

ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ

(12)

РЕСПУБЛИКА БЕЛАРУСЬ



НАЦИОНАЛЬНЫЙ ЦЕНТР
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ
СОБСТВЕННОСТИ

(19) ВУ (11) 9113

(13) U

(46) 2013.04.30

(51) МПК

A 61N 2/02

(2006.01)

(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ МАГНИТНОЙ СТИМУЛЯЦИИ С ВОЗМОЖНОСТЬЮ КОНТРОЛЯ РАССТОЯНИЯ ОТ МАГНИТНОГО ИНДУКТОРА ДО ПОВЕРХНОСТИ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА

(21) Номер заявки: u 20120649

(22) 2012.06.28

(71) Заявитель: Учреждение образования
"Белорусский государственный
университет информатики и радио-
электроники" (ВУ)

(72) Авторы: Давыдов Максим Викторович;
Кистень Ольга Васильевна; Евстигнеев
Виктор Владимирович; Осипов
Анатолий Николаевич; Меженная Ма-
рина Михайловна; Давыдова Надежда
Сергеевна (ВУ)

(73) Патентообладатель: Учреждение обра-
зования "Белорусский государственный
университет информатики и
радиоэлектроники" (ВУ)

(57)

Устройство для магнитной стимуляции, содержащее блок питания, силовой транзистор, драйвер силового транзистора, импульсный трансформатор, выходной диод, силовой конденсатор, делитель напряжения, силовой тиристор, магнитный индуктор, блок управления, командоаппарат, охлаждающую систему, отличающееся тем, что дополнительно содержит блок контроля расстояния от магнитного индуктора до поверхности тела человека.

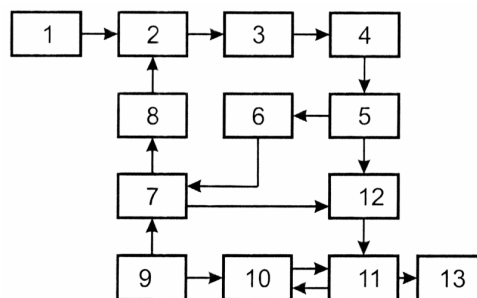
(56)

1. Патент РФ 2218194, МПК А 61N 2/02, 2003.

2. Патент РФ 2373971, МПК А 61N 2/02, 2009.

3. Системы комплексной электромагнитотерапии: Учебное пособие для вузов / Под ред. А.М. Беркутова, В.И. Жулева, Г.А. Кураева, Е.М. Прошкина. - М.: Лаборатория Базовых Знаний, 2000. - 376 с.

4. Salinas F.S., Lancaster J.L., Fox P.T. 3D modeling of the total electric field induced by transcranial magnetic stimulation using the boundary element method // Phys. Med. Biol. - No. 54. - 2009. - P. 3631-3647.



Фиг. 1

5. Кистень О.В., Давыдов М.В., Евстигнеев В.В. Закономерность распределения индуцированных токов при транскраниальной магнитной стимуляции и применение ее у больных эпилепсией // *ArsMedica*. - 2010. - № 12(32). - С. 79-85.

Предложенная полезная модель относится к медицинской технике и может быть использована для магнитотерапевтического воздействия при поражениях центральной и периферической нервной системы человека.

Известно устройство для магнитной стимуляции [1], содержащее блок питания, силовой транзистор, драйвер силового транзистора, импульсный трансформатор, выходной диод, силовой конденсатор, делитель напряжения, силовой тиристор, магнитный индуктор, блок управления, командоаппарат. Данное устройство характеризуется высокими энергетическими показателями за счет формирования закона управления, при котором потребляемый ток пропорционален питающему напряжению, что улучшает коэффициент мощности и увеличивает точность поддержания заданных параметров магнитного импульса, поскольку выходное напряжение силового конденсатора измеряется делителем напряжения и участвует в формировании закона управления магнитным потоком индуктора.

Недостаток известного устройства состоит в отсутствии системы охлаждения магнитного индуктора, кроме того, отсутствует система контроля положения индуктора, что снижает эффективность магнитотерапевтической процедуры.

Наиболее близким к предлагаемой полезной модели является устройство для магнитной стимуляции [2], содержащее блок питания, силовой транзистор, драйвер силового транзистора, импульсный трансформатор, выходной диод, силовой конденсатор, делитель напряжения, силовой тиристор, магнитный индуктор, блок управления, командоаппарат, охлаждающую систему. Данное устройство позволяет повысить эффективность магнитотерапевтической процедуры путем минимизации температурного воздействия магнитного индуктора, вызванного нагревом последнего в процессе стимуляции.

