

6. Ланин В.Л., Бондарик В.М. // Матр. НТК «Современные проблемы радиотехники, электроники и связи». Минск, 4–5 мая 1995 г. С. 282–283.
7. Камлач П.В., Бондарик В.М. // Сб. материалов междунар. науч.-практ. конф. «Современная радиоэлектроника: научные исследования и подготовка кадров». Ч. 1. Минск, 23–24 апреля 2008. С. 56–58.
8. Камлач П.В., Насанович В.Н., Бондарик В.М. // Матер. IV Междунар. молодеж. науч.-техн. конф. «Современные проблемы радиотехники и телекоммуникаций «РТ – 2008». Севастополь, 21–25 апреля 2008. С. 203.

УДК 004.942, 615.847.8

МОДЕЛИРОВАНИЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ НА ЭКВИВАЛЕНТЫ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ ЧЕЛОВЕКА

М.А. КВАРТАЛЬНЫЙ, М.В. ДАВЫДОВ, САГАЙ МАРУФ ГАЗАЛЬ ГОБАД

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

Поступила в редакцию 15 ноября 2016

Рассмотрено моделирование магнитотерапевтического воздействия на примере ряда гомогенных моделей эквивалентов биологических тканей человека. Приведены данные о распределении магнитного поля и локализации индуцированного тока на поверхности и в объеме моделей.

Ключевые слова: эквиваленты биологических тканей, транскраниальная магнитная стимуляция, моделирование методом конечных элементов.

Введение

В современной физиотерапии нашли широкое применение методы, использующие эффект воздействия магнитных полей на биологические ткани человека. К магнитному влиянию весьма чувствительны нервная ткань, секреторный эпителий эндокринных желез, сердечно-сосудистая система и система крови. Наложение внешнего магнитного поля на живые ткани влияет на протекающие в них физико-химические процессы и провоцирует реакцию со стороны всех клеточных органелл. Физической основой таких воздействий могут быть: ориентации молекул, изменение пространственного распределения ионов в неоднородном магнитном поле, возникновение индукционных ЭДС и токов при действии переменного магнитного поля [1]. Несмотря на большое количество работ, посвященных исследованию магнитного воздействия, его природа и механизмы на тканевом, органном и организменном уровне не выяснены в достаточной степени.

Так, например, терапевтические эффекты метода транскраниальной магнитной стимуляции (ТМС), позволяющего не инвазивно стимулировать структуры головного мозга и влиять на высшие корковые функции, хотя и доказаны во многих исследованиях, являются достаточно переменными и имеют ограниченную продолжительность. Эти особенности модифицируются подходом персонализации процедуры ТМС, задача которого – точно локализовать место стимуляции конкретного пациента [2].

На сегодняшний день для определения и оценки силы стимулирующего воздействия импульсных магнитных полей известна методика, основанная на применении в качестве объекта воздействия материалов имитации – эквивалентов биологических тканей человека.

Применение методов компьютерного моделирования при корреляции с физическими методами могут стать основой для разработки навигационных систем ТМС, основными особенностями которых является возможность точно локализовать место стимуляции на основе данных ЭЭГ и МРТ конкретного пациента.

В данной работе предложен метод моделирования воздействия магнитного поля на эквиваленты биологических тканей человека, построены и описаны модели эквивалентов биологических тканей человека, а также модели индукторов, применяемых при ТМС. Выполнен анализ плотности индуцированных токов и их локализации в различных тканях в зависимости от типа применяемого индуктора.

