

Desenvolvimento de uma Bobina de RF Transmissora tipo Gaiola para Aquisição de Imagens por Ressonância Magnética de Joelho em 7 Teslas

Luiz Guilherme de Castro Santos
Centro de Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas
Universidade Federal do ABC
São Bernardo do Campo, Brasil

Khallil Taverna Chaim
Instituto de Radiologia, Faculdade de Medicina da USP
Universidade de São Paulo
São Paulo, Brasil

Daniel Papoti
Centro de Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas
Universidade Federal do ABC
São Bernardo do Campo, Brasil

Resumo — As bobinas de RF são partes fundamentais dos equipamentos de imagens por ressonância magnética (IRM), pois transmitem potência à amostra e/ou recebem o sinal induzido pelos spins nucleares durante os processos de relaxação. A bobina tipo gaiola (*birdcage coil*) é uma das geometrias mais utilizadas nos equipamentos clínicos de IRM disponíveis de até 3 Teslas, sendo também utilizada para imagens de cabeça e pequenas anatomias em equipamentos de campos magnéticos ultra-alto (> 7 Teslas). Este trabalho descreve o projeto elétrico e eletromagnético de uma bobina transmissora de RF tipo gaiola para IRM do joelho em um sistema clínico de 7 teslas. Os resultados demonstram que a alimentação da bobina em quadratura resulta em um melhor eficiência na transmissão de potência de RF, mantendo boa homogeneidade de campo em todo o volume de interesse.

Palavras-chave — Imagens por ressonância magnética, Bobinas de RF, Simulações eletromagnéticas por elementos finitos.

I INTRODUÇÃO

1.A O Hardware da ressonância magnética e as bobinas de RF

O hardware de um equipamento de imagens por ressonância magnética (IRM) é composto, basicamente, por cinco partes principais, sendo elas [1]:

- **Magneto:** Responsável por polarizar os núcleos atômicos e produzir uma magnetização macroscópica na amostra;
- **Bobinas de gradiente:** Induz uma dependência espacial na frequência de precessão dos núcleos atômicos ao longo dos eixos x, y e z;
- **Bobinas de *shimming*:** Usadas para corrigir e aumentar a homogeneidade do campo magnético no interior do magneto;
- **Bobinas de radiofrequência (RF):** Transmitir energia eletromagnética à amostra e detectar o sinal emitido pelos núcleos atômicos durante os processos de relaxação dos spins.
- **Espectrômetro:** Controla todo o hardware durante as aquisições, digitaliza o sinal, reconstrói as imagens e permite o pós-processamento das mesmas.

Este trabalho é parte do desenvolvimento de uma bobina de RF, o transdutor responsável por excitar os spins nucleares da amostra durante a fase de transmissão de potência e detectar o sinal de RF induzido durante a fase de recepção. Esses dispositivos podem ser puramente transmissores (TX), puramente receptores (RX) ou transceptores (TX/RX), mas de maneira geral são classificados como [2]:

- **Bobinas volumétricas:** Abrigam a amostra em seu interior;
- **Bobinas de superfície:** São posicionadas na superfície da região onde se adquirirá as imagens.

Ao projetar uma bobina de RF, deve-se levar em consideração três requisitos básicos:

- 1 Deve incidir o maior campo magnético de transmissão \vec{B}_1 possível sobre a amostra, por unidade de corrente elétrica aplicada na bobina;
- 2 Deve incidir o menor campo elétrico possível sobre a amostra, por unidade de corrente elétrica aplicada na bobina;
- 3 Para bobinas volumétricas, o campo \vec{B}_1 atuante sobre a amostra precisa ser altamente homogêneo e perpendicular à direção do campo magnético estático \vec{B}_0 .

