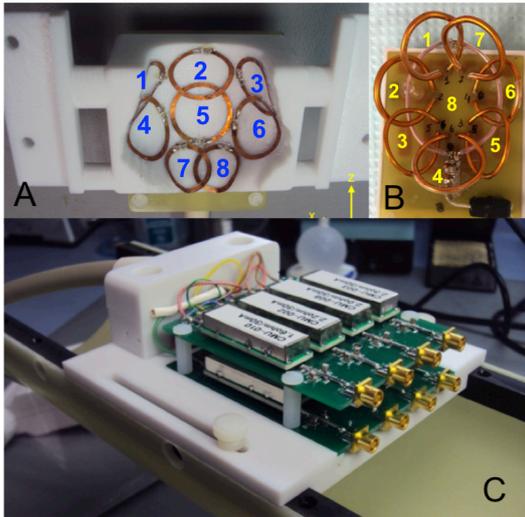


Figura 1: (a) Bobina de RF com 8 canais de recepção para IRM em saguis acordados. Nesta geometria, os elementos ressonantes foram fixados na parte interna de um capacete impresso em policarbonato para restrição dos movimentos durante os experimentos de IFRM. (b) Bobina de RF com 8 canais de recepção para IRM em saguis anestesiados. (c) Montagem contendo 8 pré-amplificadores com baixa impedância de entrada utilizados para auxiliar no desacoplamento entre os diferentes canais em cada geometria.

A geometria desenvolvida para IFRM em saguis acordados é mostrada pela Figura 1-a. Para a restrição dos movimentos durante os experimentos foi desenvolvido um capacete utilizando impressão 3D em policarbonato. O material utilizado para os elementos ressonantes desta bobina foi o CuFlon (Polyflon Inc., Norwalk, CT, USA) com 2 oz/ft<sup>2</sup> de cobre depositado sobre um dielétrico de PTFE de 0.25 mm de espessura. Este material fino e flexível permitiu fixar cada um dos elementos no interior do capacete. Uma espuma de 3 mm de espessura cobriu os elementos ressonantes para fornecer conforto adicional ao sagui. O diâmetro interno de cada elemento foi de 15 mm para os elementos cobrindo a região do córtex frontal e parietal e de 12 mm para os elementos cobrindo o córtex occipital, com espessura da trilha de 1.5 mm. Os elementos foram dispostos com sobreposição geométrica ao longo da direção - z, conforme indicado na Figura 1-a, e um espaçamento de 1 mm na ao longo da direção - x. Ambas geometrias utilizaram o mesmo esquema elétrico para sintonia dos elementos em 300 MHz (frequência de ressonância do hidrogênio em 7 Teslas) e acoplamento da impedância em 50Ω, como mostra a Figura 2.

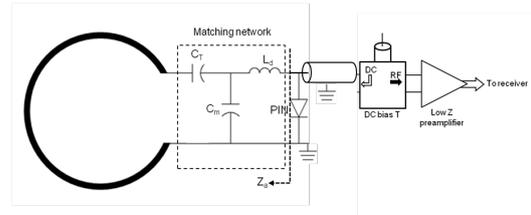


Figura 2: Esquema elétrico utilizado para sintonia em 300 MHz e acoplamento da impedância em 50Ω dos elementos ressonantes. Um circuito ativo utilizando diodo PIN foi incluído para desativar a bobina durante a fase de transmissão do sinal de RF.

