

УДК 004.942, 615.847.8

МОДЕЛИРОВАНИЕ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ТКАНИ МОЗГА ЧЕЛОВЕКА

М.В. ДАВЫДОВ¹, А.Н. ОСИПОВ¹, О.В. КИСТЕНЬ², В.В. ЕВСТИГНЕЕВ², Н.С. ДАВЫДОВА¹,
М.М. МЕЖЕННАЯ¹, Д.Ф. КУЗНЕЦОВ¹

¹Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
П. Бровки, 6, Минск, 220013, Беларусь

²Белорусская медицинская академия последипломного образования
П. Бровки, 3, Минск, 220013, Беларусь

Поступила в редакцию 8 декабря 2011

Рассмотрено моделирование магнитотерапевтического воздействия на мозг человека и приводится описание негомогенной многослойной модели головы человека и моделей двух наиболее распространенных магнитотерапевтических индукторов. Приведены данные о распределении магнитного поля и путях распространения индуцированного тока в тканях мозга в зависимости от формы индуктора.

Ключевые слова: транскраниальная магнитотерапия, моделирование методом конечных элементов.

Введение

В последние десятилетия в Республике Беларусь и за рубежом интенсивно развивается перспективная область медицины – электромагнитотерапия, основанная на использовании биологического и лечебного действия электромагнитных полей (ЭМП). Многочисленные лабораторные и клинические опыты показали высокий лечебный эффект ЭМП, они активно влияют на обмен веществ, оказывают противовоспалительное, обезболивающее, спазмолитическое действие и оказывают многогранные ответные реакции организма [1–3].

Одним из перспективных направлений развития электромагнитотерапии является транскраниальная магнитостимуляция (ТМС). Данный метод стимуляции является неинвазивным и безболезненным и предоставляет уникальную возможность стимуляции как центральной, так и периферической нервных систем [4–6]. Однако применяемые параметры импульсного магнитного поля для транскраниального воздействия, должны соответствовать двум важным требованиям:

- в эффективных энергетических (терапевтических) дозах проникать через структуры черепа к стимулируемым участкам мозга, его образованиям или через рецепторный аппарат головы и лица, оказывать нормализующее влияние на функциональное состояние центральной нервной системы (ЦНС);

- не обладать повреждающим действием на все стимулируемые структуры (мягкие ткани головы, кости черепа, сосуды, мозговое вещество и его оболочки и др.) как в момент проведения процедуры, так и в отдаленные сроки [7–8].

Вследствие того, что мозг человека представляет крайне сложную систему, для контроля соблюдения указанных требований и разработки эффективных технических средств с использованием ТМС, необходимо решить следующие задачи:

- изучить характер распределения и распространения переменного во времени ЭМП в нелинейных неоднородных структурах;

- исследовать влияния импульсного электромагнитного поля на биофизическое и психологическое состояние человека;
- установить стационарные и нестационарные процессы, происходящие в стимулируемых тканях;
- разработать технические и технологические аспекты ТМС: форму и расположение стимулирующего контура с учетом стимулируемых структур мозга [3, 8, 9].

В данной работе предложен метод моделирования магнитотерапевтического воздействия на мозг человека при проведении транскраниальной магнитостимуляции, 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

Моделирование проводилось в интерактивной среде моделирования методом конечных элементов COMSOL Multiphysics. Построена следующая модель: плоский соленоид располагается в воздухе над многослойным объектом, который имеет размеры и электрические параметры, соответствующие голове человека (рис. 1).

