

УДК 615.84

Разработка мобильного прибора для комплексной физиотерапии

Брагин А.И., Храмов К.К.

В статье излагаются и обосновываются методы и подходы к практической реализации мобильного прибора для комплексной физиотерапии, который предназначен для воздействия на лобные и височно-теменные области магнитными полями и слабыми электрическими токами. Проводится анализ результатов терапевтического влияния магнитных полей и электростимуляции на организм человека и возможностей их комплексного воздействия. Рассматриваются вопросы технической реализации прибора.

Ключевые слова: физиотерапия, мигрень, головные боли, магнитотерапия, электростимуляция.

Введение

В последнее время у людей начали проявляться аллергические реакции на различные лекарственные вещества, что ограничивает выбор медикаментозных средств. В связи с этим применение патогенетически обоснованных методов физиотерапии, повышающих эффективность лечения, стало неотъемлемой частью комплексного и восстановительного лечения, реабилитации, вторичной профилактики больных с различными заболеваниями и травматическими повреждениями. Такое лечение направлено на восстановление функциональных резервов человека, повышение уровня его здоровья и качества жизни, сниженных в результате неблагоприятного воздействия факторов среды, деятельности или в результате болезни (на этапе выздоровления или ремиссии) путем применения преимущественно немедикаментозных методов [1].

Отдельным направлением восстановительной медицины является физиотерапия, изучающая лечебные свойства природных и искусственно создаваемых физических факторов и разрабатывающая способы их применения преимущественно для восстановительного лечения, медицинской реабилитации и профилактики заболеваний [1, 2, 6].

Целью работы является анализ способов физиотерапевтического лечения, а также обоснование методов и подходов к практической реализации мобильного прибора для комплексной физиотерапии, который предназначен для воздействия на лобные и височно-

теменные области магнитными полями и слабыми электрическими токами.

Биофизические основы магнитотерапии

При лечении магнитным полем (магнитотерапии) на больного воздействуют постоянным, переменным, пульсирующим импульсным, а также «бегущим» или вращающимся магнитным полем. Основным параметром, характеризующим биотропное и другие действия магнитного поля, является магнитная индукция. В качестве источников магнитного поля используют постоянные магниты, создающие магнитные поля в десятки мТл, катушки с ферромагнитными сердечниками, катушки без сердечников [1, 2].

Для лечебного воздействия используют различные виды низкочастотных магнитных полей: переменное, пульсирующее, «бегущее», вращающееся. Магнитная индукция этих полей не превышает 50 мТл [1]. При этом пульсирующее поле изменяется во времени и по величине, но не по направлению, а остальные – во времени, по величине и по направлению.

Нервная, сердечно-сосудистая и эндокринная системы организма наиболее чувствительны к низкочастотным магнитным полям. Под их воздействием растут скорость прохождения импульсов по нервным волокнам и их возбудимость, уменьшается периневральный отек, увеличивается возбудимость центральной нервной системы, нормализуется функция вегетативной нервной системы.

Также снижается повышенный тонус сосудов, активируется локальный кровоток, усиливается кровоснабжение различных органов и тканей и их трофика, наблюдается слабое гипотензивное действие, улучшается свертывающая система крови. Данные магнитные поля способны стимулировать обмен веществ, регенерационные процессы и функцию эндокринных желез. Рядом исследований, выполненных в Онкологическом научном центре РАМН, выявлен противоопухолевый эффект вращающегося магнитного поля при карциноме молочной железы и меланоме [1, 2].

В основе механизма лечебного действия низкочастотных магнитных полей лежат те же закономерности, что и для постоянных полей. Однако главным действующим фактором является формирование в биоткани индуцированных электрических токов (по закону электромагнитной индукции Фарадея), плотность которых определяется скоростью изменения магнитной индукции, т.е. частотой и амплитудой магнитного поля. Эти токи могут оказывать решающее воздействие на клеточном уровне [1, 2, 6].

Минимальные биологические эффекты наблюдаются при плотности индуцированного тока $1 \dots 10 \text{ мА/м}^2$ [1]. Эти токи наводятся в тканях организма при воздействии на него переменным полем с магнитной индукцией $0,5 \dots 5 \text{ мТл}$ при частоте 50 Гц или $10 \dots 100 \text{ мТл}$ при частоте $2,5 \text{ Гц}$. Выраженные биологические эффекты, в т.ч. стимуляция репаративных процессов со стороны нервной и костной системы, возникают при плотности индуцированного тока $10 \dots 100 \text{ мА/м}^2$, который наводится в тканях, находящихся в переменном поле с магнитной индукцией $5 \dots 50 \text{ мТл}$ при частоте 50 Гц или $100 \dots 1000 \text{ мТл}$ при частоте $2,5 \text{ Гц}$. Существует вероятность опасности для здоровья человека при плотности индуцированного тока $100 \dots 1000 \text{ мА/м}^2$ (магнитная индукция $50 \dots 500 \text{ мТл}$ при частоте 50 Гц или $1 \dots 10 \text{ Тл}$ при частоте $2,5 \text{ Гц}$), т.к. эта

плотность тока превышает различные пороги стимуляции [1].

К лечебным эффектам низкочастотной магнитотерапии относят: противовоспалительный, трофический, вазоактивный, противоотечный, гипокоагулирующий, обезболивающий, стимулирующий репаративные процессы. Также исследованиями выявлена иммуномодулирующая роль вращающегося магнитного поля интенсивностью 2 мТл , частотой 100 Гц при общем воздействии на организм [1, 2, 6].