Este circuito consiste basicamente de uma rede capacitiva para transformação de impedâncias e um circuito ativo ressonante utilizando diodos PIN para o desacoplamento durante a fase de transmissão de potência de RF. Para a polarização dos diodos, um circuito do tipo *Bias-T* foi inserido logo após o circuito de desacoplamento ativo, combinando correntes DC e RF. Para minimizar os efeitos de correntes de modo comum nas malhas dos cabos coaxiais, circuitos de alta impedância (*cable traps*, [2]) foram inseridos individualmente nos cabos coaxiais. O desacoplamento entre elementos não vizinhos foi realizado conectando-se pré-amplificadores de baixa impedância de entrada (Figura 1-c) por cabos coaxiais formando uma rede de transformação de impedâncias  $\lambda/4$ . Para a comparação do desempenho entre as bobinas multicanais aqui descritas foram adquiridos mapas de relação sinal/ruído (RSR) e matrizes de correlação do ruído utilizando uma amostra preenchida com solução salina de concentração 9g/L. Imagens anatômicas de alta resolução espacial (125μm no plano, 600μm espessura da fatia) foram adquiridas de um sagui anestesiado. Imagens funcionais por ressonância magnética foram adquiridas de um sagui acordado submetido a diferentes estímulos visuais, cujos detalhes dos procedimentos e podem ser encontrados nas duas referências bibliográficas seguintes [3, 4]. Todas imagens foram adquiridas em um scanner pré-clínico de IRM 7T/30cm USR magnet (Bruker-Biospin, Inc, Ettlingen, Germany) conectado a um console AVIII rodando *ParaVision 5.1*. Todos os experimentos foram realizados de acordo com as normas do comitê de proteção aos animais do *National Institute of Neurological Disorders and Stroke*.

## Resultados

Medidas do coeficiente de transmissão ( $S_{21}$ ) realizadas em bancada utilizando um analisador de redes (E5061A, Agilent Technology, Santa

Clara, Califórnia, USA) mostraram que a isolação entre transmissão e recepção de RF fornecida pelo circuito de desacoplamento ativo foi melhor do que 30 dB para todos os canais, estando de acordado com o recomendado pela literatura [5]. Já a isolação medida entre os canais devido ao desacoplamento realizado pelos pré-amplificadores foi verificada ser melhor do que 18 dB, na média. Vale lembrar que todas as bobinas utilizaram a mesma caixa com o mesmo conjunto de 8 pré-amplificadores, conforme mostrado pela Figura 1-c.

A Figura 3 mostra os mapas de RSR nos planos axial, coronal e sagital obtidos do cérebro de saguis utilizando cada uma das geometrias descritas.

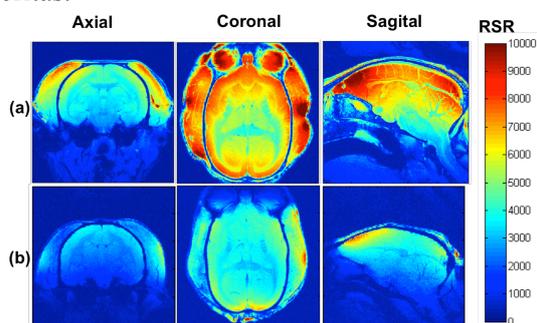


Figura 3: Mapas de RSR obtidos para cada uma das geometrias de bobinas receptoras. (a) Bobina de 8 canais para imagens anatômicas em saguis anestesiados. (b) Bobina de 8 canais para fMRI em saguis acordados.

Os mapas acima mostram o ganho em termos de RSR da geometria utilizada para os saguis anestesiados, com cobertura abrangendo todo o córtex parietal e occipital. Nota-se também uma maior profundidade de penetração em estruturas mais distantes dos condutores, como o cerebelo, quando comparada com a geometria utilizada para saguis acordados. Isso ocorre devido ao maior diâmetro dos elementos circulares na bobina para saguis anestesiados (25 mm), comprovando o fato de que a profundidade sensível da bobina é igual ao diâmetro de seus elementos [6].

O nível de acoplamento do ruído produzido entre os canais em cada geometria foi quantificado através das matrizes de correlação de ruído, mostradas pela Figura 4. O nível de acoplamento entre os canais é proporcional aos elementos não diagonais da matriz, sendo a diagonal principal normalizada para valor unitário.