Теоретическое обоснование работы

Процедура ТМС предполагает помещение электромагнитной катушки (индуктора) на скальп пациента. При протекании в катушке переменного тока большой амплитуды возникает импульсное магнитное поле с продолжительностью импульса от 100 до 200 мкс величиной до 2 Тл, которое в свою очередь генерирует электрическое поле в глубине нервных тканей головного мозга [3]. Для имитации свойств биологических тканей используют капиллярнопористые волокнистые матрицы со средним размером пор порядка десятков микрон. В качестве заполняющих жидкостей служат водные растворы солей металлов. Капиллярно-пористая матрица имеет упорядоченную структуру пор, а удержание жидкости в ее объеме происходит за счет капиллярных сил и высоких гигроскопических свойств компонентов раствора. В результате в составе микропористой структуры матрицы содержится большое количество объемов связанной воды, разделенной диэлектрическими прослойками, что имитирует клеточную структуру тканей организма. Состав раствора, степень заполнения пространства пор в матрицах, и структура пор обуславливают электрические параметры разрабатываемых материалов [4]. На основе анализа измерения удельной проводимости и литературных данных по электрическим свойствам биологических тканей человеческого тела разработаны эквиваленты, наиболее соответствующие тканям тела человека. Моделирование проводилось методом конечных элементов в интерактивной среде COMSOL Multiphysics.

Таблица 1. Биологические ткани и соответствующие им по электрическим параметрам эквиваленты

Биологическая ткань	Расчетное значение σ , См/м	Материал образца	Z, кОм	Экспериментальное значение σ , См/м
Серое вещество мозга	0,098805	Целлюлоза H ₂ O	12477	0,080147
Белое вещество мозга	0,062574	Целлюлоза с плесенью	19700	0,050761
Лимфа	0,52427	Трикотаж с порошком гидрогеля	899	0,556174

Описание модели

Построена следующая модель: плоский соленоид располагается в воздухе над объектом, геометрические и электрические параметры которого соответствуют параметрам эквивалента биологической ткани. Геометрические размеры модели эквивалента биологической ткани человека: длина – 300 мм, ширина – 100 мм, толщина – 3 мм. Индуктор расположен на расстоянии 30 мм от поверхности гомогенной модели. Воздушную среду имитирует куб со стороной 500 мм. Режим воздействия выбирался исходя из параметров современных магнитотерапевтических аппаратов: индукция магнитного поля – до 2 Тл, максимальная сила тока составляет 3–4 кА, частота 4 кГц исходя из длительности импульсов, подаваемых на индуктор аппаратом магнестимуляции (250 мкс) [5]. В среде COMSOL Multiphysics проведено моделирование воздействия магнитного поля на эквиваленты серого вещества мозга, белого вещества мозга, тремя различными видами индукторов. Были рассчитаны индукция магнитного поля, плотность и направление индуцированного тока, что позволяет оценить глубину проникновения и площадь воздействия магнитного поля для различных типов индукторов.

Результаты и их обсуждение

При использовании кольцевых индукторов линии магнитной индукции выходят перпендикулярно плоскости индуктора, в результате чего образуются вихревые токи, которые замыкаются в тканях под индуктором что и определяет характер создаваемого поля. Характерной особенностью кольцевых индукторов является отсутствие стимулирующего эффекта непосредственно под их геометрическим центром. Таким образом, при приведенном взаиморасположении индукторов и модели большой кольцевой индуктор имеет наибольшую зону стимуляции. Данная зона находится под контуром индуктора, внешний диаметр зоны составляет 15 см, внутренний порядка 1 см. Максимальная плотность стимулирующих индукционных токов в моделях эквивалентов серого и белого вещества при использовании большого кольцевого индуктора достигает 67 A/m^2 и $24,9 \text{ A/m}^2$ соответственно. Малый кольцевой индуктор имеет меньшую зону стимуляции: внешний диаметр зоны составляет 8-10 см, внутренний порядка 1 см.. Максимальная плотность стимулирующих индукционных токов в моделях эквивалентов серого и белого вещества достигает $17,6 \text{ A/m}^2$ и $6,52 \text{ A/m}^2$.

Индуктор типа «восьмерка» генерирует иной характер поля. Из-за того, что токи в первом и втором кольце индуктора направлены встречно, линии магнитной индукции замыкаются в стимулируемых тканях, при этом максимум тока наблюдается в тканях под местом соединения двух контуров индуктора.

