

# **ФОКУСИРОВКА ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ПОЛЯ В МАГНИТНОМ ТОМОГРАФЕ 7 ТЕСЛА**

А.А. Хорхордин, В.В. Паслен

Донецкий национальный технический университет

За последние десятилетия медицинская диагностика в области томографии достигла высокого уровня развития и ставит новые требования к качеству получаемых изображений. Магниторезонансные томографы силой поля 7 Тл и выше характеризуются высокими показателями разрешающей способности и скорости получения изображений при использовании параллельных методов исследования (SENSE, GRAPPA) [1,2].

В рамках проекта «7 Tesla» возникают задачи разработки новых радиочастотных катушек, синтеза многомерных сигналов возбуждения, оптимизацией алгоритмов обработки сигналов отклика и др. [1,3]. В данной работе решаются задачи возбуждения однородного электромагнитного поля с круговой поляризацией в радиочастотной катушке, фокусировки поля в области пространства с помощью специальных типов излучателей, а также разработки алгоритма фокусировки поля с заданными параметрами в области пространства с помощью ЭМ-симуляторов CST Microwave Studio 2006 и XFDTD. Наряду с указанными задачами второстепенное внимание уделяется вопросам увеличения отношения сигнал-шум приемо-передающей катушки, уменьшения удельной мощности поглощения биологическим объектом, электромагнитной совместимости с компонентами системы, а также гибкости, универсальности и надежности системы. Данное

исследование проведено при сотрудничестве со специалистами института нейробиологии Prof. Dr.-Ing. Bernarding и институтом IESK Prof. Dr. – Ing. (г. Магдебург).

Рассматриваемые радиочастотные катушки служат для излучения и приема сигнала возбуждения на частоте Лармора [2], который переводит атомы водорода в более высокое энергетическое состояние, отклоняя вектор магнетизации спинов атомов водорода от направления, совпадающего с вектором магнитного поля постоянного магнита. На данном этапе широкое распространение получила катушка типа «птичья клетка» благодаря гибкости настройки параметров колебательного контура и возможности фазировки сегментов катушки для оптимизации распределения поля внутри катушки [3,4]. Модель радиочастотной катушки представлена на рис. 1.

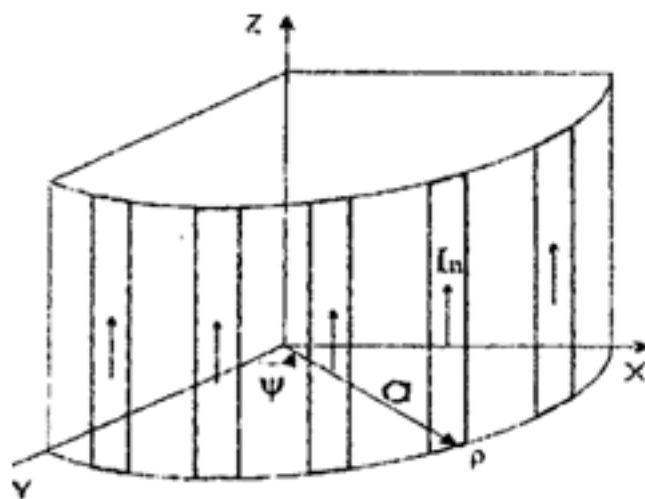


Рис.1. Модель радиочастотной катушки типа «птичья клетка»

На рис.1 представлена модель катушки, которая представляет собой  $n$  дискретных излучателей поверхностного тока  $J_z$ :

$$J_z(\rho, \varphi, z) = I(\varphi)\delta(\rho - a); \quad (1)$$

$$J(\rho, \varphi) = \delta(\rho - a) \sum_{n=-\infty}^{\infty} I_n e^{-jn\varphi}, \quad (2)$$

где  $a$  - радиус цилиндра,  $\rho$  - радиус-вектор,  $\varphi$  - фазовый угол,  $\psi$  - геометрический угол, а ток в  $i$ -м элементе может быть получен после преобразования Фурье как:

$$I_n = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} I(\varphi) e^{+jn\varphi} d\varphi. \quad (3)$$

