

УДК 615.847.8

ВЛИЯНИЕ ЭКРАНОВ НА РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ИМПУЛЬСНЫХ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ ПРИ ТРАНСКРАНИАЛЬНОЙ МАГНИТНОЙ СТИМУЛЯЦИИ

И.В. САМУЙЛОВ, М.Н. КАЙДАК, САГАЙ МАРУФ ГАЗАЛЬ ГОБАД, В.А. БЕЛАН

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
П. Бровка 6, 220013, Минск, Беларусь**Поступила в редакцию 22 ноября 2016*

Проведено экспериментальное исследование распределения амплитуды импульсного магнитного поля и влияние на него различных экранов.

Ключевые слова: транскраниальная магнитная стимуляция, магнитное поле, экраны, индуктор.

В настоящее время активно развиваются методы транскраниальной магнитной стимуляции (ТМС) [1]. Более века назад было установлено, что электричество и магнетизм взаимосвязаны. Если проводящая среда, какой является мозг, попадает в магнитное поле, то в этой среде индуцируется электрический ток. Таким образом, применение ТМС позволяет произвести «без электродную» электрическую стимуляцию. В отличие от транскраниальной электрической стимуляции (ТЭС), ТМС не сопряжена с болевыми ощущениями и поэтому она более перспективна в качестве диагностических и терапевтических процедур. Однако излучение индукторов относительно равномерно на значительной площади. Поэтому создание более локализованного поля достаточно актуальная задача. ТМС относительно новое направление в науке [2]. В настоящее время представляет интерес исследование распределения электрической энергии, при магнитной стимуляции, в тканях человека. Данной тематике посвящается ряд работ; существует два основных подхода: исследование на физических моделях [3] и моделирование [4]. Ряд работ посвящено проблеме локализации электрической энергии в небольшом объеме биологической ткани. В многие работы введутся в направлении создания сложной формы индуктора [5].

Целью данной работы является исследование распределения энергии импульсного магнитного поля в имитаторах биологических тканей и поиск способов локализации стимулирующего воздействия в заданной области имитатора.

Обобщенный алгоритм проведения изменений состоит из следующих этапов.

1. Измеряется сопротивление образца. Рассчитывается удельное сопротивление образца и сверяется с заданной биологической тканью.

2. Устанавливаются электроды на образец, расстояние между электродами фиксируется равным 7 см. Для лучшего контакта с образцом, электроды фиксируются прессом, заданной массы (0,5 кг), из немагнитного материала (рис. 1).

3. Фиксируется магнитный индуктор (коил) на заданном расстоянии от образца (расстояние в ходе исследований меняется от 0,5–10 см). Проекция центра индуктора на образец была принята за начало координат (рис. 1).

4. Формируется импульсное магнитное поле (один импульс). На осциллографе фиксируется форма и амплитуда наведенного сигнала (структурная схема установки приведена на рис. 1).

5. Электроды перемещаются на заданное расстояние, далее алгоритм повторяется со второго пункта.

