

УДК 004.942, 615.847.8

МОДЕЛИРОВАНИЕ УСЛОВИЙ ТРАНСКРАНИАЛЬНОЙ МАГНИТНОЙ СТИМУЛЯЦИИ МОЗГА В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ВИДА ИНДУКТОРА

М.А. КВАРТАЛЬНЫЙ, М.В. ДАВЫДОВ, Л.М. ЛЫНЬКОВ, Г. САГАЙ МАРУФ

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

Поступила в редакцию 30 сентября 2015

Рассмотрено моделирование магнитотерапевтического воздействия на примере неомогенной многослойной модели головного мозга человека. Приведены данные о распределении магнитного поля и локализации индуцированного тока в объеме модели.

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

Введение

Метод транскраниальной магнитной стимуляции (ТМС) в настоящее время вызывает повышенный интерес исследователей и клиницистов во всем мире. Первоначально предложенный как диагностический и исследовательский метод, ТМС быстро вышла за рамки функциональных исследований. Появление возможности не инвазивно стимулировать структуры головного мозга, и с помощью тормозных и активирующих механизмов влиять на высшие корковые функции и психический статус пациента, открыло новые области применения транскраниальной магнитной стимуляции. Высокотехнологичные магнитные стимуляторы, обеспечили необходимые критерии безопасности и сделали транскраниальную магнитную стимуляцию одним из надежных терапевтических методов [1–3].

Особенности метода модифицируются подходом персонализации ТМС-терапии. Индивидуальная клиническая картина заболевания складывается из структуры заболевания (стадии, формы, причины), ответной реакции организма на болезнь (генетическая предрасположенность, защитные механизмы, адаптация) и других внешних условий среды. В этом случае метод ТМС представляет собой инструмент локального индивидуального модулятора зон коры (активации или ингибирования) в режиме, необходимом данному конкретному пациенту. Такой подход, безусловно, невозможен без применения новых навигационных систем ТМС, основными особенностями которых является возможность точно локализовать место стимуляции конкретного пациента, а также совмещать данные ТМС, электроэнцефалографии (ЭЭГ) и магниторезонансной томографии (МРТ) конкретного пациента. Этот метод уже доказал свою эффективность по сравнению с классической ТМС в ряде работ. Применение подхода персонализация ТМС терапии способствует увеличению эффективности метода и расширению показаний для его применения [4–5].

В данной работе предложен результат моделирования магнитотерапевтического воздействия на мозг человека при проведении транскраниальной магнитной стимуляции, построена и описана многослойная модель головы человека, а также модели индукторов, применяемых при ТМС. На основании проведенных вычислений выполнен теоретический анализ плотности индуцированных токов и их локализации в различных тканях мозга 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 около 2 Тл, которое в свою очередь генерирует электрическое поле в глубине нервных тканей головного мозга [2, 6]. Моделирование проводилось в интерактивной среде моделирования методом конечных элементов COMSOL Multiphysics.

Метод конечных элементов является одним из численных приближенных методов расчета систем, имеющих сложную геометрическую конфигурацию и нерегулярную физическую структуру. В последние десятилетия он занял ведущее положение и получил широкое применение.

В случае, если состояние системы описывается некоторой функцией, и эта функция является единственным решением математической задачи, сформулированной на основе физических законов, решение состоит в отыскании из бесконечного множества функций такой, которая удовлетворяет уравнениям задачи. Если задача достаточно сложная, то ее точное решение невозможно. Вместо того чтобы искать требуемую функцию среди бесконечного множества разнообразных функций, задача упрощается. Рассматривается некоторое семейство функций, определяемых конечным числом параметров. Как правило, среди таких функций нет точного решения задачи. Однако соответствующим подбором параметров можно попытаться приближенно удовлетворить уравнениям задачи и тем самым построить ее приближенное решение. Такой общий подход характерен для многих приближенных методов. Специфическим в методе конечных элементов является построение семейства функций, определяемых конечным числом параметров [7–8].

Описание модели

Построена следующая схема модели: плоский соленоид располагается в воздухе над многослойным объектом, геометрические и электрические параметры которого соответствуют параметрам головного мозга человека (рис. 1).