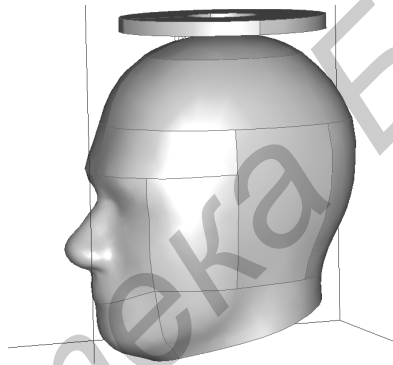


Рис. 1. Общий вид модели стимуляции тканей мозга

Конструкция индуктора представляет собой цилиндрическую катушку, как правило, многослойную, имеющую длину, существенно меньшую по сравнению с диаметром. В индукторе задается суммарный электрический ток J_{ext} с определенной циклической частотой ω . Распределение магнитного поля рассчитывается исходя из уравнений Максвелла [9]:

$$\text{rot}H = \frac{\partial D}{\partial t} + j,$$

$$\text{rot}E = -\frac{\partial B}{\partial t},$$

где H – напряженность магнитного поля (В/м), D – электрическая индукция (Кл/м²), E – напряженность электрического поля (В/м), B – индукция магнитного поля (Вб/м²), j – плотность электрического тока (А/м²).

В модели нет внешних источников магнитного или электрического поля, ферромагнитных или сегнетоэлектрических материалов, поэтому для связи векторов J , H , D , E и B применяются следующие материальные уравнения:

$$D = \varepsilon_0 \varepsilon_i E,$$

$$B = \mu_0 \mu_i H,$$

$$j = \sigma_i E,$$

где ϵ_i – диэлектрическая проницаемость среды, $\epsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12} \text{ Ф/м}$ – электрическая постоянная.

Для расчета модели в среде COMSOL Multiphysics используются следующие уравнения:

$$-\nabla \cdot ((j\omega\sigma - \omega^2\epsilon_0\epsilon_i)A + (\sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon_i)\nabla V - J_{\text{ext}}) = 0,$$

$$(j\omega\sigma - \omega^2\epsilon_0\epsilon_i)A + \nabla \times (\mu_0^{-1}\mu_i^{-1}\nabla \times A) + (\sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon_i)\nabla V = J_{\text{ext}},$$

где A – потенциал вектора напряженности магнитного поля (Вб/м), ω – циклическая частота тока в индукторе, V – скалярный электрический потенциал (В).

Описание объекта моделирования

Модель включает следующие области, обладающие электропроводностью (σ) и относительной магнитной проницаемостью (μ): воздух ($\sigma = 0,0006 \text{ S/m}$, $\mu = 1 \text{ Гн/м}$), индуктор ($\sigma = 10^6 \text{ S/m}$, $\mu = 1 \text{ Гн/м}$), кожа ($\sigma = 0,05 \text{ S/m}$, $\mu = 1 \text{ Гн/м}$), кости черепа ($\sigma = 0,006 \text{ S/m}$, $\mu = 1 \text{ Гн/м}$), спинномозговая жидкость ($\sigma = 1,43 \text{ S/m}$, $\mu = 1 \text{ Гн/м}$), серое вещество ($\sigma = 0,45 \text{ S/m}$, $\mu = 1 \text{ Гн/м}$) и белое вещество ($\sigma = 0,167 \text{ S/m}$, $\mu = 1 \text{ Гн/м}$) [10–12].

В данной работе рассматривались два типа индукторов, использующихся при проведении процедур магнитостимуляции: кольцевые индукторы различного размера и индукторы типа «восьмерка». Данные индукторы позволяют формировать магнитное поле различной интенсивности, глубины и площади воздействия в зависимости от цели исследования или лечения (рис. 2).



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

В современных магнитотерапевтических аппаратах, используемых для магнитостимуляции мозга, индукция магнитного поля достигает значений 2 Тл, максимальная сила тока составляет 3–4 кА (суммарный ток увеличивается пропорционально количеству витков). При моделировании частота тока в индукторах задавалась равной 4 кГц исходя из длительности импульсов, подаваемых на индуктор аппаратом магнитостимуляции (250 мкс). В таблице представлены геометрические размеры индукторов и параметры токов используемых при моделировании.

Характеристики индукторов для ТМС

Тип индуктора	Диаметр, см	Ширина кольца, см	Суммарная сила тока I_{ext} , кА	Частота тока I_{ext} , кГц
«Кольцевой малый»	10	4	50	4
«Кольцевой большой»	15	5	80	4
«Восьмерка»	длина – 20 см	3,5	50	4

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.