Неинвазивная стимуляция супраорбитального нерва

В последние годы при различных неврологических заболеваниях эффективно применяют методики нейромодуляции. При первичных головных болях (ГБ) показали свою эффективность несколько вариантов как инвазивной, так и неинвазивной нейромодуляции [13]. За счет высокой безопасности, простоты использования и эффективности наибольшее распространение в практике при мигрени получили методы неинвазивной нейростимуляции. В международной практике используется неинвазивная нейростимуляция зоны первой ветви тройничного нерва, блуждающего нерва, транскраниальная магнитная стимуляция и чрескожная удаленная электростимуляция (на уровне плеча) [4]. Преимущества данных методов – возможность использования как самостоятельно, так и в комбинации с фармакотерапией для купирования приступа и профилактики мигрени, а также возможность применения у пациентов с непереносимостью или противопоказаниями для лекарственного лечения, при беременности, грудном вскармливании, в детском и подростковом возрасте.

Первоначально исследования патогенетических механизмов анальгетического эффекта нейромодуляции при ГБ были выпол-

нены при проведении инвазивной стимуляции (имплантация электродов) больших затылочных нервов (мигрень, кластерная ГБ и невралгия крылонебного ганглия). С учетом сложности нейрохирургических манипуляций и соотношения эффективность/безопасность в настоящее время утверждены следующие показания для проведения инвазивной нейромодуляции при ГБ [7]:

1) рефрактерная хроническая мигрень, в том числе сочетающаяся с лекарственно-индуцированной ГБ;

2) рефрактерная хроническая кластерная ГБ.

В течение последнего десятилетия активно стали развиваться техники периферической неинвазивной нейростимуляции при первичных ГБ. Данные клинических исследований и анализ результатов практического применения показывают эффективность и высокую безопасность методов неинвазивной нейростимуляции при мигрени (монотерапия, комбинированное лечение с фармакотерапией) для купирования острого болевого синдрома во время приступа и профилактического лечения [4, 5].

Параметры стимуляции подбираются индивидуально в зависимости от чувствительности и переносимости [14, 16].

Описание структурной схемы предлагаемого комплексного физиотерапевтического прибора

В настоящее время отечественными и зарубежными разработчиками предлагается достаточно широкий ассортимент приборов как для комплексной, так и для более направленной физиотерапии, например: Полимаг-02, Полимаг-02М, Алмаг-01, Алмаг+, Диамаг, МАГ-30, производимые компанией «ЕЛАМЕД» [8]; АМнп-02, ДМВ-02 от компании «Солнышко» [9]; MAGNUM 3500 PRO и MAGNUM XL PRO фирмы Globus [10]. Однако проведенный анализ физиотерапевтиче-

ских приборов позволяет заключить, что, несмотря на богатый выбор и значительные функциональные возможности, практически все они имеют только один вид воздействия. Вместе с тем, имеющиеся данные свидетельствуют о том, что применение в одном приборе комплексного воздействия не только существенно расширит области его использования, но повысит эффективность терапии [11].

На рис. 1 приведена структурная схема предлагаемого прибора. Схема содержит излучатели магнитного поля для реализации магнитотерапии и электроды для электростимуляции супраорбитальной зоны. Таким образом, в приборе реализуется комплексное физиотерапевтическое воздействие на организм человека. Необходимые уровни и форма напряжений для исполнительных устройств формируются схемами управления. Эти схемы содержат датчики тока и напряжения для формирования сигналов обратной связи, которые позволяют осуществлять контроль работы устройства. Режим работы устройства задается пользователем с помощью блока управления и индикации, а выбранная программа физиотерапевтического воздействия реализуется микроконтроллером. Блок питания вырабатывает необходимые питающие напряжения. Он содержит стабилизаторы напряжения, устройство контроля заряда-разряда аккумуляторной батареи и преобразователи напряжения для схем управления.

Предполагается, что в окончательном виде разрабатываемый физиотерапевтический прибор будет надеваться на голову пациента,



при этом излучатели магнитного поля и электроды будут размещаться по периметру, с прилеганием ко лбу и волосистой части головы.

Расчет параметров излучателей магнитного поля и электродов

В физиотерапевтической практике наиболее предпочтительными оказываются плоские катушки индуктивности (рис. 2), поскольку они за счет своих геометрических и конструктивных особенностей обеспечивают бóльшую по сравнению с цилиндрическими катушками компактность приборов, в которых они применяются. Рассмотрим основные соотношения для расчета параметров плоской однослойной катушки индуктивности.

Магнитная индукция одной круговой токопроводящей петли радиуса r (рис. 2,а) определяется выражением [3]

$$B_0 = 0,5\mu_0 I / r,$$

где $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ Гн/м – магнитная постоянная; I – сила тока в петле.

Плоская спираль содержит n концентрических круговых петель с радиусами, варьирующимися от a до b (рис. 2,б).

Полная магнитная индукция в центре

$$B = \int \frac{\mu_0 I}{2r} dn, \quad (1)$$

где $dn = \frac{n}{b-a} dr$ – число витков в интервале $[r, r+dr]$.