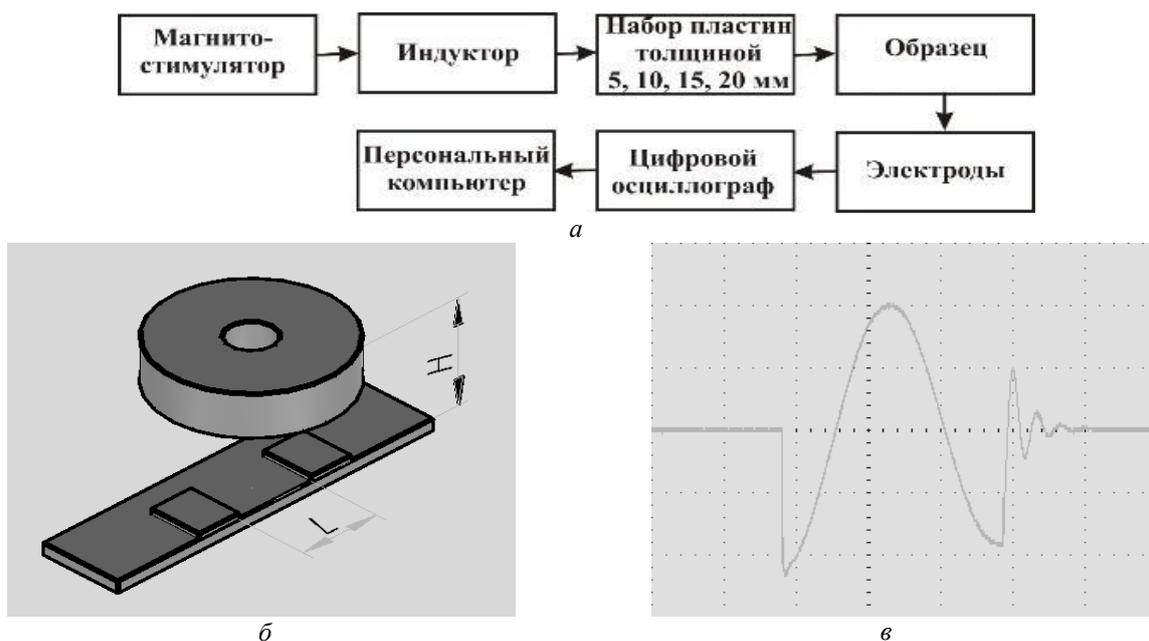


Рис. 1. Схема установки для проведения исследований: *а* – структурная схема установки для измерений влияния импульсного магнитного поля на образцы; *б* – расположение индуктора над образцом; *в* – форма импульса, создаваемая индуктором

В первом эксперименте исследовалась зависимость между величиной зазора экрана и амплитудой импульса. В ходе эксперимента индуктор был зафиксирован на высоте 10 см от образца. Между индуктором и образцом были расположены 2 пластины, из ферромагнитного материала, размерами 40 на 40 см, изменялось расстояние между пластинами от 0 до 18 см, с шагом в 2 см. Полученные данные представлены на рис. 2, *а*. Исходя из полученных данных можно сделать вывод о том, что для данного вида индуктора есть некоторый критический размер зазора, между пластинами, равный 12 см. Превышая который напряжение на электродах не увеличивается. Так же можно сделать вывод о том, что для экранирования достаточен размер экранов, сопоставимый с размерами излучателя.

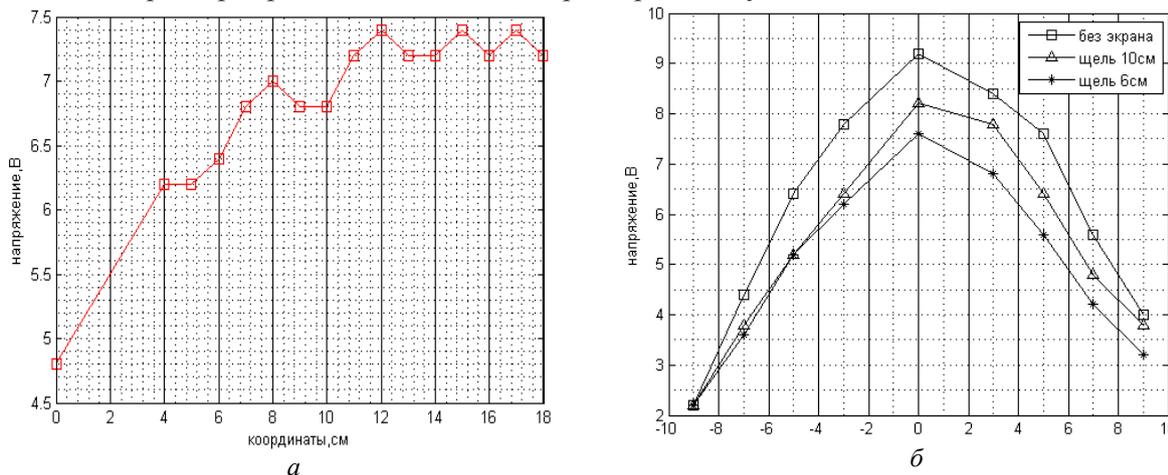


Рис. 2. Влияние листовых экранов на излучение индуктора:
а – зависимость амплитуды напряжения на электродах от расстояния между двумя экранами;
б – сравнение характеристик индуктора при наличии экранов и без экрана

Во втором эксперименте исследовалась зависимость между крутизной кривой и величиной зазора между экранами. Между образцом и индуктором располагались две экранирующие пластины. Были сняты характеристики при расстоянии между пластинами,

равными 6 см, 10 см и без экранов. Индуктор располагался на высоте 10 см от образца. Полученные данные представлены на рис. 2, б.