Результаты и их обсуждение

Большой кольцевой индуктор создает магнитное поле с наибольшей индуктивностью (порядка 2,2 Тл). Данный индуктор обладает наибольшей площадью воздействия. При фиксированном уровне магнитной индукции $B = 0,5$ Тл, площадь воздействия на церебральную жидкость, серое вещество и белое вещество мозга составляет соответственно 25 см^2 , 20 см^2 , 18 см^2 . При использовании малого кольцевого индуктора создается магнитное поле с индукцией 2 Тл. Однако площадь и глубина воздействия на ткани пациента значительно меньше по сравнению с большим кольцевым индуктором.

Изменение во времени магнитного поля в стимулируемых тканях вызывает образование индукционных токов. При использовании кольцевых индукторов линии магнитной индукции выходят перпендикулярно плоскости индуктора, в результате чего образуются вихревые токи, которые замыкаются в тканях непосредственно под индуктором. Исходя из того, что именно индукционный ток оказывает возбуждающее действие на стимулируемые ткани мозга, зона возбуждения имеет торообразный вид (рис. 3,а,б) [1, 4]. По результатам моделирования, большой кольцевой индуктор имеет наибольшую зону стимуляции. Данная зона находится под контуром индуктора, внешний диаметр зоны составляет 9,5 см, внутренний порядка 1 см. Характерной особенностью кольцевых индукторов является отсутствие стимулирующего эффекта под их геометрическим центром, эта область расширяется по мере удаления от индуктора (рис. 4,а,б). Эффективная глубина стимуляции при использовании большого кольцевого индуктора составляет 7,5–8 см.

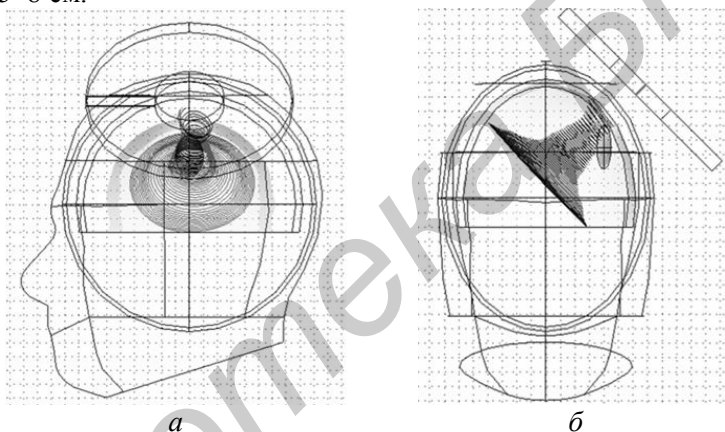


Рис. 3. Направление и плотность индукционного тока при использовании большого кольцевого индуктора: а – вид сбоку, б – вид сверху

Малый кольцевой индуктор имеет меньшую зону стимуляции: внешний диаметр зоны составляет 6 см, внутренний порядка 1 см. Эффективная глубина стимуляции при использовании малого кольцевого индуктора: 2,5–3 см. Максимальная плотность стимулирующих индукционных токов в сером и белом веществе достигает 20 А/м^2 и 5 А/м^2 соответственно при использовании большого кольцевого индуктора и 9 А/м^2 и $2,5 \text{ А/м}^2$ соответственно при использовании малого кольцевого индуктора.