A equação 1 descreve o campo \vec{B}_1 produzido por uma bobina em função da frequência de Larmor ω do elemento de interesse e de uma fase ϕ arbitrária [2].

$$\vec{B}_1 = B_1[\cos(\omega t + \phi)\vec{x} - \sin(\omega t + \phi)\vec{y}] \quad (1)$$

Na equação 1, o termo \vec{B}_1 interage com a rede de magnetização, sendo ele o responsável por interagir com os spins nas fases de transmissão e recepção do sinal da ressonância magnética (RM); O elemento de interesse mais comum utilizado para se obter uma IRM anatômica do corpo humano é o H^1 , cuja constante giromagnética é $\gamma = 42,58$ MHz/T. A frequência de precessão ω do elemento de interesse é escrita, por sua vez em função do campo do magneto, obtida através da equação 2 [1, 2].

$$\omega = \|\vec{B}_0\| \cdot \gamma \quad (2)$$

Sendo assim, podemos descrever a bobina de RF como um circuito ressonante com frequência central ω capaz de produzir um campo magnético \vec{B}_1 que interage com os elementos que desejamos excitar e, posteriormente, captar o sinal induzido pelos spins nucleares durante os processos de relaxação.

1.1.1 A geometria do Birdcage Coil

A bobina de RF tipo *birdcage* é do tipo volumétrica, composta por N condutores conhecidos como *legs* que são posicionados igualmente espaçados sobre a superfície de dois outros condutores circulares conhecidos como *end-rings*. Essa geometria foi proposta inicialmente por Hayes et al (1985) [3, 4] e pode ser observada na figura 1.

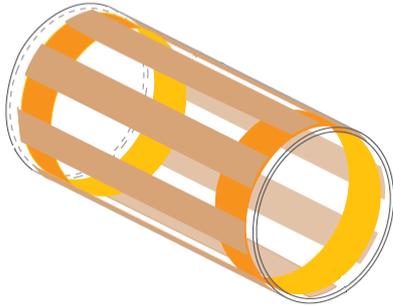


Fig. 1. Bobina de RF tipo *Birdcage* [3]

Dependendo da posição em que seus capacitores estão localizados, o *birdcage* pode ser classificado como tipo passa-altas, passa-baixas ou passa-bandas. Pode ser eletricamente modelado como uma rede de impedâncias interconectadas, formada por um *leg* e um par de segmentos dos *end-rings*. Esse modelo pode ser observado na figura 2 [5].

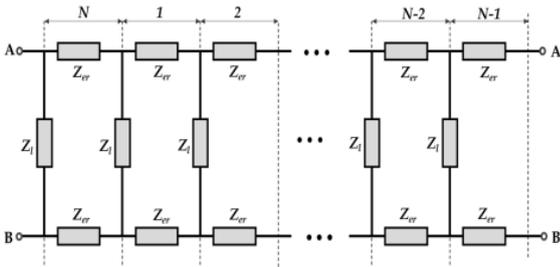


Fig. 2. Rede de impedâncias que modelam o *birdcage coil* [5]

Cada elemento Z_{er} e Z_{leg} da rede de impedâncias varia de acordo com o tipo de *birdcage* escolhido e ambos elementos podem ser formados exclusivamente por indutores, exclusivamente por capacitores ou ambos componentes, conforme pode ser observado na figura 3 [5].

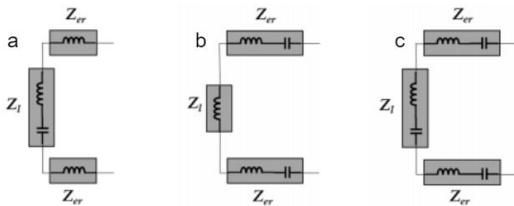


Fig. 3. (a): Modelo elétrico do *birdcage* tipo passa-baixa. (b): modelo elétrico do *birdcage* tipo passa-alta. (c): modelo elétrico do *birdcage* tipo passa-bandas [5]

Devido a geometria circular dos N elementos idênticos possuir uma condição de contorno periódica, o *birdcage* possui múltiplos modos ressonantes que dependem do número de elementos da rede, da autoindutância L_1 dos *legs* e L_2 dos segmentos dos *end-rings*, e dos valores de capacitor C_1 inserido nos *legs* e C_2 inserido entre os segmentos dos *end-rings*. Apesar dos múltiplos modos m , apenas para $m = 1$ essa bobina de RF é capaz de produzir campo magnético homogêneo em seu interior. O fenômeno ressonante pode ser compreendido considerando a propagação da onda na estrutura periódica do circuito fechado da figura 2. Cada um dos N elementos repetidos da linha de transmissão introduz uma mudança de fase de na corrente elétrica que, por sua vez, se alinha com a posição angular dos *legs* do *birdcage*. A condição de ressonância é dada pela relação $N\Delta\phi(2\pi f) = 2\pi m$, ou seja é múltipla inteira de 2π [3 – 5].