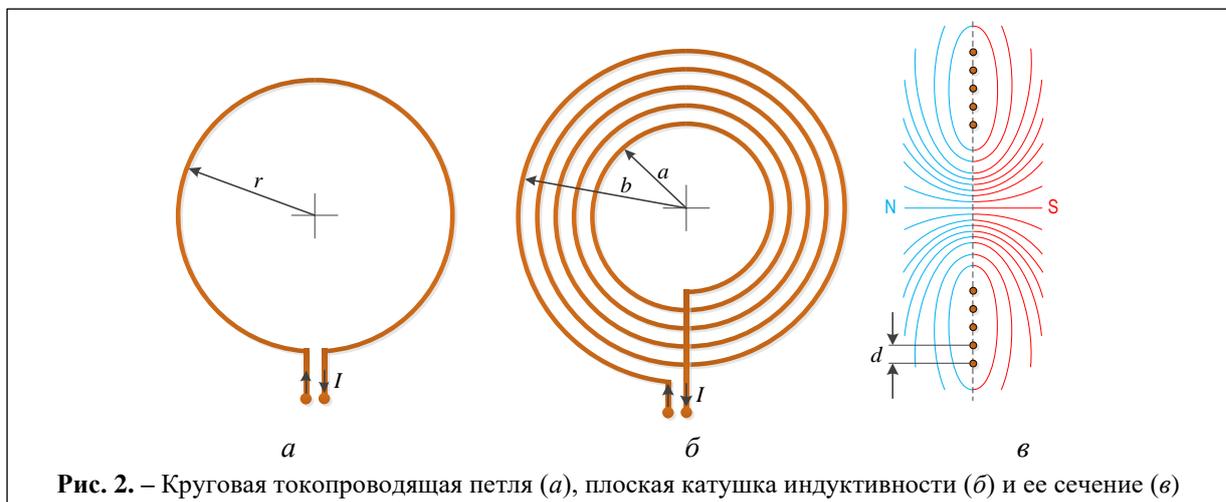
Подставляя значение для dn в (1) и интегрируя результат по r между a и b , имеем [3, 12]:

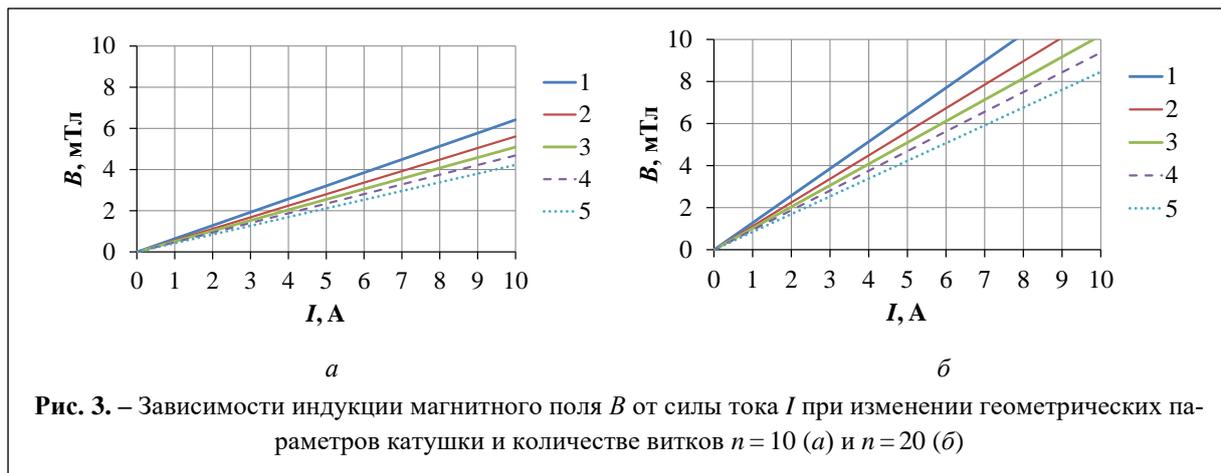
$$B = \int_a^b \frac{\mu_0 I}{2r} \frac{n}{(b-a)} dr = \frac{\mu_0 n I}{2(b-a)} \ln \frac{b}{a}. \quad (2)$$

Индуктивность однослойной круглой спиральной катушки может быть найдена из выражения [12]

$$L = 31,33\mu_0 n^2 \frac{r_0^2}{8r_0 + 11(b-a)},$$

где $r_0 = (a+b)/2$ – средний радиус катушки.





Длину l провода, требующегося для такой катушки, можно найти как длину спирали Архимеда [12]:

$$l = \frac{d}{2\pi} \left[\frac{\phi_1}{2} \sqrt{\phi_1^2 + 1} + \frac{1}{2} \ln \left(\phi_1 + \sqrt{\phi_1^2 + 1} \right) - \frac{\phi_0}{2} \sqrt{\phi_0^2 + 1} - \frac{1}{2} \ln \left(\phi_0 + \sqrt{\phi_0^2 + 1} \right) \right],$$

где d – шаг спирали (рис. 2,в); ϕ_0 и ϕ_1 – начальный и конечный углы поворота спирали Архимеда, которые связаны с внутренним и внешним радиусом равенствами

$$\phi_0 = 2\pi a/d; \quad \phi_1 = 2\pi b/d.$$

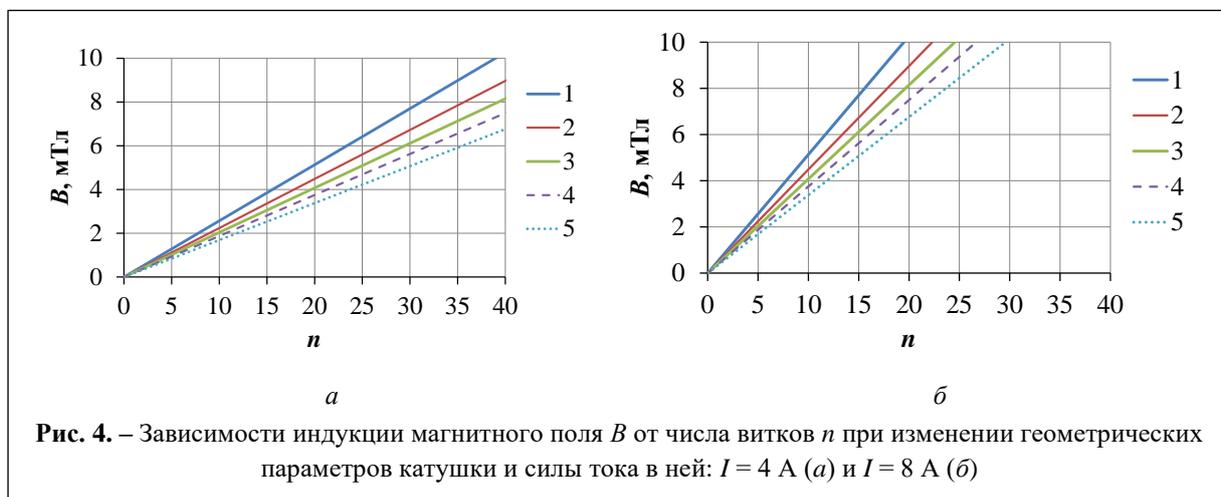
Зависимости магнитной индукции плоской катушки от силы тока в ней $B(I)$, приведенные на рис. 3, были получены при следующих значениях геометрических параметров катушки: $2a = 15$ мм и $2b = 25$ мм (зависимость 1); $2a = 20$ мм и $2b = 25$ мм (зависимость 2); $2a = 20$ мм и $2b = 30$ мм (зависимость 3);