В результате эксперимента было установлено, что чем больше щель между экранами, тем более локализована электрическая энергия. Следовательно, применение листовых экранов ухудшает характеристики индуктора магнитного поля. Амплитуда сигнала при размере щели в 6 см составляет 86 % от сигнала без экрана, при размере щели в 10 см – 89 %.

В третьем эксперименте исследовалась характеристика магнитного поля от расстояния между индуктором и образцом. Были проведены измерения при высоте индуктора над образцом равным 10, 5 и 0,5 см. Экспериментальные данные нормированы и представлены в относительных величинах на рис. 3.

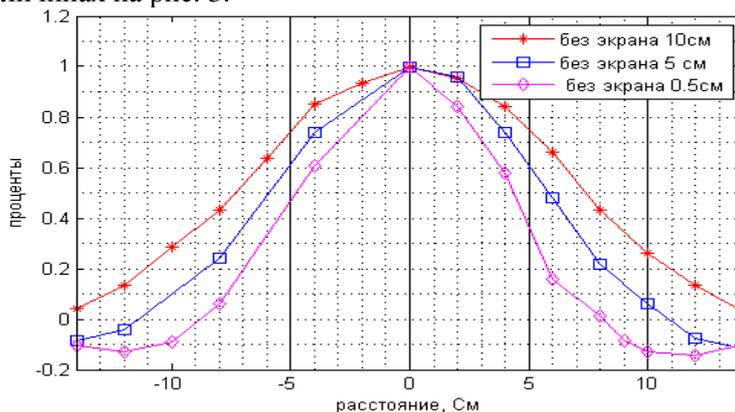


Рис. 3. Характеристика излучения в зависимости от расстояния индуктора до образца

В результате эксперимента было установлено, что при изменении расстояния между индуктором и образцом меняется не только амплитуда, но и крутизна характеристики: чем ближе индуктор к образцу, тем более локализовано излучение индуктора. Для оценки характеристики излучения индуктора было принято значение ширины кривой на высоте 0,7 от максимального. При удалении индуктора от образца на 5 см характеристика шире на 43 % по сравнению с характеристикой излучения индуктора без экрана, при удалении на 10 см – на 80 %.

В четвертом эксперименте с целью локализовать линии магнитной индукции в индуктор был вставлен металлический цилиндр длиной 9 см, диаметром 5 см и толщиной стенки 1 мм. Для простоты будем называть его 3D-экран (см. рис. 5, а). Он сравнивался с кольцевым индуктором на высоте 10 см от образца. Полученные данные представлены на рис. 5, б.

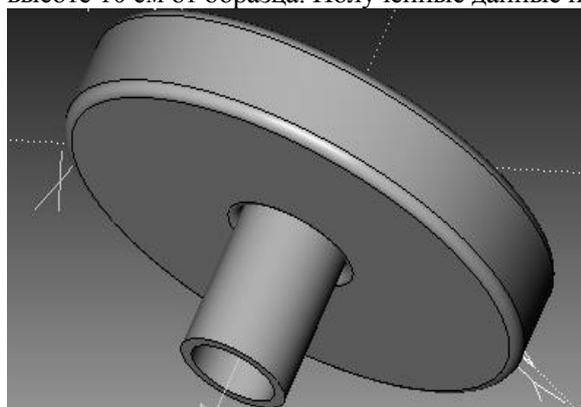


Рис. 4. Индуктор вместе с 3D-экраном

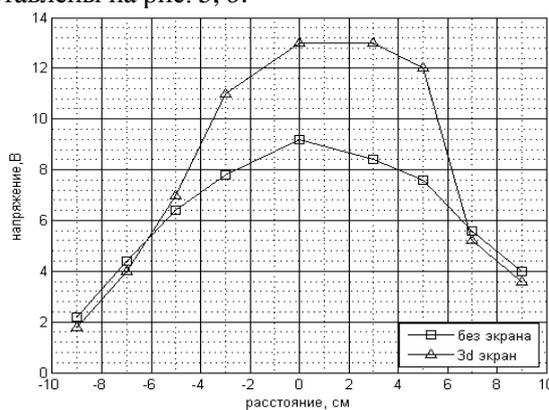


Рис. 5. Сравнение простого кольцевого индуктора и индуктора с 3D-экраном

В результате эксперимента было установлено, что при одинаковом расстоянии от образца лучшие результаты показывает индуктор с 3D-экраном. На расстоянии в 10 см от образца амплитуда сигнала от индуктора с 3D-экраном на 43 % превышает амплитуду сигнала обычного кольцевого индуктора. Следовательно, при условии размещения индуктора не

вплотную к пациенту, эффективно использовать 3D-экран. Однако, как показано выше, локализованность излучения индуктора возрастает при приближении индуктора к образцу.