A primeira solução geral proposta por Hayes et al determinou as m possíveis frequências de ressonância f_m dessa bobina através da equação 3; A expressão está escrita para uma bobina gaiola tipo passa bandas, todavia ela pode ser usada para determinar a frequência de ressonância no caso de passa baixa ou passa alta removendo os termos contendo C_1 ou C_2 respectivamente.

$$\omega = \sqrt{\frac{\frac{2}{C_1} \text{sen}^2 \frac{2\pi m}{N} + \frac{1}{C_2}}{L_1 \text{sen}^2 \frac{2\pi m}{N} + L_2}} \quad (3)$$

Uma das vantagens do *birdcage* é a possibilidade de polarizá-lo tanto de forma linear quanto de forma circular. A polarização linear acontece quando alimentamos esse transdutor de RF com uma única porta de entrada através de um circuito de transformação de impedâncias que faz a interface da fonte com a bobina. Para garantir a máxima transferência de potência ao *birdcage* é necessário realizar a transformação da impedância da entrada da bobina para 50Ω real. Esse valor garante um bom compromisso entre a mínima perda e uma boa capacidade do manuseio da energia nos sistemas de RF e micro-ondas [6].

O circuito de interface da bobina com a fonte é composto por uma parte que realiza o casamento da impedância (*matching*) e uma parte que realiza a sintonia (*tuning*), sendo o último um ajuste fino na frequência de ressonância da bobina. A figura 4 é um exemplo do circuito de interface [7, 8].

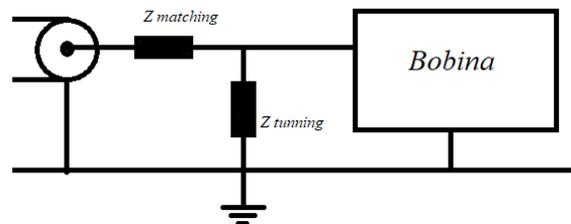


Fig. 4. Circuito de interface, composto por uma impedância Z_{tuning} e uma impedância $Z_{matching}$, conectando a bobina a um cabo coaxial

Quando se deseja polarizar o *birdcage* de forma circular, ou seja, em quadratura, a alimentação é realizada com dois sinais de RF defasados a 90° entre si, e alimentando pontos geometricamente posicionados a 90° um do outro. A figura 5 mostra essa configuração utilizada para polarização em quadratura [7 – 10].

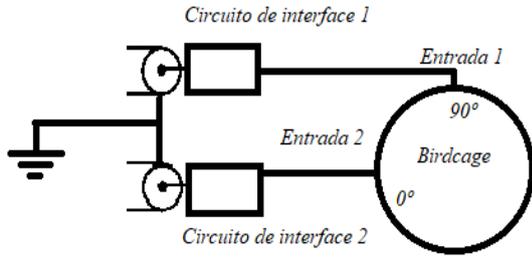


Fig. 5. Esquema simplificado de *birdcage* conectado em quadratura

A polarização do *birdcage* em quadratura apresenta vantagem em relação a polarização linear de que a potência de RF necessária para produzir o mesmo campo \vec{B}_1 no interior da bobina cai por um fator x , onde $0,5 \leq x \leq 0,7$. Além disso, quando a bobina é usada como receptora, há um ganho na relação sinal ruído das imagens por um fator de $\sqrt{2}$ [9].

I.C Circuito divisor híbrido de oitavo de onda

Uma das formas de dividir um pulso de RF em dois sinais de mesma amplitude e defasados 90° graus entre si é através do circuito divisor híbrido de oitavo de onda ($\lambda/8$), sendo este uma das soluções mais utilizadas para alimentar o *birdcage* em quadratura, conforme ilustrado na figura 6 [10].