$2a = 20$ мм и $2b = 35$ мм (зависимость 4); $2a = 25$ мм и $2b = 35$ мм (зависимость 5).

Зависимости магнитной индукции плоской катушки от числа витков в ней $B(n)$ при тех же геометрических размерах катушки приведены на рис. 6 для разных значений силы тока.

Из приведенных зависимостей следует, что при уменьшении среднего радиуса катушки, увеличении количества витков n и силы тока I магнитная индукция возрастает. При этом изменение силы тока и числа витков оказывает большее влияние на изменение индукции магнитного поля катушки, чем пропорциональное изменение ее среднего радиуса.

Для реализации компактного прибора целесообразно использовать бескаркасное исполнение катушек. При этом диаметр провода



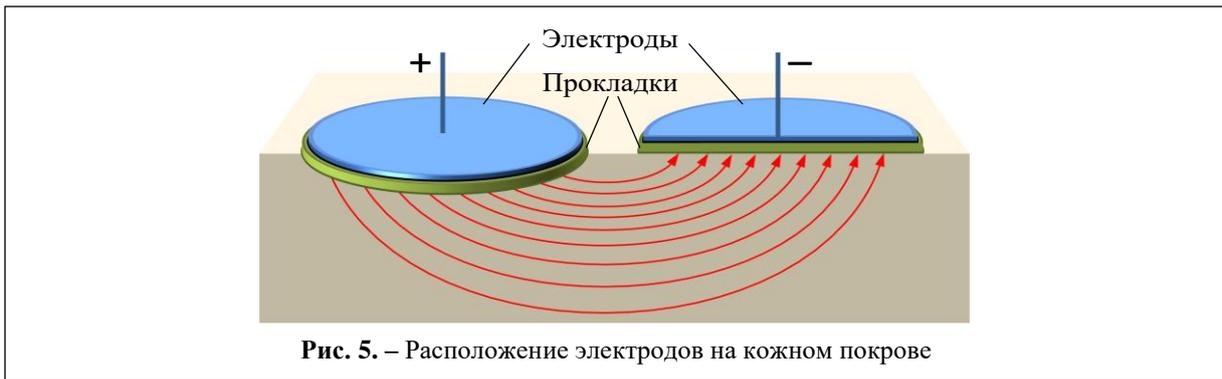


Рис. 5. – Расположение электродов на кожном покрове

должен обеспечивать достаточную механическую прочность и необходимую проводимость. На основании проведенных исследований, а также зависимостей, представленных на рис. 3 и 4, для реализации прибора выбраны следующие параметры катушки индуктивности: количество витков $n = 10$, внутренний радиус $a = 7,5$ мм и внешний радиус $b = 17,5$ мм. При этом расчетное значение силы тока в катушке составит $I = 7,5$ А, а индукция магнитного поля – $B = 4$ мТл.

В физиотерапевтических приборах в качестве аппаратных устройств неинвазивной стимуляции супраорбитального нерва используются плоские электроды, воздействующие на лобные области головы слабыми электрическими токами (рис. 5). Электроды, как правило, выполняются из токопроводящей резины, увеличивающей плотность их прилегания. В качестве контактного слоя используется тканевая прокладка, пропитанная соста-

вом с высокой проводимостью, который снижает электрическое сопротивление области прилегания электродов.

Параметры электрических воздействий, используемых для электростимуляции супраорбитальной зоны, имеют следующие диапазоны: сила тока – $1 \dots 16$ мА, частота – $60 \dots 100$ Гц [4]. Параметры стимуляции подбираются индивидуально в зависимости от чувствительности и переносимости.

Для нахождения необходимой площади электродов используется выражение

$$S = I/J,$$

где I – ток воздействия и J – плотность тока.

Зная площадь электрода, необходимую для безопасного воздействия на кожу человека электрическим током, можно найти минимальный радиус круглого электрода:

$$r = \sqrt{S/\pi}.$$

Площадь электродов может быть найдена из равенства [17]