Учитывая это в пятом эксперименте были исследованы характеристики индукторов при максимальном приближении индукторов к образцу (рис. 6 а, б), для этого индуктор с 3D-экраном был перевернут 3D-экраном от образца. Как видно, максимум излучения не совпадает с началом координат, это связано с конфигурацией индуктора. Для более удобного анализа полученных данных сравним профили излучения по максимальному значению излучения.

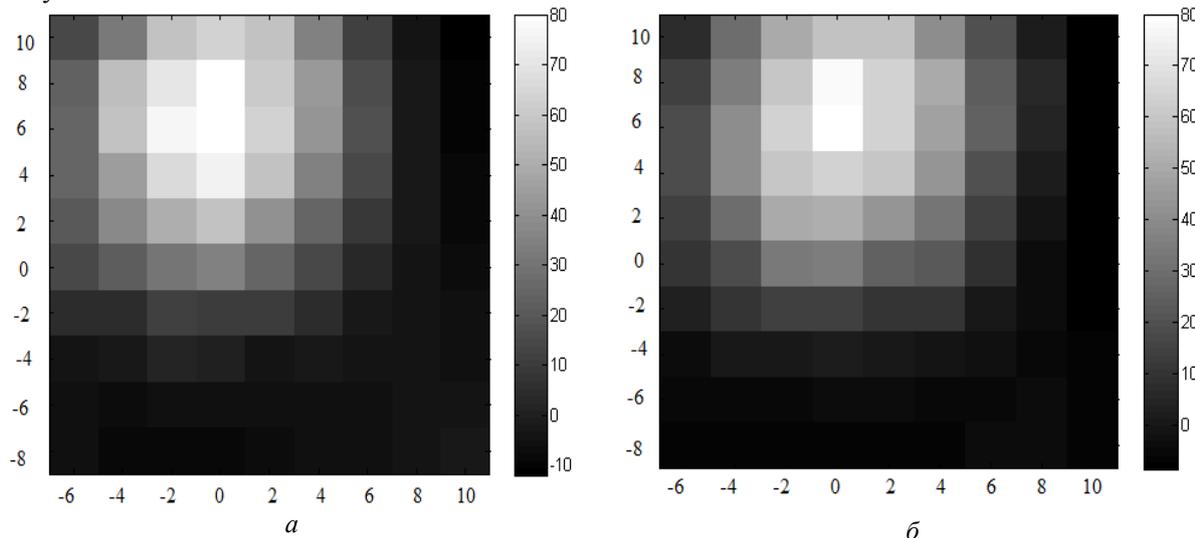


Рис. 6. Сравнение магнитных полей различных индукторов: а – картина поля кольцевого индуктора; б – картина поля перевернутого 3D-экрана