При использовании индуктора типа «восьмерка» индукция в объеме модели принимает наименьшее из зафиксированных значений. Зона стимуляции при этом более локализована и компактна по сравнению с большим и малым кольцевыми индукторами. Диаметр зоны эффективного воздействия наименьший из всех, создаваемых индукторами - порядка 5 см. Максимальная плотность стимулирующих индукционных токов достигает $28,5 \text{ A/m}^2$ и $10,4 \text{ A/m}^2$ в моделях эквивалентов серого и белого вещества соответственно (рис. 1–4).

Таблица 2. Результаты моделирования

Тип индуктора	Эквивалент серого вещества мозга		Эквивалент белого вещества мозга	
	Плотность индуцированного тока, A/m^2	Магнитная индукция, Т	Плотность индуцированного тока, A/m^2	Магнитная индукция, Т
«Кольцевой малый»	17,6	0,12	6,52	0,12
«Кольцевой большой»	67	0,29	24,9	0,29
«Восьмерка»	28,5	0,2	10,6	0,2

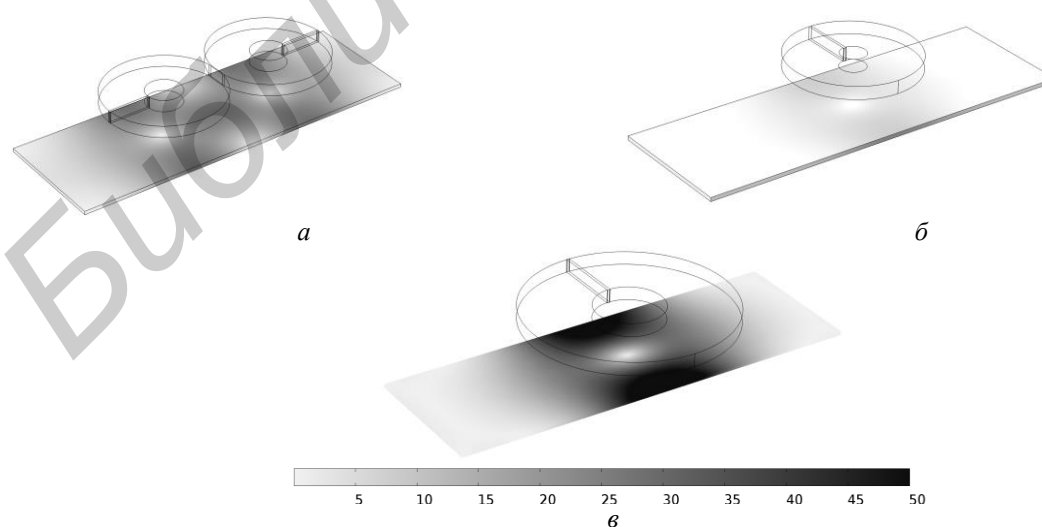


Рис. 1. Распределение плотности тока на поверхности модели эквивалента ткани серого вещества мозга, при использовании: *a* – индуктора типа «восьмерка», *б* – малого кольцевого индуктора, *в* – большого кольцевого индуктора

Полученные в ходе исследования характеристики моделей индукторов, используемые для проведения процедуры ТМС могут быть использованы для развития подхода персонализации ТМС-терапии. Совмещение расчетных модельных значений индукции магнитного поля и плотности индуцированного тока в тканях с данными магниторезонансной томографии и электроэнцефалограмм позволяет локализовать электромагнитное воздействие и проводить стимуляцию заданных структур мозга.