Рис. 1. Общий вид схемы модели: *а* – модель мозга и индуктор в кубе, имитирующем воздушную среду; *б* – негомогенная модель и расположенный над ней индуктор

Воздушную среду имитирует куб со стороной 500 мм, объему которого присваиваются соответствующие электрические свойства. Индуктор расположен на расстоянии 12 мм от поверхности негомогенной модели. Конструкция индуктора представляет собой цилиндрическую катушку, как правило, многослойную, имеющую длину, существенно меньшую по сравнению с диаметром (рис. 2).

Режим воздействия выбирался исходя из параметров современных магнитотерапевтических аппаратов, используемых для магнитостимуляции мозга: индукция магнитного поля – до 2 Тл, максимальная сила тока составляет 3–4 кА (суммарный ток увеличивается пропорционально количеству витков), частота тока в индукторах задавалась равной 4 кГц исходя из длительности импульсов, подаваемых на индуктор аппаратом магнитостимуляции (250 мкс). В табл. 1 представлены геометрические размеры индукторов и параметры токов используемых при моделировании.



Рис. 2. Магнитные индукторы: *a* – «кольцевой большой»; *б* – «кольцевой малый»; *в* – индуктор типа «восьмерка»

Таблица 1. Параметры индукторов

Тип индуктора	Диаметр внешний, см	Диаметр внутренний, см	Высота кольца, см	Суммарная сила тока I_{ext} , кА	Частота тока I_{ext} , кГц
«Кольцевой малый»	10	2	1	50	4
«Кольцевой большой»	15	5	1	50	4
«Восьмерка»	10	3	1	50	4

Негомогенная модель головного мозга представляет собой совокупность областей (табл. 2), характеризующихся электропроводностью (σ), относительной диэлектрической постоянной (ϵ_r), относительной магнитной проницаемостью (μ) [9–10].

Таблица 2. Характеристики областей модели

Область	Электропроводность(σ)	Относительная диэлектрическая постоянная(ϵ_r)	Относительная магнитная проницаемость (μ)
Воздух	0,0006	1	1
Индуктор	10^6	1	1
Серое вещество мозга	0,45	20	1
Белое вещество мозга	0,147	20	1

Геометрические размеры модели: саггитальный – 160 мм, поперечный – 130 мм, вертикальный – 110 мм. Сетка конечных элементов, построенная для проведения моделирования, включает 102759 элементов, из них 92482 – четырехугольные, 10277 – треугольные. Минимальный размер элемента – 0,984 мм, средний размер – 6,7 мм. Схема сетки представлена на рис. 3.

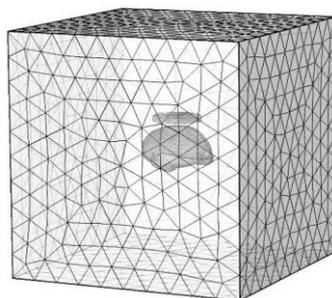


Рис. 3. Схема сетки конечных элементов

В среде COMSOL Multiphysics были рассчитаны следующие параметры электрических и магнитных полей а также индукционных токов: индукция магнитного поля, плотность и направление индуцированного тока, что позволяет оценить глубину проникновения и площадь воздействия МП для различных типов индукторов. Представлена картина распределения силовых линий магнитного поля.

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. Картина распределения силовых линий магнитного поля на индукторах «кольцевой большой», «кольцевой малый», индуктор типа «восьмерка» представлена на рис. 4. Направление и плотность индукционного тока на поверхности модели при использовании индукторов («кольцевой большой», «кольцевой малый», индуктор типа «восьмерка») представлены на рис. 5–7 и табл. 3.