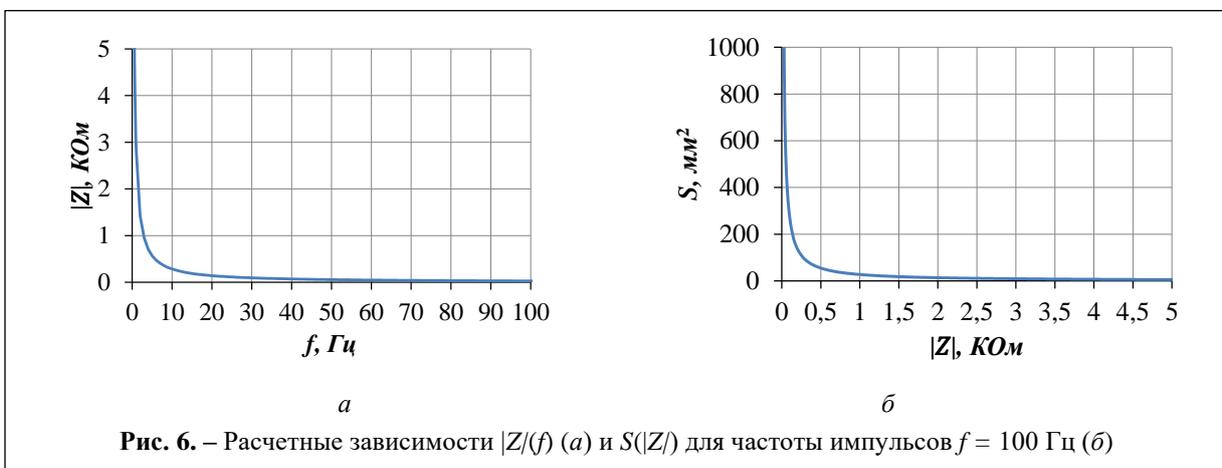


Рис. 6. – Расчетные зависимости $|Z|(f)$ (а) и $S(|Z|)$ для частоты импульсов $f = 100$ Гц (б)

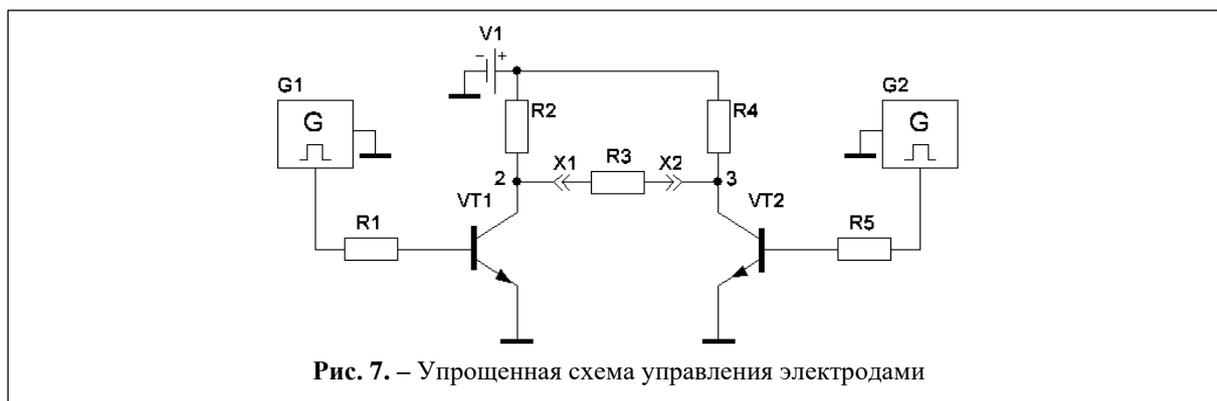


Рис. 7. – Упрощенная схема управления электродами

$$|\dot{Z}(f)| = \sqrt{2} \frac{\delta}{2\pi f \varepsilon \varepsilon_0 S}, \quad (3)$$

где $\dot{Z}(f)$ – полный импеданс электрода; f – частота воздействия; $\varepsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12}$ Ф/м – электрическая постоянная, ε – диэлектрическая проницаемость прокладки, δ – глубина контактного слоя (толщина двойного электрического слоя).

Графическое решение уравнения (3) показано на рис. 6, где представлены зависимости модуля импеданса $|\dot{Z}(f)|$ электрода от частоты электрического тока (рис. 6,а) и площади электрода $S(|\dot{Z}|)$ от его импеданса (рис. 6,б).

Для формирования двухполярного напряжения на электродах [16] может быть использована схема управления, построенная на двух транзисторах и питаемая однополярным напряжением (рис. 7). Генераторы $G1$ и $G2$ формируют противофазные прямоугольные импульсы необходимой длительности и частоты. Такие импульсы могут формироваться непосредственно контроллером [11]. В режиме паузы на базах транзисторов $VT1$ и $VT2$ присутствует высокий уровень напряжения, они открыты, и электроды $X1$, $X2$ подключены к общему проводу. В момент прихода импульса низкого уровня, например, от генератора $G1$, транзистор $VT1$ закрывается, и электрод $X1$ подключается к положительной клемме источника питания, создавая ток че-

рез участок тела (сопротивление $R3$) в направлении от $X1$ к $X2$. Такой режим работы создается в транзисторах поочередно, что позволяет изменять направление тока при электро-стимуляции.

Рассмотренная схема управления электродами была промоделирована при сопротивлении $R3 = 2,2$ кОм. Результаты моделирования приведены на рис. 8. Здесь приведены графики напряжений на коллекторах транзисторов $VT1$ и $VT2$ (точки 2 и 3 на рис.8,а), а также графики дифференциального напряжения (рис.8,б) и тока (рис.8,в) через резистор $R3$. Из графиков видно, что транзисторы, запираясь поочередно, формируют на электродах двухполярное напряжение (рис.8,б). При используемых номиналах элементов и напряжении питания $V1 = 40$ В в моменты коммутации транзисторов через резистор $R3$ протекает импульсный двухполярный ток с амплитудой около 16 мА (рис.8,в).