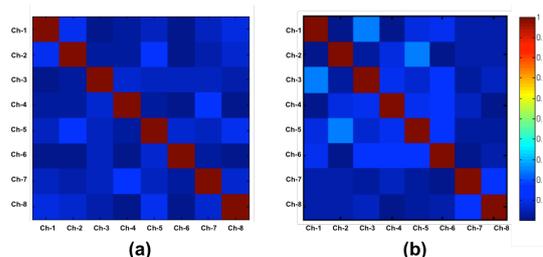


Figura 4: Matrizes de correlação de ruído entre os 8 canais. (a) Bobina de 8 canais para saguis anestesiados. (b) Bobina de 8 canais para saguis acordados.

O maior coeficiente de correlação da Figura 4-a foi de 14%, com valor médio de 5% para os elementos não diagonais. Isso indica que a geometria onde os elementos estão com sobreposição geométrica com todos os vizinhos possui um nível de desacoplamento entre os canais melhor do que onde a sobreposição geométrica ocorre apenas ao longo de uma direção. A Figura 4-b mostra que existe um acoplamento mútuo residual na geometria de bobina para saguis acordados, principalmente entre os canais 1 e 3. Neste caso, o maior coeficiente de correlação foi 29%, com valor médio de 9%. Uma provável explicação para que os coeficientes de correlação nesta geometria estejam mais elevados é o fato de haver sobreposição geométrica para a minimização do acoplamento via indutância mutua somente ao longo da direção-z.

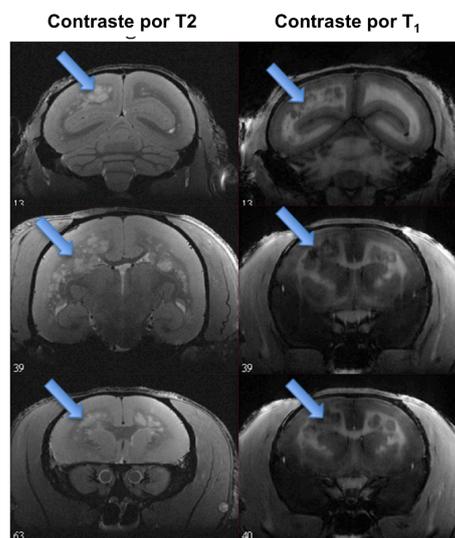


Figura 5: Imagens ponderadas por T2 (coluna da esquerda) e por T1 (coluna da direita) obtidas do cérebro de saguis com EM induzida. Lesões na substância branca são visíveis e indicadas pelas setas azuis.

A Figura 5: mostra as imagens reconstruídas por soma dos quadrados (*Sum-of-Squares*) de alta resolução espacial obtidas do cérebro de um sagui com ME induzida adquiridas utilizando a bobina de 8 canais para saguis anestesiados.

Observam-se lesões na substância branca, sendo indicadas pelas setas azuis e visíveis nas imagens com contraste por T2 e T1.

A Figura 6 apresenta os mapas de ativação BOLD obtidos nos experimentos de IFRM em saguis acordados em resposta aos estímulos visuais. Pode-se notar uma robusta ativação nos córtices V3 e V4, assim como na parte lateral e ventral do lobo occipital e na parte inferior do córtex temporal. A Figura 6 também mostra a variação temporal do sinal BOLD (em % da variação do sinal) em resposta aos diferentes estímulos visuais apresentados, sendo faces (verde); \ partes do corpo de saguis e objetos (vermelho); bege (objetos); marrom (paisagem) e ponto de fixação (verde claro).