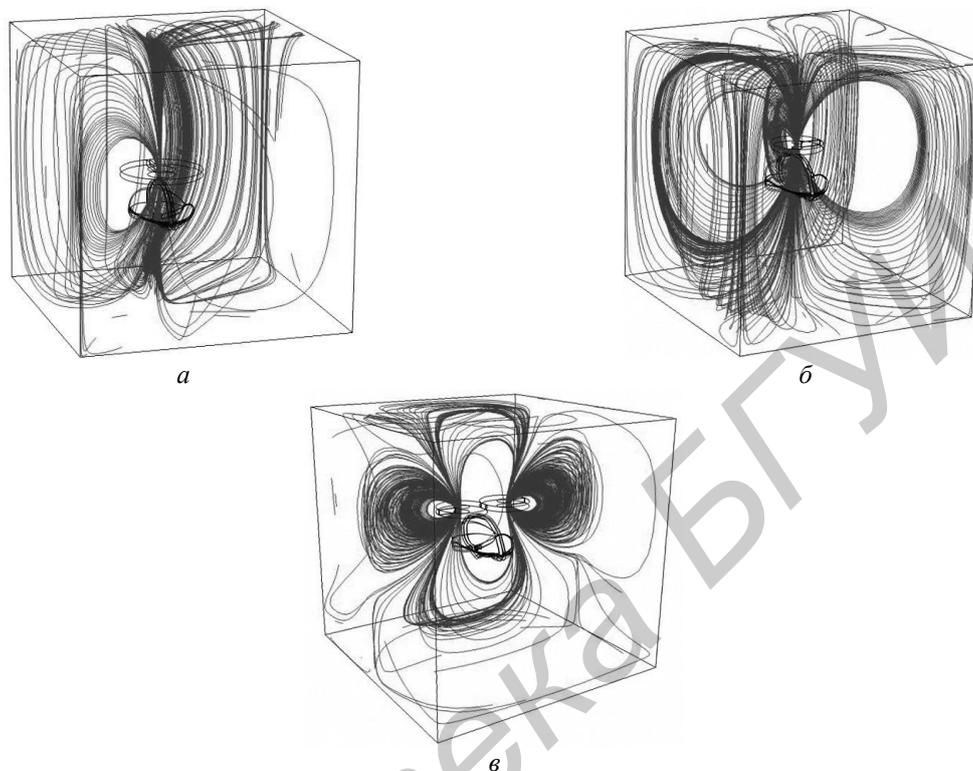


Рис. 4. Картина распределения силовых линий магнитного поля:
а – «кольцевой большой»; *б* – «кольцевой малый»; *в* – индуктор типа «восьмерка»

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 10 см, внутренний порядка 1 см. Эффективная глубина стимуляции при использовании большого кольцевого индуктора составляет 8,5–9 см. Максимальная плотность стимулирующих индукционных токов в сером и белом веществе при использовании большого кольцевого индуктора достигает $76,5 \text{ A/m}^2$ и $24,8 \text{ A/m}^2$ соответственно (рис. 5).

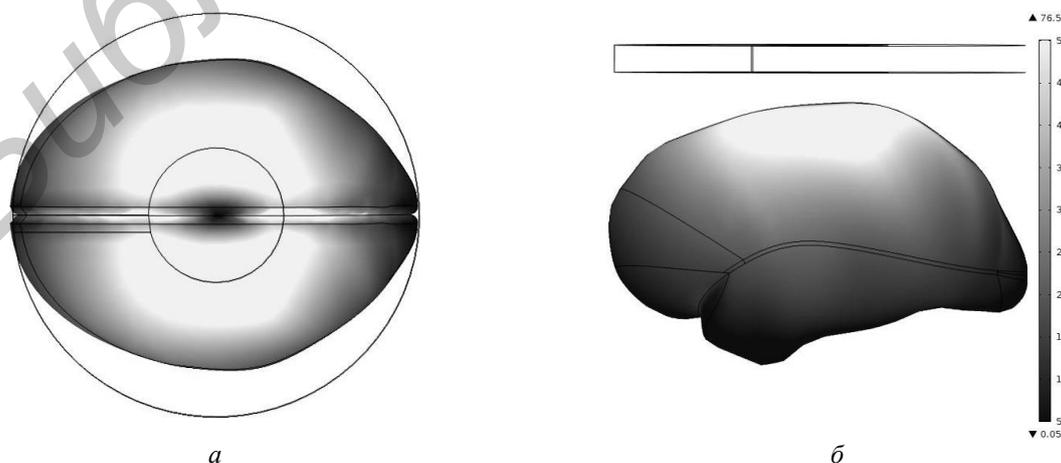


Рис. 5. Направление и плотность индукционного тока на поверхности модели при использовании большого кольцевого индуктора: *а* – вид сверху; *б* – вид сбоку

Малый кольцевой индуктор имеет меньшую зону стимуляции: внешний диаметр зоны составляет 6–7 см, внутренний порядка 1 см. Эффективная глубина стимуляции при использовании малого кольцевого индуктора: 3–3,5 см. Максимальная плотность стимулирующих индукционных токов в сером и белом веществе достигает 33,8 А/м² и 12,3 А/м² (рис. 6).