Комплексный ток в  $i$ -м элементе имеет амплитуду  $I(\varphi)$  и линейно возрастающую фазу  $\psi(\varphi)$ , и выражается как:

$$I(\varphi) = I(\varphi) e^{-j\psi(\varphi)}. \quad (4)$$

Для томографии представляют интерес следующие компоненты поля:  $H_\rho(\rho, \varphi)$ ,  $H_\varphi(\rho, \varphi)$  и  $E_z(\rho, \varphi)$ . Эти три компоненты могут быть также разложены в ряд Фурье:

$$E_z(\rho, \varphi) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} E_n^{(z)}(\rho) e^{-jn\varphi} \quad (5)$$

$$H_\rho(\rho, \varphi) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} H_n^{(\rho)}(\rho) e^{-jn\varphi} \quad (6)$$

$$H_\varphi(\rho, \varphi) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} H_n^{(\varphi)}(\rho) e^{-jn\varphi}. \quad (7)$$

Решение уравнений Максвелла (8), (9) для системы дискретных излучателей приводит к формулам расчета компонент поля в цилиндрических координатах (10), (11), (12):

$$\begin{aligned} \nabla \times \underline{E} = -j\omega\mu_0 \underline{H} &\Rightarrow \frac{1}{\rho} \begin{vmatrix} \frac{\rho}{\partial} & \rho\varphi & k \\ \frac{\partial}{\partial\rho} & -jn & 0 \\ 0 & 0 & E_n^{(z)} \end{vmatrix} = -j\omega\mu_0 [\rho H_n^{(\rho)} + \varphi H_n^{(\varphi)}] \Rightarrow \\ \Rightarrow -j\omega\mu_0 H_n^{(\rho)}(\rho) = \frac{-jn}{\rho} E_n^{(z)} &\Rightarrow -j\omega\mu_0 H_n^{(\varphi)}(\rho) = -\frac{\partial E_n^{(z)}}{\partial\rho}; \end{aligned} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} \nabla \times \underline{H} = -j\omega\epsilon_0 \underline{E} &\Rightarrow \frac{1}{\rho} \begin{vmatrix} \frac{\rho}{\partial} & \rho\varphi & k \\ \frac{\partial}{\partial\rho} & -jn & 0 \\ H_n^{(\rho)} & \rho H_n^{(\varphi)} & 0 \end{vmatrix} = -j\omega\epsilon_0 k E_n^{(z)} \Rightarrow \\ \Rightarrow j\omega\epsilon_0 E_n^{(z)} = \frac{1}{\rho} \left[ \frac{\partial}{\partial\rho} (\rho H_n^{(\varphi)}) + jn H_n^{(\rho)} \right] &= \frac{1}{j\omega\mu_0} \left\{ \frac{\partial}{\partial\rho} \left( \rho \frac{\partial E_n^{(z)}}{\partial\rho} \right) - n^2 \frac{E_n^{(z)}}{\rho} \right\} \frac{1}{\rho}. \end{aligned} \quad (9)$$

$$E_n^{(z)}(k_0\rho) = \frac{jZ_0 I_n H_n^{(z)}(k_0 a)}{[J_n(k_0 a) \cdot H_n^{(z)'}(k_0 a) - J_n'(k_0 a) H_n^{(z)}(k_0 a)]} \cdot J_n(k_0\rho); \quad (10)$$

$$H_n^{(\rho)}(k_0\rho) = nY_0 \frac{E_n^{(z)}(k_0\rho)}{(k_0\rho)}; \quad (11)$$

$$H_n^{(\varphi)}(k_0\rho) = -jY_0 \frac{dE_n^{(z)}}{d(k_0\rho)}. \quad (12)$$

С помощью данной математической модели промоделирован процесс излучения поверхностного тока в электромагнитном симуляторе CST Microwave Studio 2006. В качестве проводников тока выбраны металлические стержни диаметром 0,3 мм и длиной 18 см. На рис. 2 показаны результаты моделирования распределения напряженности поля  $H$  и энергия магнитного поля.