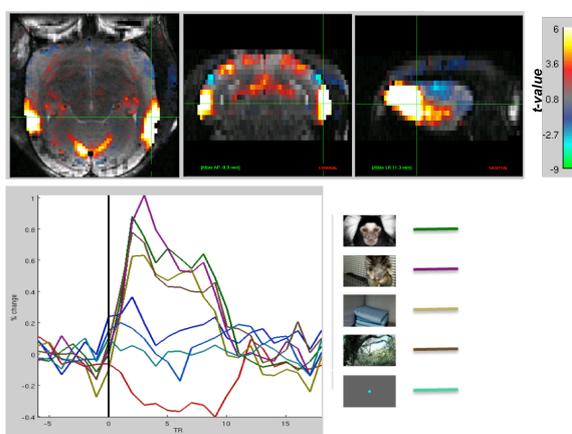


Figura 6: Figura Superior: Mapas de ativação BOLD obtidos durante os experimentos de IFRM em resposta à diferentes estímulos visuais. Figura Inferior: Variação percentual do sinal BOLD ao longo do tempo (*time courses*).

## Conclusões

Este trabalho descreveu a construção e testes de duas geometrias de bobinas de RF com 8 canais de recepção para aquisição de imagens funcionais e anatômicas em saguis em um sistema de imagens pré-clínico de 7 Teslas. Os mapas de RSR indicam que a geometria utilizada para saguis anestesiados possui cobertura e profundidade de penetração em todo o cérebro. A combinação das técnicas de sobreposição geométrica entre os elementos com a utilização dos pré-amplificadores de baixa impedância de entrada minimizam o acoplamento mútuo existente entre os canais das bobinas, conforme mostram as matrizes de correlação de ruído. As imagens com alta resolução espacial permitiram identificar lesões na substância branca no cérebro do sagui com EM induzida. Mesmo sendo menos sensível do que a bobina para saguis

anestesiados, a bobina que foi montada no interior dos capacetes para restrição dos movimentos permitiu a realização de experimentos de fMRI em saguis acordados em resposta a estímulos visuais, como mostram os mapas de ativação BOLD. Pode-se concluir que a geometria da bobina mais adequada para experimentos de IRM e IFRM em saguis, levando-se em conta RSR e cobertura do cérebro, deve conter em seu projeto sobreposição geométrica entre todos os elementos vizinhos e também desacoplamento utilizando pré-amplificadores de baixa impedância de entrada. Entretanto, aspectos práticos impostos pelo tipo de experimento, como presença ou não de mecanismos para restrição de movimentos, devem ser levados em consideração na geometria da bobina. Outra vantagem na utilização de geometrias com sobreposição geométricas entre todos os elementos é a possibilidade de implementação de aquisição paralela (GRAPPA) sem uma direção de aceleração preferencial, como ocorre com a geometria para saguis acordados.

## Agradecimentos

Os autores agradecem a Xianfeng (Lisa) Zhang pela ajuda com a preparação dos animais. Este trabalho foi financiado pelo programa intramural de pesquisa do NIH / NINDS, e parcialmente financiado pelo CNPQ através do programa Ciências sem Fronteiras (processo # 207982/2012-0).

## Referências

1. Gaitan, M.I., et al., *Perivenular brain lesions in a primate multiple sclerosis model at 7-tesla magnetic resonance imaging*. *Mult Scler*, 2014. **20**(1): p. 64-71.
2. Seeber, D.A., I. Jevtic, and A. Menon, *Floating shield current suppression trap*. *Concepts in Magnetic Resonance Part B-Magnetic Resonance Engineering*, 2004. **21b**(1): p. 26-31.
3. Hung, C.C., et al., *Functional MRI of visual responses in the awake, behaving marmoset*. *Neuroimage*, 2015. **120**: p. 1-11.
4. Hung, C.C., et al., *Functional Mapping of Face-Selective Regions in the Extrastriate Visual Cortex of the Marmoset*. *Journal of Neuroscience*, 2015. **35**(3): p. 1160-1172.
5. Griswold, M., *Characterization of multichannel coil arrays on the benchtop*, in *Encyclopedia of Magnetic Resonance*. 2012, Wiley.
6. Mispelter, J., M. Lupu, and A. Briguet, *NMR probeheads for biophysical and biomedical experiments : theoretical principles & practical guidelines*. 2006, London: Imperial College Press. xiv, 596 p.