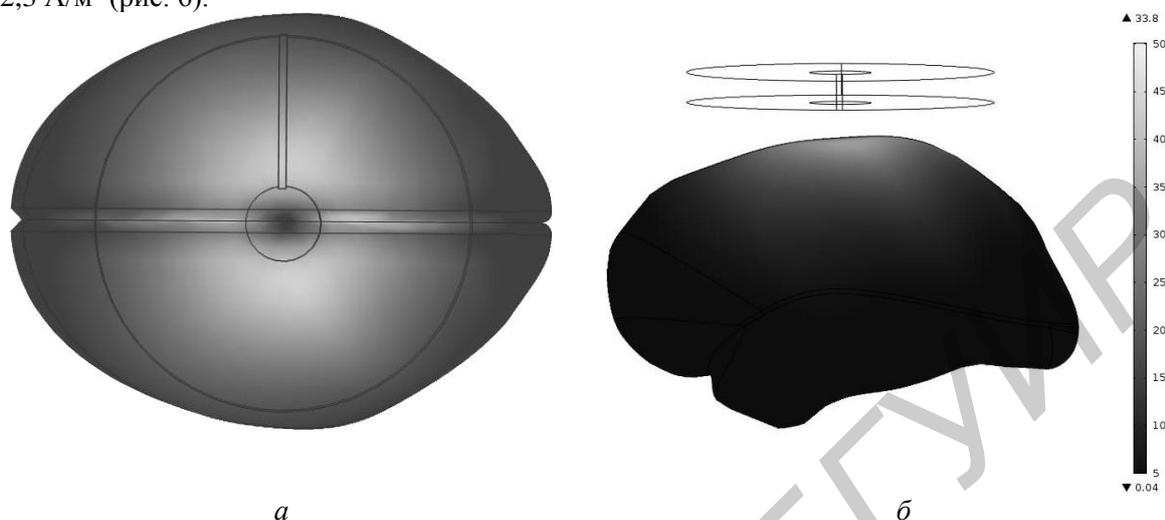


Рис. 6. Направление и плотность индукционного тока на поверхности модели при использовании малого кольцевого индуктора: *a* – вид сверху; *б* – вид сбоку

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.

Эффективная глубина стимуляции составляет: 5–5,5 см. Максимальная плотность стимулирующих индукционных токов достигает 38,7 А/м² и 11,4 А/м² в сером и белом веществе соответственно (рис. 7).

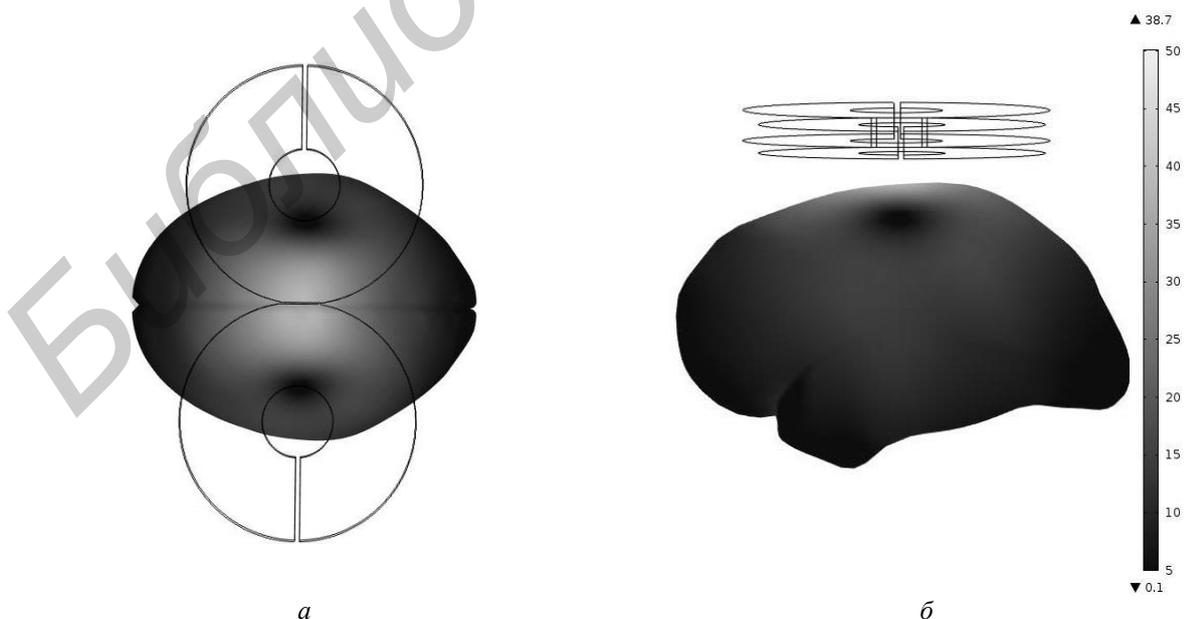


Рис. 7. Направление и плотность индукционного тока на поверхности модели при использовании индуктора типа «восьмерка»: *a* – вид сверху; *б* – вид сбоку