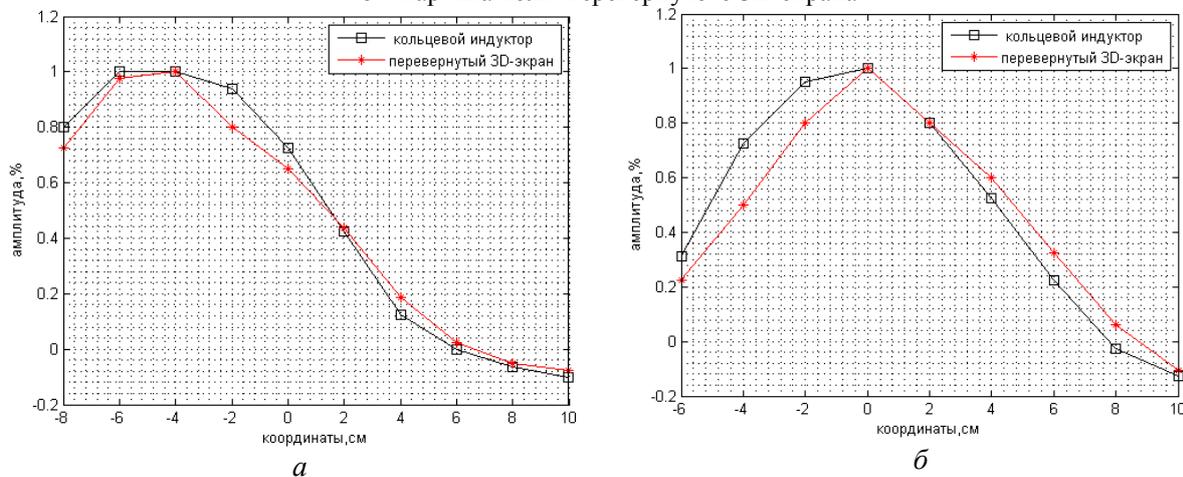


Рис. 7. Сравнение профилей полей кольцевого индуктора и 3D-индуктора: а – профиль поля по координате Ox ; б – профиль поля по координате Oy

Как видно из полученных данных, индуктор с 3D-экраном увеличил локализованность излучения индуктора. Для оценки характеристики излучения индуктора было принято значение ширины кривой на высоте 0,7 от максимального. Характеристика излучения кольцевого индуктора в среднем шире на 13 % по сравнению с характеристикой излучения индуктора с 3D-экраном.

Заключение

Проведено исследование распределения энергии импульсного магнитного поля в имитаторах биологической ткани, было показано, что для экранирования объектов достаточен размер экранов сопоставимый с размерами излучателя; а также что применение листовых экранов уменьшает локализацию магнитного поля индуктора; локализация магнитного поля

сильно зависит от расстояния между индуктором и пациентом и следовательно при проведении терапевтических процедур важно обеспечить плотный контакт индуктора к пациенту; при условии размещения индуктора не вплотную к пациенту, представляется эффективным использовать 3D-экран. На расстоянии в 10 см от образца амплитуда сигнала от индуктора с 3D-экраном на 43 % превышает амплитуду сигнала обычного кольцевого индуктора. Также было показано, что 3D-экран эффективен и вплотную к образцу – при расстоянии между индуктором и образцом в 0,5 см характеристика излучения кольцевого индуктора в среднем шире на 13 % по сравнению с характеристикой излучения индуктора с 3D-экраном.

SCEENS' INFLUENCE ON DISTRIBUTION OF PULSED MAGNETIC FIELD IN TRANSCRANIAL MAGNETIC STIMULATION

I.V. SAMUILOV, M.N. KAIKAK, SAGA MARUF GHAZAL GHOBADI, V.A. BELAN

Abstract

The article is devoted to an experimental test on the distribution of the pulse magnetic field's range and how various screens influence it.

Keywords: transcranial magnetic stimulation, magnetic field, screens, inductor.

Список литературы

1. Новости медицины и фармации. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.mif-ua.com/archive/article/3515>. Дата доступа: 22.11.2016.
2. *Barker A.T., Jalinous R., Freeston I.* // *Lancet*. 1985. № 1. P. 1106–1107.
3. *Thielscher A, Kammer T.* // *Neuroimage*. 2002. № 17. P. 1117–1130.
4. *Amassian V.E., Eberle L., Maccabee P.J.* // *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1992. № 85. P. 291–301.
5. *Roth Y, Amir A, Levkovitz Y et. al.* // *J Clin Neurophysiol*. 2007. № 24 (1). P. 31–38.

УДК 606-073.7

ИНТЕРАКТИВНАЯ ТРЕХМЕРНАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ПАТОЛОГИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ГОЛОВНОГО МОЗГА

О.П. ВЫСОЦКИЙ, Т.С. БОБРОВА, Д.И. ЗМИТРУКЕВИЧ, Г.И. ОВСЯНКИНА*,
А.А. БОРИСКЕВИЧ, М.В. ДАВЫДОВ

*Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
П. Бровки, 6, Минск, 220013, Беларусь*

**Республиканский научно-практический центр неврологии и нейрохирургии
Ф. Скорины 24, Минск, 220114, Беларусь*

Поступила в редакцию 22 ноября 2016

Разработана программа автоматического детектирования паттернов типа «спайк» и типа «острая волна» на основе вейвлет-преобразования и математического пакета MATLAB. Создана интерактивная трехмерная визуализация патологической активности головного мозга человека с использованием языка программирования C# в среде Visual Studio 2015, на основе автоматически детектированных паттернов типа «спайк» и типа «острая волна».

Ключевые слова: патологическая активность головного мозга, автоматическое детектирование, вейвлет-преобразование.