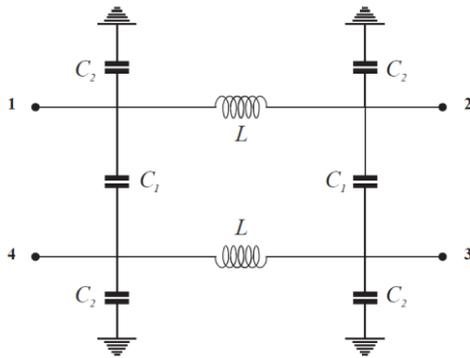


Fig. 6. Esquema elétrico de circuito divisor híbrido $\lambda/8$ [10]

Ao aplicar uma tensão V em relação ao terra na porta 1 do circuito, teremos nas portas 2 e 3 uma tensão $V \frac{\sqrt{2}}{2}$ defasadas a 90° uma da outra. O mesmo acontece ao aplicar a mesma tensão V na porta 4 de modo que, por esse motivo, é necessário selecionar uma das portas para introduzir o sinal que alimentará o *birdcage* enquanto na outra é conectada uma carga resistiva de 50Ω em relação ao terra. Os valores dos componentes do circuito da figura 6 são dados pelas equações 4 à 6, considerando sempre $Z_0 = 50 \Omega$ [10].

$$C_1 = \frac{1}{Z_0 \omega} \quad (4)$$

$$L = \frac{Z_0 \sqrt{2}}{2\omega} \quad (5)$$

$$C_2 = \frac{\sqrt{2}-1}{Z_0 \omega} \quad (6)$$

O objetivo desse trabalho é projetar uma bobina transmissora de RF do tipo *birdcage* e realizar simulações elétricas e eletromagnéticas sob as condições reais de carga elétrica considerando um joelho humano em experimento de IRM em um scanner clínico de 7 Teslas [11]. Para permitir que este *birdcage* opere em quadratura, foi projetado um circuito divisor híbrido $\lambda/8$ e simulado eletricamente, permitindo a definição dos valores dos reais dos capacitores e indutores a serem utilizados protótipo da bobina.

II MATERIAIS E MÉTODOS

Foi utilizado o software *Birdcage Builder* [12] para o cálculo das indutâncias e capacitâncias do *birdcage*, para estimar os valores dos capacitores utilizados nos segmentos dos *end-rings* para uma versão passa-bandas operando em 300 MHz, sendo esta a frequência de ressonância dos spins de hidrogênio para um campo de 7 Teslas. Os parâmetros de entrada no software para o projeto desta bobina foram $N=16$ *legs* condutores com secção transversal retangular, comprimento de 20 cm e largura de 2,5 cm. O diâmetro interno da bobina foi de 25 cm e foi considerada a presença de uma blindagem de RF com 30 cm de diâmetro externo para evitar interferências eletromagnéticas com outras partes do scanner de IRM. A frequência de ressonância adotada no software foi de 300,52 MHz. Os valores dos capacitores utilizados nos *legs* da bobina foram estimados em 47 pF, desejando-se um comportando predominantemente passa-altas da bobina.

Na sequência, um modelo elétrico da bobina foi construído no software *Advanced Design System* (ADS, Keysight Technologies) com a finalidade de verificar se o modo ressonante homogêneo $m=1$ se encontrava na frequência desejada. Nesse modelo, foram consideradas as resistividades dos condutores obtidas através das equações 7 a 9 e as resistências equivalentes em série (*equivalent series resistance*, ESR) dos capacitores ($50m\Omega$ e $58m\Omega$) [13] não magnéticos da série 0505C informada pelo fabricante (*PPI, Passive Plus Instruments*).

Na equação 7, o efeito pelicular (δ) é profundidade da película próxima a superfície do condutor por onde a corrente elétrica flui. Ela é escrita em função da resistividade ρ do material do condutor, da frequência da corrente elétrica f_0 , da permeabilidade magnética do vácuo μ_0 e da permeabilidade relativa μ_r .