Реализация схемы управления катушками индуктивности

На основании проведенных выше расчетов была разработана схема управления излучателем магнитного поля на основе плоской однослойной катушки индуктивности (рис. 9,а). Схема представляет собой транзисторный каскад на полевом транзисторе VT , включенном по схеме с общим истоком. Сопротивления $R1$ и $R2$ образуют делитель входного импульсного напряжения G и обеспечивают необходимый режим работы транзистора. Диод

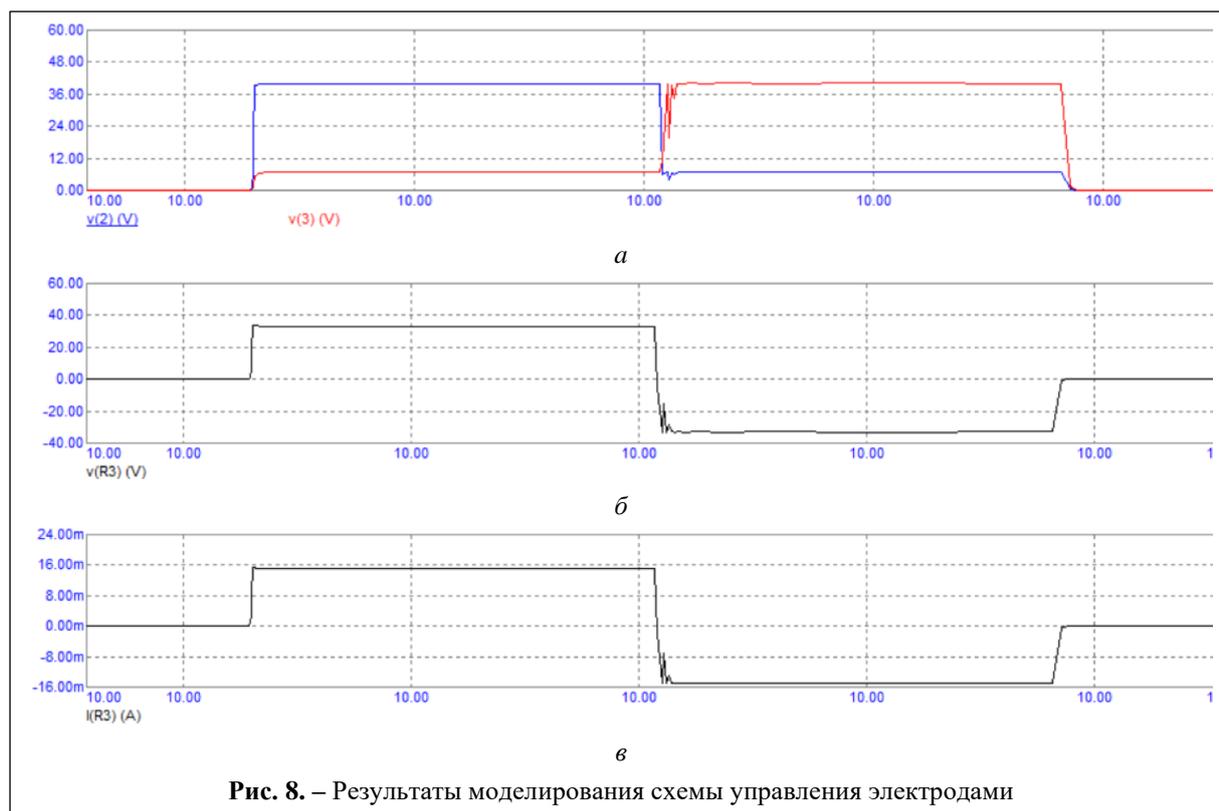


Рис. 8. – Результаты моделирования схемы управления электродами

VD служит для защиты транзистора от импульсов ЭДС самоиндукции. Сопротивление R_S ограничивает ток I , протекающий через индуктивность и транзистор, и является датчиком тока.

Схема управления была реализована в виде макетного образца (рис. 9,б) и исследована [15]. На рис. 10 приведены осциллограммы входного импульсного напряжения $U_{вх}$ с частотой следования импульсов $f_0 = 1$ Гц

и скважностью $q = 200$. На рис. 11 приведены осциллограммы напряжения U_S , создаваемого на сопротивление $R_S = 0,22$ Ом. Импульсы имеют амплитуду $U_{Sm} = 1,6$ В. Это позволяет найти амплитуду импульсов тока, протекающего через индуктивность $I_m = U_{Sm}/R_S = 7,27$ А.

Из выражения (2) найдем значение полной магнитной индукции в центре катушки

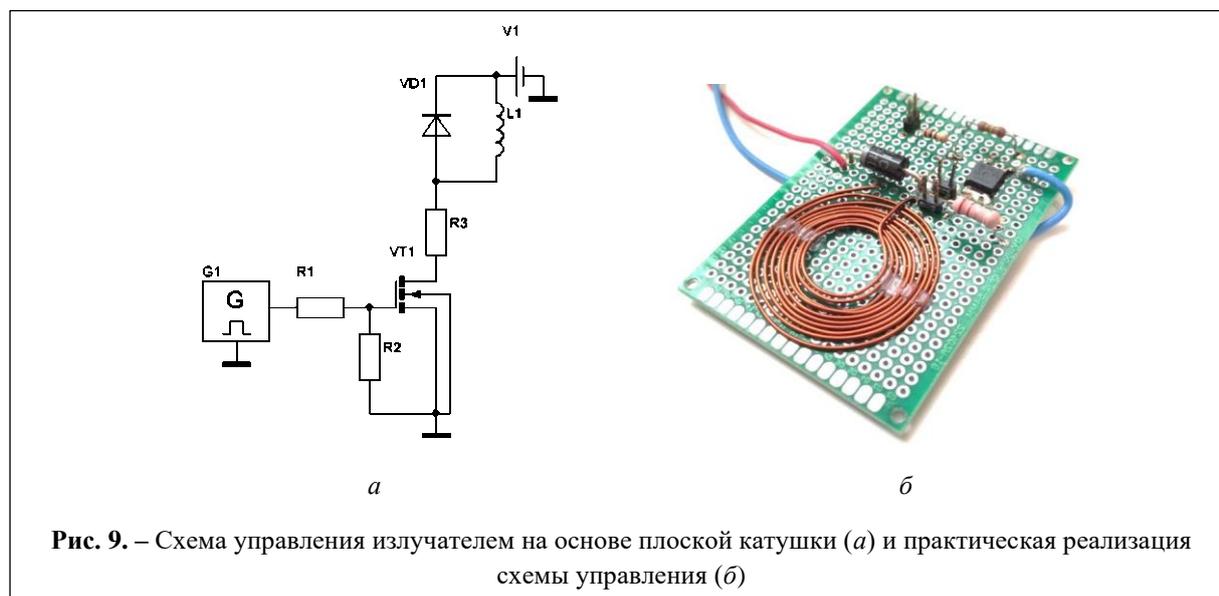


Рис. 9. – Схема управления излучателем на основе плоской катушки (а) и практическая реализация схемы управления (б)