Таблица 3. Результаты моделирования

Тип индуктора	Плотность индуцированного тока, А/м ²		Магнитная индукция, Тл		Глубина эффективного воздействия, см	Диаметр зоны эффективного воздействия, см
	Серое вещество мозга	Белое вещество мозга	Вблизи индуктора	Максимальная в объеме модели		
«Кольцевой малый»	33,8	12,3	3,67	0,56	3–3,5	6–7
«Кольцевой большой»	76,5	24,8	2,67	0,66	8,5–9	10
«Восьмерка»	38,7	11,4	3,44	0,27	5–5,5	5

Полученные в ходе исследования характеристики моделей индукторов, использующиеся 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.

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. Наибольшей площадью и глубиной воздействия обладает большой кольцевой индуктор – максимальное значение плотности индуцированного тока в сером веществе мозга 76,5 А/м², эффективная глубина стимуляции 8,5–9 см, диаметр зоны эффективного воздействия порядка 10 см.

Малый кольцевой индуктор имеет меньшую зону стимуляции: диаметр зоны составляет 6–7 см. Эффективная глубина стимуляции при использовании малого кольцевого индуктора: 3–3,5 см. Характерной особенностью кольцевых индукторов является отсутствие стимулирующего эффекта непосредственно под их геометрическим центром в зоне диаметром порядка 2 см. Индуктор типа «восьмерка» создает магнитное поле с наименьшей интенсивностью, однако наблюдается наилучшая локализация стимулирующего индуцированного тока: диаметр зоны стимуляции 5 см, эффективная глубина стимуляции 5–5,5 см (максимальное значение плотности индуцированного тока в сером веществе мозга 38,7 А/м²).

Полученные данные могут быть использованы для развития подхода персонализации ТМС-терапии. Совмещение расчетных модельных значений с данными магниторезонансной томографии и электроэнцефалограмм конкретного пациента позволяет локализовать электромагнитное воздействие и проводить стимуляцию заданных структур мозга, что в конечном итоге может способствовать увеличению эффективности метода и расширению показаний для его применения.

MODELING OF TRANSCRANIAL MAGNETIC STIMULATION

M.A. KVARTALNY, M.V. DAVYDOV, L.M. LYNKOU, G. SAGHAY MAROUF

Abstract

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

Список литературы

1. *Никитин С.С., Куренков А.Л.* Магнитная стимуляция в диагностике и лечении болезней нервной системы. Руководство для врачей. М, 2003.
2. *Кистень О.В., Давыдов М.В., Евстигнеев В.В.* // *ArsMedica*. 2010. № 12 (32). С. 79–85.
3. *Кистень О.В., Евстигнеев В.В., Давыдов М.В.* // Матер. шестого междисциплинарного конгресса «Нейронаука для медицины и психологии». Судак, 2010. С. 160–161.
4. *Червяков А.В., Пирадов М.А., Савицкая Н.Г. и др.* // *Анналы клинической и экспериментальной неврологии*. 2012. Т. 6. № 3. С. 37–46.
5. *Давыдов М.В., Евстигнеев В.В., Осипов А.Н. и др.* // Сб. научн. статей VI Междунар. научн.-технич. конф. «Медэлектроника-2010. Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии». Минск, 2010. С. 124–130.
6. *Давыдов М.В., Осипов А.Н., Кистень О.В. и др.* // *Докл. БГУИР*. 2012. № 3 (65). С. 85–90.
7. *Стренг Г., Фикс Дж.* Теория метода конечных элементов. М., 1977.
8. *Зинкевич О., Морган К.* Конечные элементы и аппроксимация. М., 1986.
9. *Salinas F. S., Lancaster J. L., Fox P. T.* // *Phys. Med. Biol.* 2009. № 54. P. 3631–3647.
10. *Wolters C.H., Anwander A., Tricoche X.* // *NeuroImage*. Vol. 30, Iss. 3. 2006. P. 813–826.

Библиотека БГУИР