Na equação 8, a resistividade R_{leg} dos condutores dos *legs* da bobina é dada em função do comprimento l_{leg} , da largura w , do efeito pelicular δ e da condutividade do intrínseca do material do condutor σ . Na equação 9, o comprimento do segmento de *end-ring* é escrito em função do raio r da bobina e do número de *legs* N .

$$Efeitopelicular(\delta) = \sqrt{\frac{\rho}{\pi f_0 \mu_r \mu_0}} \quad (7)$$

$$R_{leg}(f_0) = \frac{l_{leg}}{2w\delta\sigma} \quad (8)$$

$$R_{er}(f_0) = \frac{2\pi r}{2w\delta\sigma} \quad (9)$$

Na equação 7 foram considerados $f_0 = 300$ MHz, $\mu_0 = 4\pi 10^{-7}$, $\mu_r = 0,99$ e $\rho = 1,678\mu\Omega \cdot \text{cm}$ (cobre); Na equação 8, $l_{leg} = 20$ cm, $w = 2,5$ cm e $\sigma = 0,596 \cdot 10^8 \text{ m}^{-1}\Omega^{-1}$ (cobre); Na equação 9, $N = 16$, $r = 12,5$ cm, w e σ iguais ao da equação anterior [14, 15].

No ambiente de simulações do o ADS também foi projetado o circuito divisor híbrido de oitavo de onda e realizada as medições de diferença de fase entre as portas 2 e 3, a atenuação do sinal transmitido pelos coeficientes de transmissão (S_{21} e S_{31}) e o coeficiente de reflexão da entrada 1 e saídas 2 e 3 (S_{11} , S_{22} , S_{33}).

As simulações eletromagnéticas da bobina foram feitas utilizando o método *Finite-Difference Time-Domain* no software XFDTD REMCOM (State College, EUA), como mostra a figura 7.

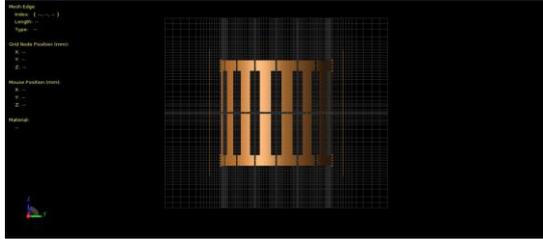


Fig. 7. Geometria do *birdcage* passa-bandas construída no ambiente de simulação eletromagnética do software REMCOM

Durante as simulações eletromagnéticas foram observadas as interações da bobina polarizada de forma linear e de forma circular com um *phantom* cilíndrico contendo óleo mineral ($\epsilon_r = 2,1$ e $\sigma = 175 \cdot 10^{-3}$ S/m) de 20 cm de comprimento e 7,5 cm de raio.

Por fim, utilizando um modelo computacional do joelho humano disponibilizado pelo fabricante do software, foi medido via o comprimento da região útil da bobina onde o campo \vec{B}_1 é homogêneo.

III RESULTADOS

Após de simulação elétrica do *birdcage* passa-bandas no ADS foi possível medir o coeficiente de transmissão S_{21} da bobina e identificar o modo ressonante $m = 1$ na frequência de 300,60 MHz, como mostra a figura 8.

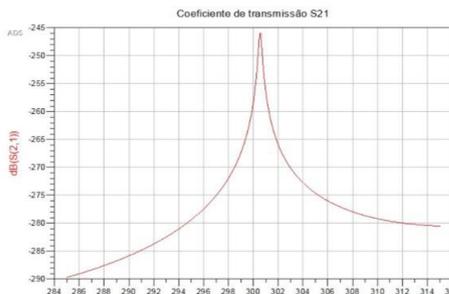


Fig. 8. Coeficiente de transmissão S_{21} do *Birdcage* simulado no ADS mostrando a ressonância do modo $m=1$ na frequência de 300,60 MHz

A figura 9 mostra um dos elementos da rede de impedâncias utilizado para simulação elétrica da bobina no ADS para medir seu coeficiente de transmissão.