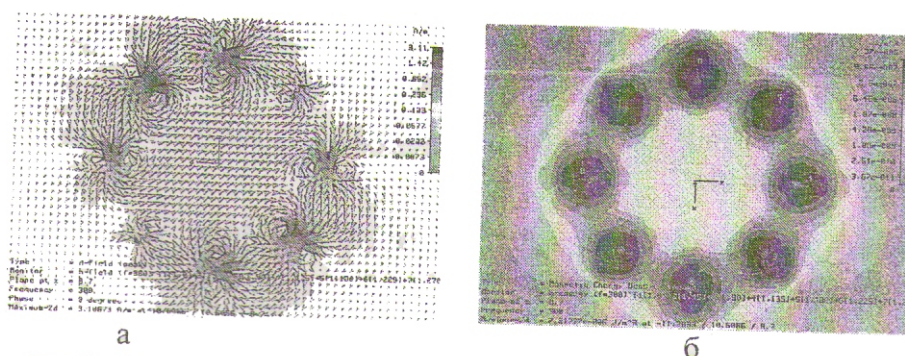


Рис.2. Результаты моделирования пустой катушки: а) напряженность поля  $H$  в плоскости  $XY$ ; б) энергия поля  $H$  в плоскости  $XY$

Преимуществом высоких магнитных полей является увеличение отношения сигнал-шум приемной катушки, повышение разрешения и контрастности изображений, уменьшение времени получения изображения. Основным недостатком высоких полей является существенное их искажение в исследуемой области из-за высокой диэлектрической проницаемости биологического объекта, ( $\epsilon=51$  при  $f_0=300$  МГц). Неоднородность поля в радиочастотной катушке связана со спаданием напряженности поля к краям катушки, возникновением стоячих волн в диэлектрике, играющем роль полого резонатора, а также деструктивной интерференцией в результате сложения полей от отдельных излучателей [1,2,4] рис. 3.

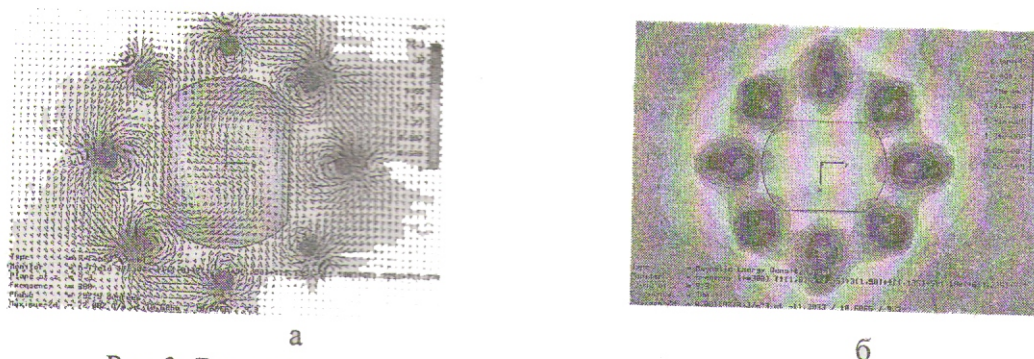


Рис.3. Результаты моделирования катушки с нагрузкой: а) напряженность поля  $H$  в плоскости  $XY$ ; б) энергия поля  $H$  в плоскости  $XY$

К наиболее известным методам повышения однородности поля относятся:

- 1) обработка полученных данных с учетом информации о характере распределения поля;
- 2) использование импульсов сложной формы;
- 3) изменение геометрии катушки, заполнение пустот диэлектриком;
- 4) настройка амплитуды и фазы питающих сигналов.