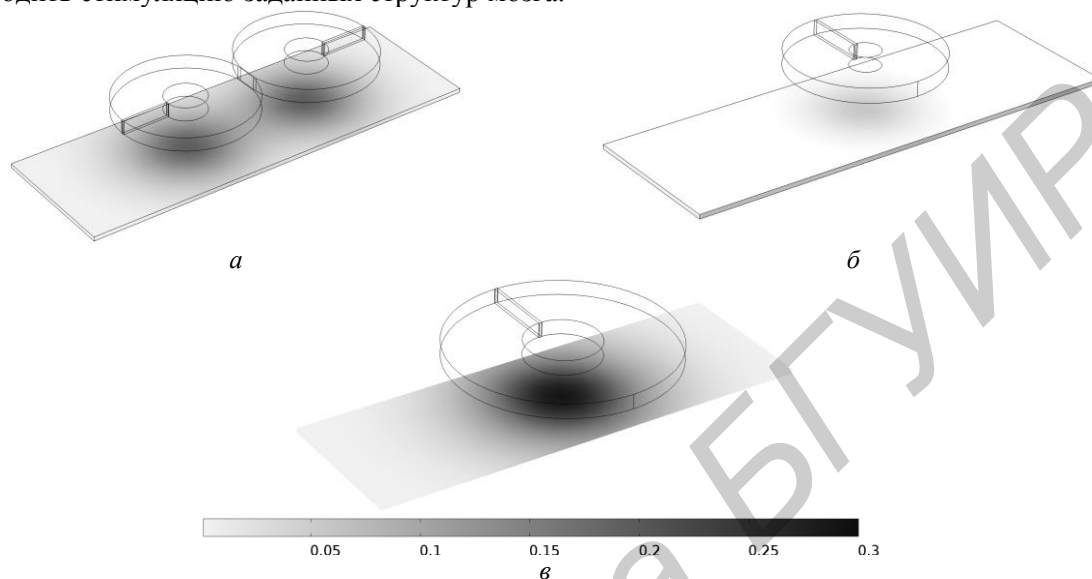


Рис. 2. Распределение магнитной индукции на поверхности модели эквивалента ткани серого вещества мозга, при использовании: *a* – индуктора типа «восьмерка», *б* – малого кольцевого индуктора, *в* – большого кольцевого индуктора