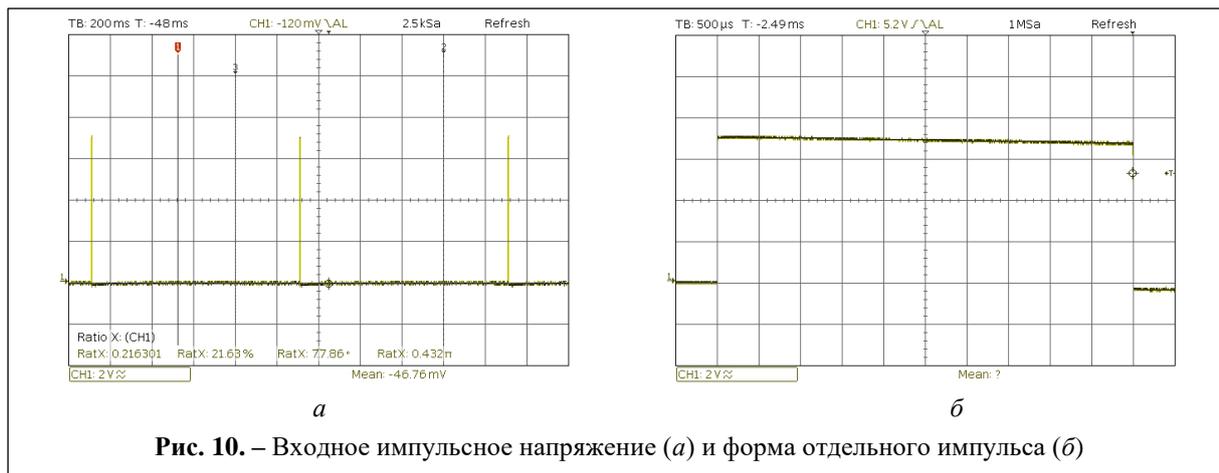


Рис. 10. – Входное импульсное напряжение (а) и форма отдельного импульса (б)

$B = 3,87$ мТл. Полученное значение магнитной индукции соответствует теоретическим расчетам, приведенным выше для выбранных геометрических параметров катушки.

Заключение

В работе были получены следующие результаты:

- выполнен анализ методов и способов физиотерапевтического лечения и произведен выбор комплексного воздействия на лобные и височно-теменные области магнитными полями и слабыми электрическими токами;
- предложена структура мобильного комплексного физиотерапевтического прибора, реализующего режимы «бегущего» импульсного магнитного поля и электростимуляции супраорбитальной зоны;
- рассчитаны параметры излучателей магнитного поля и плоских электродов;
- предложены схемы управления электродами и излучателем магнитного поля на основе плоской однослойной катушки индуктивности, проведено их компьютерное моделирование;

- проведено экспериментальное исследование макетного образца схемы управления излучателем на основе плоской катушки; параметры схемы соответствуют теоретическим расчетам, проведенным для выбранных геометрических параметров катушки.

Литература

1. Практическая физиотерапия: Руководство для врачей / А.А. Ушаков. – 3-е изд., испр. и доп. – М.: ООО «Издательство «Медицинское информационное агентство», 2013. – 688 с.
2. Практическая физиотерапия. – 2-е изд., испр. и доп. – М.: ООО «Медицинское информационное агентство», 2009. – 608 с.
3. Иродов И.Е. Электромагнетизм. Основные законы / И.Е. Иродов. – 7-е изд. – М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2009. – 319 с.: ил. – (Технический университет. Общая физика). ISBN 978-5-9963-0064-8.
4. Reuter U., McClure C., Liebler E., Pozo-Rosich P. Non-invasive neuromodulation for migraine and cluster headache: a systematic review of clinical trials. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 2019, vol. 90, issue 7, p. 796-804. DOI: 10.1136/jnnp-2018-320113.
5. Schoenen J., Roberta B., Magis D., Coppola G. Noninvasive neurostimulation methods for migraine

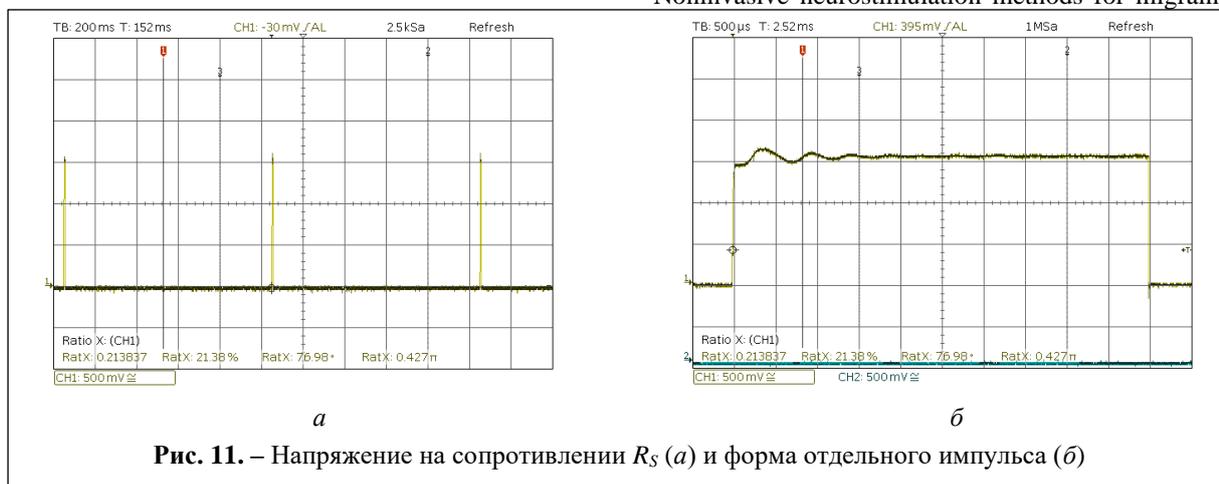


Рис. 11. – Напряжение на сопротивлении R_s (а) и форма отдельного импульса (б)