Для оптимизации распределения поля в области пространства выбрана мера оценки однородности - относительное стандартное отклонение (RSD) компоненты магнитного потока  $B_1^+$  и выполнение условия круговой поляризации электромагнитной волны:

$$B_1^+ = |(B_x + iB_y)/2|; \quad (13)$$

$$|H_x| = |H_y|; \quad (14)$$



$$\arctan \frac{\text{Im}(H_x)}{\text{Re}(H_x)} - \arctan \frac{\text{Im}(H_y)}{\text{Re}(H_y)} = \pm \pi / 2. \quad (15)$$

Подбор амплитуд и фаз для каждого элемента осуществлялся с помощью пакета оптимизации Matlab – генетических алгоритмов.

Данные для оптимизации [5]:

$$1) \text{ угол между вектором магнетизации и осью } z: \alpha = \gamma \tau \left| \sum_{n=1}^N B_{in}^+ \right|, \quad (16)$$

где  $\gamma$  - гиромагнитное отношение,  $\tau$  - длительность импульса (3 мс),  $N$  - число излучающих элементов (8).

$$2) \text{ интенсивность отклика сигнала градиента } SI_{ge}: SI_{GE} = \left| \sin(\gamma \tau \sum_{n=1}^N B_{in}^+) \right|; \quad (17)$$

$$3) \text{ интенсивность отклика спинов, } SI_{se}: SI_{SE} = \left| \sin^3(\gamma \tau \sum_{n=1}^N B_{in}^+) \right|. \quad (18)$$

После оптимизации однородность поля увеличивается на 51%, 42%, 55% в каждой из трех плоскостей, табл. 1. При повторной оптимизации малого объема пространства ( $r=3$  см) и настройке параметров питания однородность поля возрастает на 92%.

Таблица 1 - Результаты оптимизации распределения поля в области пространства

Среда	Регион	Оптимизация $\alpha$		Оптимизация $SI_{ge}$		Оптимизация $SI_{se}$	
		RSD «до»	RSD «после»	RSD «до»	RSD «после»	RSD «до»	RSD «после»
$\varepsilon=51$	R=11 см	0,39	0,19	0,48	0,19	0,86	0,54
	R=8 см	0,36	0,18	0,47	0,07	0,84	0,11
	R=4 см	0,22	0,06	0,48	0,27	0,84	0,4

В результате работы создана математическая модель катушки в цилиндрических координатах, состоящая из дискретных проводников тока, прототип катушки в симуляторе и алгоритм фокусировки поля в заданной области пространства. Выявлены причины неоднородности поля: деструктивная интерференция и стоячие волны в диэлектрике, приводящие к ослаблению и искажению поля  $B_1$ , что ухудшает качество сигналов отклика спинов атомов водорода, особенно в периферийных областях катушки. Представленный метод фазировки сигналов питания элементов, подстройки амплитуды и фазы сигналов на частоте 300 МГц в 8-элементной катушке для трех взаимно перпендикулярных плоскостей дает увеличение однородности поля соответственно на 51%, 42%, 55% в трех плоскостях и на 68% во всем объеме исследования.

#### БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Grimm J., Schmitt F. MR-Tomographie (MRT) bei 7 Tesla. *MEDICAL SOLUTIONS MARZ* 2006. p.94-100
2. Vlaardingerbroek M.T., J.A. den Boer. Magnetic resonance smaging: theory and practice. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1999. p.9-53.
3. Wanzhan Liu, Christopher M. Collins, Pamela J.Delp, and Michael B.Smith. Effects of End-Ring/Shield configuration on homogeneity and Signal-to-Noise Ration in a Birdcage-type Coil Loaded with a human head. *Magnetic Resonance in Medicine* 51:217-221, 2004.
4. Adriany G., Van de Moortele P.F., Wiesinger F., Moeller S., Strupp J.P., Andersen P. Snyder C., Zhang X., Chen W., Pruessmann K.P., Boesiger P., Vaughan T., Ugurbil K. Transmit and receive transmission line arrays for 7 Tesla parallel imaging. *Magn Reson Med* 2005 Feb;53(2):434-450.

5. Weihua Mao, Micahel B.Smith, and Christopher M.Collins. Exploring the limits of RF Shimming for High-Field MRI of the human head. *Magnetic resonance in medicine* 56:918-922, pp.918-922, 2006.