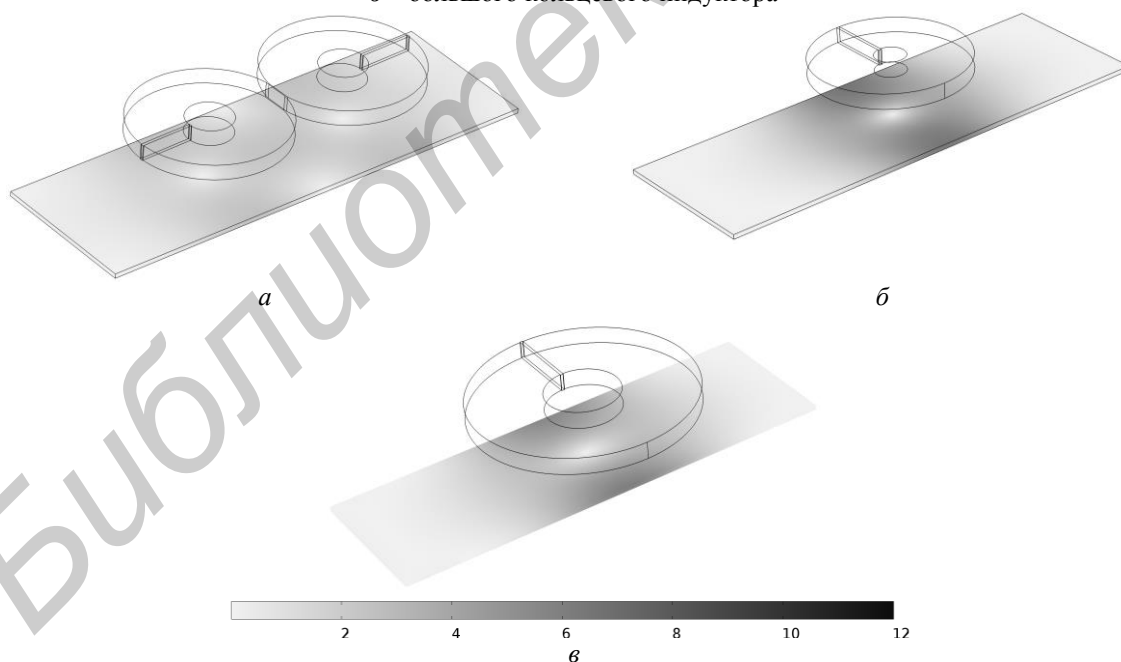


Рис. 3. Распределение плотности тока на поверхности модели эквивалента ткани белого вещества мозга, при использовании: *a* – индуктора типа «восьмерка», *б* – малого кольцевого индуктора, *в* – большого кольцевого индуктора

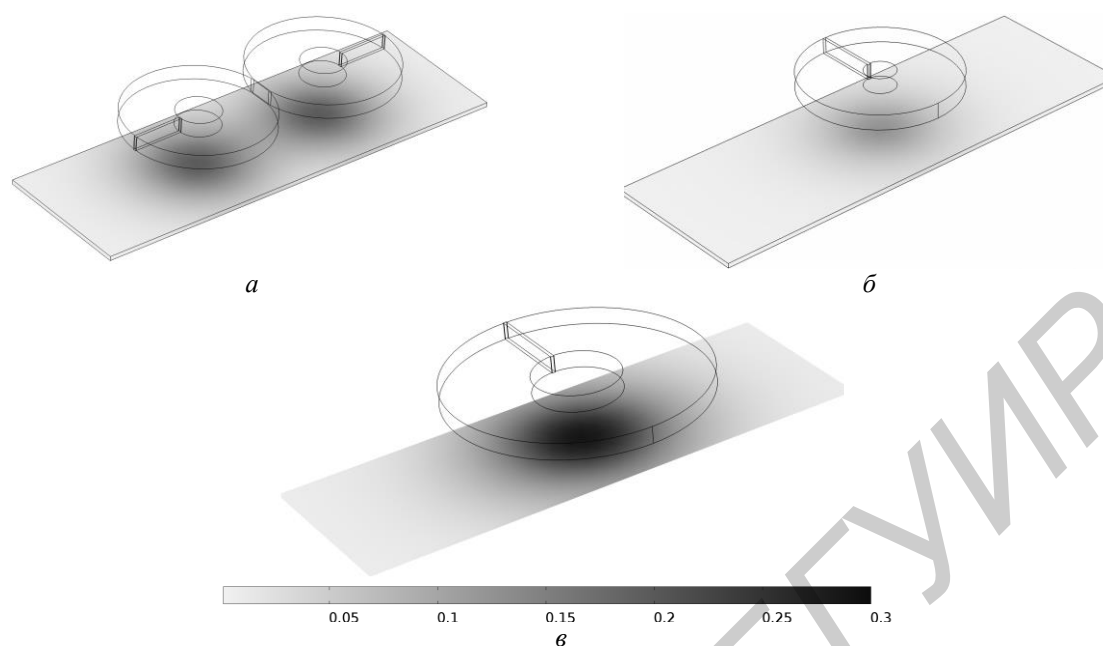


Рис. 4. Распределение магнитной индукции на поверхности модели эквивалента ткани белого вещества мозга, при использовании: *a* – индуктора типа «восьмерка», *б* – малого кольцевого индуктора, *в* – большого кольцевого индуктора

Заключение

В результате моделирования визуализированы конфигурации, а также получены численные характеристики электрического и магнитного полей, создаваемых различными типами индукторов, наиболее широко применяемыми при проведении процедуры транскраниальной магнитной стимуляции. Совмещение расчетных значений с данными МРТ и ЭЭГ конкретного пациента позволяет локализовать электромагнитное воздействие, что в конечном итоге может способствовать увеличению эффективности метода и расширению показаний для его применения.