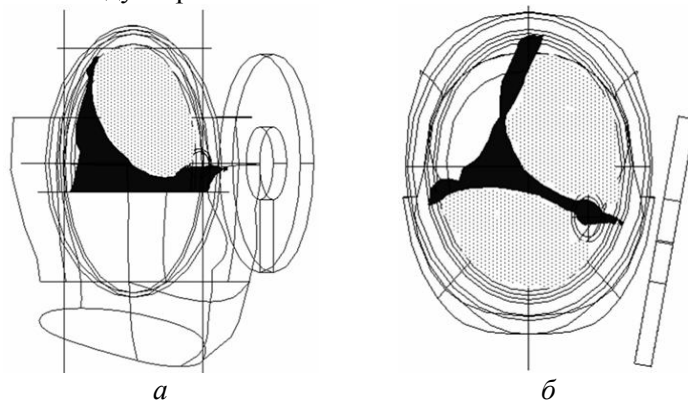


Рис. 4. Глубина стимулирующего воздействия индукционного тока при использовании большого кольцевого индуктора: а – вид спереди, б – вид сверху

Индуктор типа «восьмерка» создает магнитное поле с наименьшей индукцией (максимальное значение 1,3 Тл). Из-за того, что токи в первом и втором кольце индуктора направлены встречно, линии магнитной индукции замыкаются в стимулируемых тканях.

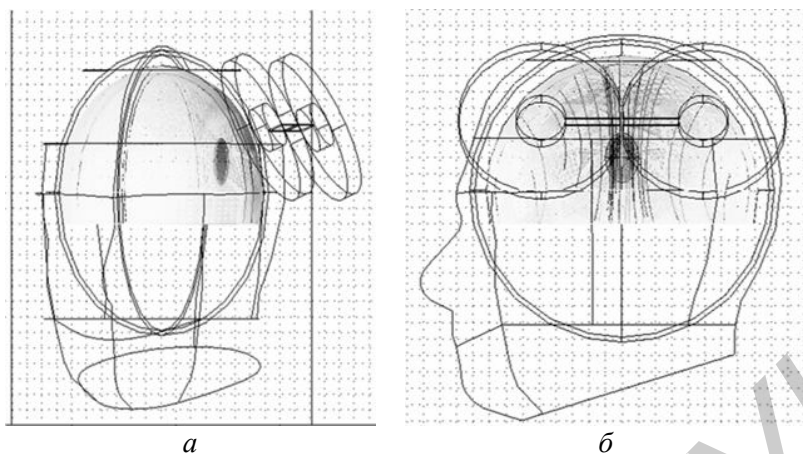


Рис. 5. Направление и плотность индукционного тока при использовании индуктора типа «восьмерка»: *а* – вид спереди, *б* – вид сбоку

Индукционный ток при этом имеет направление, перпендикулярное длинной оси «восьмерки». Максимум тока наблюдается в тканях под местом соединения двух контуров индуктора. Зона стимуляции индуктора типа «восьмерка» имеет компактные размеры (7,6×6,3 см). Эффективная глубина стимуляции составляет: 3–3,5 см. Максимальная плотность стимулирующих индукционных токов гораздо выше по сравнению с кольцевыми индукторами и достигает 33 А/м² и 9,5 А/м² в сером и белом веществе соответственно.

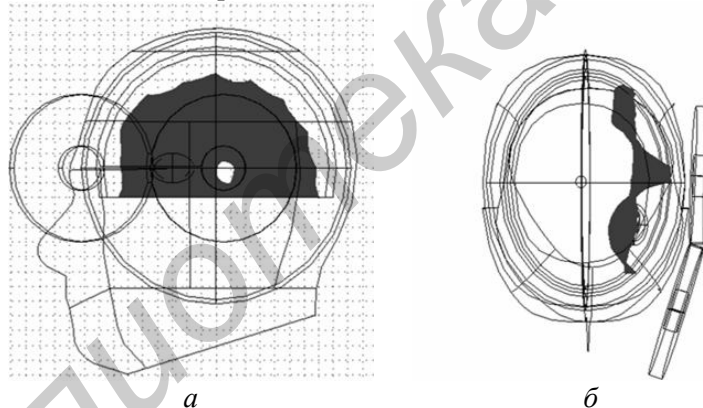


Рис. 6. Глубина стимулирующего воздействия индукционного тока при использовании индуктора типа «восьмерка»; *а* – вид сбоку, *б* – вид сверху

Разработанные модели могут найти применение в клинической медицине для определения локализации стимулирующего индуктора (расположение и высота относительно головы пациента), и для задания параметров тока, поступающего в индуктор. Совмещение расчетных модельных значений индукции магнитного поля и плотности индуцированного тока в тканях с данными магниторезонансной томографии позволяет проводить стимуляцию заданных структур мозга.