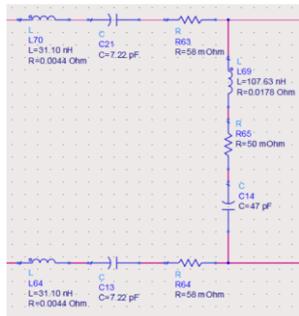


Fig. 9. Elemento da rede de impedâncias que modela o *Birdcage*

A figura 10 mostra o esquema elétrico do circuito divisor híbrido $\lambda/8$ que foi simulado no ADS.

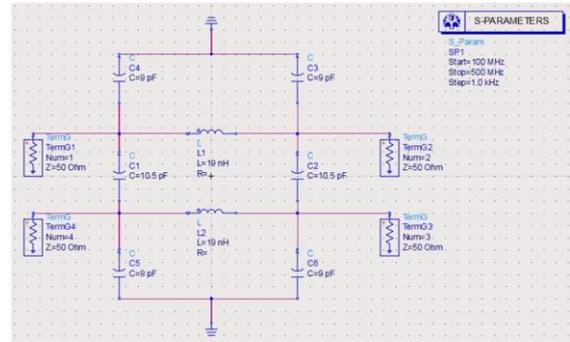


Fig. 10. Circuito divisor híbrido de oitavo de onda

As figuras 11 e 12 apresentam os resultados obtidos para os parâmetros S obtidos da simulação elétrica com o circuito da figura 10.

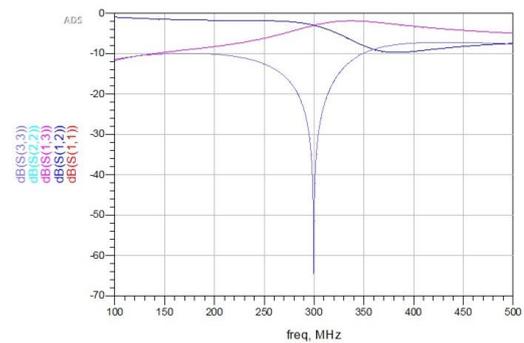


Fig. 11. Medições dos parâmetros S_{21} , S_{31} , S_{11} , S_{22} e S_{33}

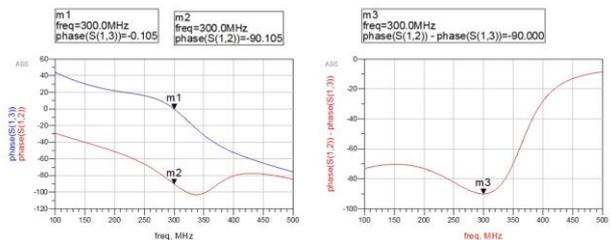


Fig. 12. Diferença de fase entre as saídas 2 e 3 considerando o esquema elétrico apresentado pela figura 10

Os coeficientes de transmissão S_{21} e S_{31} apresentaram uma atenuação de -3dB do sinal, o que está de acordo com o esperado segundo [9]. Os coeficientes de reflexão das portas 1, 2 e 3 ficaram todos em torno de -65dB, indicando que o circuito tem o mínimo da reflexão em cada uma de suas portas, tendo assim uma impedância característica de 50 Ω . Além disso, é possível verificar pelas medidas de S_{13} e S_{12} uma diferença de fase de 90° entre as saídas 2 e 3 do circuito, confirmando novamente o comportamento esperado do circuito de acordo com [10].

De acordo com os resultados obtidos nas simulações eletromagnéticas o valor dos capacitores dos *end-rings* variaram de acordo com o objeto inserido no interior da bobina, como mostra a tabela 1. Este resultado é esperado uma vez que, ao inserir amostras com diferentes condutividades dentro da bobina, surgem capacitâncias parasitas entre amostra e condutores do transdutor que deslocam a frequência de ressonância do modo $m = 1$ para valores mais baixos. Para

corrigir os efeitos destas interações é necessário diminuir os valores dos capacitores.