MODELING OF BIOLOGICAL TISSUES-EQUIVALENTS MAGNETIC STIMULATION

KVARTALNY M.A., DAVYDOV M.V., SAGA MARUF GHAZAL GHOBADI

Abstract

A method for modeling of magnetotherapeutic impact produced by two common configurations of transcranial magnetic stimulating coils is simulated in a human tissue-equivalent model. The contributions of coil shape on the propagation of the induced currents is modeled in the stimulated tissue.

Keywords: equivalents of biological tissues, transcranial magnetic stimulation, finite element modeling.

Список литературы

1. Ильич Г.К., Лещенко В.Г. Электрические и магнитные свойства биологических тканей. Минск, 2007.
2. Червяков А.В., Пирадов М.А., Савицкая Н.Г. и др. // *Анналы клинической и экспериментальной неврологии*. 2012. Т. 6, № 3. С. 37–46.

3. Кистень О.В., Евстигнеев В.В., Давыдов М.В. // Матер. VI междисциплинарного конгресса «Нейронаука для медицины и психологии». Судак, 2010. С. 160–161.
4. Водосодержащие имитаторы биологических тканей для защиты человека от электромагнитных излучений / Под ред. Л.М. Лынькова. Минск, 2014.
5. Кистень О.В., Давыдов М.В., Евстигнеев В.В. // *ArgMedica*. 2010. № 12 (32). С. 79–85.

УДК 616-7:611.1

ПРИМЕНЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ КОНЦЕНТРАТОРОВ-ВОЛНОВОДОВ ТРУБЧАТОГО ТИПА ДЛЯ УСТРАНЕНИЯ НЕПРОХОДИМОСТИ КРОВЕНОСНЫХ СОСУДОВ

В.Т. МИНЧЕНЯ, И.Э. АДЗЕРИХО, А.Ю. КОРОЛЁВ

*Белорусский национальный технический университет
пр. Независимости 65, 220013, Минск, Беларусь*

*Белорусская медицинская академия последипломного образования
П. Бровки 3, к. 3, 220113, Минск, Беларусь*

*Государственное предприятие «Научно-технологический парк БНТУ «Политехник»
ул. Я.Коласа 24, к. 34/1, 220013, Минск, Беларусь*

Поступила в редакцию 22 ноября 2016

Разработана принципиально новая конструкция ультразвуковой волноводно-катетерной системы для устранения непроходимости кровеносных сосудов, основанная на использовании в ней концентратора-волновода нового поколения, а именно, ступенчатого концентратора-волновода трубчатого типа. Эффект разрушения тромбов/бляшек осуществляется за счет использования кавитационной струи жидкости, которая формируется путем инфузионной подачи через внутреннюю полость концентратора-волновода на его дистальную порцию одновременно с ультразвуковым воздействием. Данный принцип воздействия, в отличие от кавитационно-механического, является более эффективным и безопасным в плане разрушения внутрисосудистых тромбов и атеросклеротических бляшек, а также способствует значительному улучшению эласто-механических свойств сосудистой стенки при атеросклерозе и сахарном диабете.

Ключевые слова: тромб, бляшка, атеросклероз, ультразвук, концентратор, волновод, трубчатый тип, кавитационная струя.

Введение

В ранее проведенных нами исследованиях *in vitro* и *in vivo* была установлена прямая зависимость степени ультразвукового разрушения внутрисосудистых тромбов и атеросклеротических бляшек от интенсивности и продолжительности ультразвукового воздействия. В результате были разработаны и внедрены в клиническую практику интервенционные методы восстановления проходимости пораженных сосудов: ультразвуковой тромболитис/ангиопластика [1–3]. Для достижения ультразвукового воздействия к месту образования тромбов/бляшек нами были разработаны волноводно-катетерные системы стержневого типа [4, 5].

Несмотря на доказанную клиническую эффективность их использования для лечения атеротромбоза, имеется целый ряд недостатков в конструкции концентраторов-волноводов данного типа, что, в целом, ограничивает возможность дальнейшего их применения. В частности, было установлено, что при воздействии концентраторов-волноводов стержневого типа ультразвуковое разрушение тромбов/бляшек осуществляется преимущественно за счет