therapy: The available evidence. *Cephalalgia*. 2016, vol. 36, issue 12, p. 1170-1180. DOI: 10.1177/0333102416636022.

6. Системы комплексной электромагнитотерапии: Учебное пособие для вузов / Под ред. А.М. Беркутова, В.И. Жулева, Г.А. Кураева, Е.М. Прошина. – М.: Лаборатория Базовых Знаний, 2000 г. – 376 с.: ил.

7. Martelletti P., Jensen R.H., Antal A., Arcioni R., Brighina F., de Tommaso M., Franzini A., Fontaine D., Heiland M., Jürgens T.P., Leone M., Magis D., Paemeleire K., Palmisani S., Paulus W., May A. Neuromodulation of chronic headaches: position statement from the European Headache Federation. *The Journal of Headache and Pain*. 2013, 14:86. DOI: 10.1186/1129-2377-14-86.

8. Сайт компании «ЕЛАМЕД» [Электронный ресурс]: Медицинская техника. Каталог продукции «ЕЛАМЕД». – Режим доступа: <https://ru.elamed.com/medicinskaya-tehnika>

9. Интернет-магазин компании «Солнышко» [Электронный ресурс]: Аппараты магнитотерапии. – Режим доступа: <https://solnyshco24.com/catalog/apparaty-magnitoterapii>

10. Сайт компании Globus [Электронный ресурс]: Product Line: The full range of Globus magnetotherapy devices. – Режим доступа: <https://globusmagneto.com/en/products/>. – Язык англ.

11. Брагин А.И., Храмов К.К. Разработка и обоснование подходов к практической реализации прибора для комплексной физиотерапии // Наука и образование в развитии промышленной, социальной и экономической сфер регионов России. XIV Всероссийские научные Зворыкинские чтения: сб. тез. докл. Всероссийской научной конференции. Муром, 4 февр. 2022 г. – Муром: МИ ВлГУ, 2022. – 414 с.: ил. – [Электронный ресурс]: 1 электрон. опт. диск (CD-ROM). – С.196-197.

Поступила 10 августа 2023 г.

The article describes and substantiates methods and approaches to the practical implementation of a mobile device for complex physiotherapy, which is designed to affect the frontal and temporal-parietal areas with magnetic fields and weak electric currents. The results of the therapeutic effect of magnetic fields and electrical stimulation on the human body and the possibilities of their complex effects are analyzed. The issues of technical implementation of the device are considered.

Key words: physiotherapy, migraine, headaches, magnetic therapy, electrical stimulation.

Брагин Александр Игоревич – магистрант Муромского института (филиала) ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых», инженер-испытатель АО «Елатомский приборный завод» (компания ЕЛАМЕД)

E-mail: www.bragin2015@yandex.ru

Адрес: 391351, Рязанская область, Касимовский район, р.п. Елатьма, ул. Янина, д.25.

Храмов Константин Константинович – кандидат технических наук, декан факультета информационных технологий и радиоэлектроники Муромского института (филиала) ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых».

E-mail: hramovkk@gmail.com

Адрес: 602264, г. Муром, ул. Орловская, 23.

12. Брагин А.И. Выбор и расчет параметров катушек индуктивности для комплексного физиотерапевтического прибора // Научный потенциал молодежи – будущее России. XIV Всероссийские научные Зворыкинские чтения: сб. тез. докл. Всероссийской межвузовской научной конференции. Муром, 29 апреля 2022 г. – Муром: МИ ВлГУ, 2022. – 975 с.: ил. – [Электронный ресурс]: 1 электрон. опт. диск (CD-ROM). – С.409-410.

13. Jürgens T.P., Leone M. Pearls and pitfalls: neurostimulation in headache. *Cephalalgia*. 2013; 33(8): 512-525.

14. Сергеев А.В. Неинвазивная нейростимуляция при мигрени. Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. 2020; 120(6): 114–118. DOI: 10.17116/jnevro2020120061114.

15. Брагин А.И., Храмов К.К. Схема управления излучателем магнитного поля на основе плоской катушки для комплексного физиотерапевтического прибора // Наука и образование в развитии промышленной, социальной и экономической сфер регионов России. XV Всероссийские научные Зворыкинские чтения: сб. тез. докл. Всероссийской научной конференции. Муром, 3 февр. 2023 г. – Муром: МИ ВлГУ, 2023. – 414 с.: ил. – [Электронный ресурс]: 1 электрон. опт. диск (CD-ROM).

16. Табеева Г.Р. Нейростимуляция супраорбитального нерва с помощью устройства Cefaly – новый метод лечения мигрени // Журнал неврологии и психиатрии, вып. 3, 2019. – С. 133-140. DOI: 10.17116/jnevro2019119031133

17. Швец Е.Я., Веревкин Л.Л., Свитанько Н.В., Киселев Е.Н. Расчет площади контакта электродов для эффективной электростимуляции глазодвигательных мышц // Восточно-Европейский журнал передовых технологий. – 2013. – №1. – С. 30-32.