TABELA I. VALOR DO CAPACITOR DO END-RING PARA CADA SITUAÇÃO SIMULADA

Situação	Valor do capacitor (pF)
Modelo construído no ADS	7,22
Bobina sem amostra	7,20
Bobina com <i>phantom</i> de óleo	7,10
Bobina com modelo de perna humana	4,60

Na etapa de simulação eletromagnética com o *phantom* de óleo mineral foi possível comparar a intensidade o módulo do campo $\|\vec{B}_1\|$ no centro do *phantom* para as duas formas de polarização da bobina: linear e circular. A tabela 2 compila os resultados obtidos para um pulso senoidal de 1 V de amplitude de pico a pico e frequência de 300 MHz.

TABELA II. INTENSIDADE DO CAMPO MAGNÉTICO

Situação	Plano de aquisição	$ B_1 $ (dB), referência: $1,4\mu T$
Polarização linear	XY	-31,18
	XZ	-30,95
	YZ	-30,94
Polarização em circular ou quadratura	XY	-27,98
	XZ	-27,77
	YZ	-27,78

É possível notar que a polarização em quadratura produziu um campo médio no interior da bobina de aproximadamente -27,84 dB de intensidade, já a polarização linear -31,02 dB. A diferença entre as médias foi de -3,18 dB e mostra que a polarização em quadratura produziu um campo cerca de 1,69 vezes mais intenso para as mesmas condições de excitação, corroborando estudos sobre bobinas com polarização circular [9].

A figura 13 mostra os mapas de campo magnético produzidos pela bobina *birdcage*, considerando a presença do *phantom* de óleo em seu interior. Vale ressaltar que apenas o módulo das componentes do campo magnético é representado, onde as cores representam a atenuação em dB com relação ao valor de referência de $1,4\mu T$.

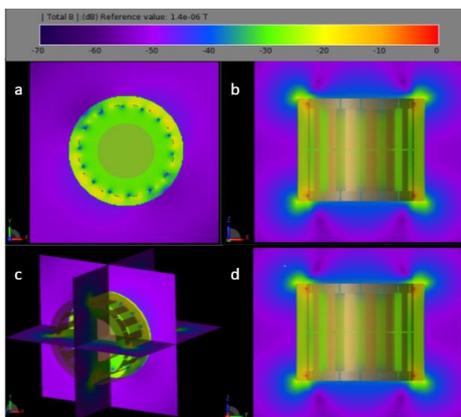


Fig. 13. (a) *Birdcage* com *phantom* no plano XY. (b) *Birdcage* com *phantom* no plano XZ. (c) *Birdcage* com *phantom* no com os 3 planos. (d) *Birdcage* com *phantom* no plano YZ

A figura 14 mostra a interação da bobina quando carregada com um modelo computacional de uma perna humana de um adulto.

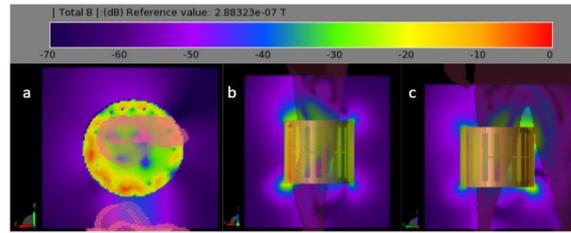


Fig. 14. (a) *Birdcage* com perna no plano axial. (b) *Birdcage* com perna no plano sagital. (c) *Birdcage* com perna no plano coronal.

Observa-se que, mesmo com as fortes interferências dielétricas causadas pela perna do modelo humano computacional, foi possível medir uma região ao longo do comprimento da bobina de cerca de 14,30 cm onde o $\|\vec{B}_1\|$ produzido é homogêneo, o que permitirá uma excitação homogênea do joelho. Já no plano axial da bobina, a região homogênea abrange cerca de 80% do diâmetro interno da bobina.