Заключение

В результате моделирования установлено, что при проведении ТМС использование различных типов индукторов позволяет изменять площадь стимуляции тканей мозга. Наибольшей площадью и глубиной воздействия обладает большой кольцевой индуктор (максимальное значение индукции магнитного поля и плотности индуцированного тока в сером веществе мозга 0,8 Тл, и 84 А/м²). При выборе положения данного индуктора необходимо учитывать, что зона стимуляции имеет торообразный вид, внешний диаметр данной зоны порядка 9,5 см, внутрен-

ний – 1 см. Эффективная глубина стимуляции при использовании большого кольцевого индуктора составляет 7,5–8 см. Малый кольцевой индуктор имеет меньшую зону стимуляции: внешний диаметр зоны составляет 6 см, внутренний порядка 1 см. Эффективная глубина стимуляции при использовании малого кольцевого индуктора: 2,5–3 см.

При моделировании работы индуктора типа «Восьмерка» создается магнитное поле с наименьшей интенсивностью, однако наблюдается наилучшая локализация стимулирующего индуцированного тока: размеры зоны стимуляции 7,6×6,3 см, эффективная глубина стимуляции составляет 3–3,5 см (максимальное значение индукции магнитного поля и плотности индуцированного тока в сером веществе мозга 0,2 Тл, и 40 А/м²).

Совмещение данных МРТ и моделирования позволяет осуществлять правильный выбор местоположения индуктора с учетом распределения стимулирующего воздействия в мозге человека, что позволяет производить управляемую стимуляцию заданных структур мозга, рассчитывать и контролировать параметры магнито-стимуляционного воздействия.

Возможности моделирования могут быть использованы для нахождения оптимальных форм индукторов с заданными параметрами распределения магнитного поля.

MODELING OF TRANSCRANIAL MAGNETOTHERAPY EXPOSURE ON BRAIN TISSUES

M.V. DAVYDOV, A.N. OSIPOV, V.V. KISTSEN, V.V. EVSTIGNEEV,
N.S. DAVYDOVA, M.M. MEZHENNAIA, D.F. KUZNETSOV

Abstract

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

Список литературы

1. Кистень О.В. // Медицина. 2004. № 4(47). С. 30–32.
2. Беркутов А.М. Системы комплексной электромагнитотерапии. М., 2000.
3. Kisten O.V., Evstigneev V.V. // European Journal of Neurology. 2004. Vol. 11. P. 149.
4. Кистень О.В., Давыдов М.В., Евстигнеев В.В. // ArsMedica, 2010. №12(32). С. 79–85.
5. Кистень О.В., Евстигнеев В.В., Давыдов М.В. // Нейронаука для медицины и психологии: материалы шестого междисциплинарного конгресса. 2010. С. 160–161.
6. Kistsen V., Evstigneev V. // Epilepsia. 2011. Vol. 52, №6. P. 161.
7. Фадеев Л.Д. Математическая физика. Энциклопедия. М., 1998.
8. Krasteva V.T., Papazov S.P., Daskalov I.K. // BioMed Eng Online. 2002. Vol. 1.
9. Cohen D., Cuffin B.N. // J Clin Neurophysiol. 1991. Vol. 8(1). P. 102–111.
10. Давыдов М.В., Евстигнеев В.В., Осипов А.Н. и др. // Сборник научных статей VI Международной научно-технич. конф. Медэлектроника-2010. С. 124–130.
11. Salinas F.S., Lancaster J.L., Fox P.T. // Phys. Med. Biol. 2009. №54. P. 3631–3647.
12. Wolters C.H. Anwander A., Tricoche X. et al. // NeuroImage. 2006. Vol. 30, №3. P. 813–826.