IV CONCLUSÕES

Este trabalho apresentou o projeto e simulações elétrica e eletromagnéticas de uma bobina de RF transmissora para aquisição de IRM de joelhos em um scanner clínico de 7 Teslas. Os resultados mostraram que a geometria tipo *birdcage* em quadratura apresentam eficiência até 70% maior na produção de campo magnético por unidade de corrente em relação à geometria com polarização linear. Além disso, o campo magnético produzido mostrou-se suficiente para excitar todo o volume abrangendo um joelho humano de forma homogênea. Futuramente, a combinação desta geometria de bobina com bobinas de superfície multicanais exclusivas para recepção permitirão a aquisição de IRM do joelho em 7T com boa homogeneidade e alta relação sinal/ruído. Os próximos passos deste projeto, que ainda se encontra em andamento como tema de mestrado, são a construção do circuito de transformação de impedâncias, finalização do protótipo e aquisição de imagens utilizando um *phantom* para comparação com os dados obtidos através das simulações eletromagnéticas.

REFERÊNCIAS

- JIN, Jianming. Introduction to Magnetic Resonance Imaging. JIN, Jianming. In: JIN, Jianming. Electromagnetic analysis and design in magnetic resonance imaging. CRC press, p.1-36, 1999.
- WEBB, Andrew G. (Ed.). Radiofrequency Coils. In: WEBB, Andrew G. (Ed.). Magnetic resonance technology: hardware and system component design. Royal Society of Chemistry, p. 82-158 2016.
- HAYES, Cecil E. The development of the birdcage resonator: a historical perspective. NMR in Biomedicine: An International Journal Devoted to the Development and Application of Magnetic Resonance In vivo, v. 22, n. 9, p. 908-918, 2009.
- HAYES, Cecil E. et al. An efficient, highly homogeneous radiofrequency coil for whole-body NMR imaging at 1.5 T. Journal of Magnetic Resonance (1969), v. 63, n. 3, p. 622-628, 1985.
- KIM, Young Cheol et al. A simple analytical solution for the designing of the birdcage RF coil used in NMR imaging applications. Applied Sciences, v. 10, n. 7, p. 2242, 2020.
- BREED, Gary. There's nothing magic about 50 ohms. High Frequency Electronics, v. 6, n. 6, p. 6-7, 2007.
- MISPELTER, Joël; LUPU, Mihaela; BRIGUET, André. Interfacing the NMR probehead. In: MISPELTER, Joël; LUPU, Mihaela; BRIGUET, André. NMR probeheads for biophysical and biomedical experiments: theoretical principles and practical guidelines. World Scientific Publishing Company, p.197-294, 2015.

- 8 HOULT, David.I. Receiver Design for MR. In: VAUGHAN, J. Thomas; GRIFFITHS, John R. (Ed.). RF coils for MRI. John Wiley & Sons, p. 271 - 298, 2012.
- 9 GLOVER, G. H. et al. Comparison of linear and circular polarization for magnetic resonance imaging. *Journal of Magnetic Resonance* (1969), v. 64, n. 2, p. 255-270, 1985.
- 10 MISPELTER, Joël; LUPU, Mihaela; BRIGUET, André. Quadrature Driving. In: MISPELTER, Joël; LUPU, Mihaela; BRIGUET, André. NMR probeheads for biophysical and biomedical experiments: theoretical principles and practical guidelines. World Scientific Publishing Company, p.295-344, 2015.
- 11 Marques F. (2015) A morte explica a vida Pesquisa Fapesp 229.
- 12 CHIN, Chih-Liang et al. BirdcageBuilder: design of specified-geometry birdcage coils with desired current pattern and resonant frequency. *Concepts in Magnetic Resonance: An Educational Journal*, v. 15, n. 2, p. 156-163, 2002.
- 13 Passive Plus Inc. Datasheet: 0505C/P Traditional High Q Low ESR Multi-Layer Ceramic Capacitors. Versão digital, 2021
- 14 GIOVANNETTI, Giulio. Birdcage coils: Equivalent capacitance and equivalent inductance. *Concepts in Magnetic Resonance Part B: Magnetic Resonance Engineering*, v. 44, n. 2, p. 32-38, 2014.
- 15 GIOVANNETTI, Giulio et al. Estimation of losses in strip and circular wire conductors of radiofrequency planar surface coil by using the finite element method. *Concepts in Magnetic Resonance Part B: Magnetic Resonance Engineering*, v. 47, n. 3, p. e21358, 2017.