Недостатком известного устройства является отсутствие возможности контроля положения индуктора относительно тела пациента. Исходя из того, что сила стимулирующего воздействия пропорциональна квадрату расстояния до объекта, рассмотренное выше устройство не позволяет производить стимулирующее воздействие со строго определенными параметрами индуцированных токов.

Технической задачей, на решение которой направлена предлагаемая полезная модель, является повышение эффективности магнитной стимуляции тканей мозга, верхних или нижних конечностей человека за счет точной установки расстояния между стимулирующим индуктором и объектом стимуляции [3-4]. Расстояние от индуктора до стимулируемых тканей человека определяет плотность индуцированного тока, силу стимулирующего эффекта и площадь зоны возбуждения тканей.

Указанная задача достигается введением в устройство для магнитной стимуляции, содержащее блок питания, силовой транзистор, драйвер силового транзистора, импульсный трансформатор, выходной диод, силовой конденсатор, делитель напряжения, силовой тиристор, магнитный индуктор, блок управления, командоаппарат, охлаждающую систему, дополнительного блока контроля расстояния от магнитного индуктора до поверхности тела человека, который механически соединен с магнитным индуктором.

Сущность заявляемой полезной модели заключается в том, что предлагаемое устройство для магнитной стимуляции содержит блок питания, силовой транзистор, драйвер силового транзистора, импульсный трансформатор, выходной диод, силовой конденсатор, делитель напряжения, силовой тиристор, магнитный индуктор, блок управления, командоаппарат, охлаждающую систему и дополнительный блок контроля расстояния от маг-

нитного индуктора до поверхности тела человека, который позволяет осуществлять контролируемую стимуляцию заданных тканей путем точной установки индуктора над зоной стимуляции и путем поддержания заданного расстояния во время проведения процедуры магнитостимуляции [5].

Предложение иллюстрируется следующими чертежами. На фиг. 1 представлена структурная схема устройства для магнитной стимуляции, фиг. 2 иллюстрирует конструкцию блока контроля расстояния от магнитного индуктора до поверхности тела человека.

Предложенное устройство для магнитной стимуляции (фиг. 1) содержит блок питания 1, выход которого соединен с первым входом силового транзистора 2, выход которого соединен с входом импульсного трансформатора 3, выход которого соединен с выходом выходного диода 4, выход которого соединен с входом силового конденсатора 5, первый выход которого соединен с входом делителя напряжения 6, выход которого соединен с первым входом блока управления 7, первый выход которого соединен с входом драйвера силового транзистора 8, выход которого соединен со вторым входом силового транзистора 2, второй вход блока управления 7 соединен с первым выходом командоаппарата 9, второй выход которого соединен со входом охлаждающей системы 10, выход которой соединен с первым входом магнитного индуктора 11, второй выход блока управления 7 соединен с первым входом силового тиристора 12, второй вход которого соединен с вторым выходом силового конденсатора 5, выход силового тиристора 12 соединен с вторым входом магнитного индуктора 11, выход которого соединен с блоком контроля расстояния от индуктора до пациента 13.

Устройство для магнитной стимуляции работает следующим образом.

После подключения к сети блок питания 1, служащий для зарядки силового конденсатора 5, подает выпрямленное напряжение на силовой транзистор 2. До момента поступления управляющего сигнала с драйвера силового транзистора 8, силовой транзистор 2 закрыт и заряда силового конденсатора 5 не происходит.

Далее выполняется инициализация командоаппарата 9, после чего командоаппарат 9 включает охлаждающую систему 10, а также подает напряжение на первый вход блока управления 7. Охлаждающая система 10 приводит в движение охлаждающую жидкость, которая циркулирует по контуру. Устройство готово к проведению импульса тока, при котором в индукторе 11 будет выделяться большое количество тепла. На блоке контроля расстояния от индуктора до пациента 13 устанавливается значение расстояния от индуктора до стимулируемых тканей пациента. Индуктор 11 располагается так, чтобы штанга блока контроля расстояния 13 была перпендикулярна поверхности стимулируемых тканей пациента и находилась непосредственно над зоной стимуляции.

Разрешающий сигнал со второго выхода блока управления 7 поступает на вход драйвера 8, который генерирует импульсный сигнал для открытия силового транзистора 2. Силовой транзистор 2 работает в ключевом режиме, периодически подключая постоянное напряжение с блока питания 1 к первичной обмотке импульсного трансформатора 3. Далее повышенное до нескольких киловольт напряжение поступает с вторичной обмотки импульсного трансформатора 3 на выходной диод 4 и силовой конденсатор 5. Накопленная в импульсном трансформаторе 3 энергия "разряжается" через выходной диод 4 на силовой конденсатор 5, заряжая его.

Величина напряжения заряда силового конденсатора 5 контролируется с помощью делителя напряжения 6, который является датчиком, ограничивающим процесс заряда силового конденсатора 5 после достижения заданной величины напряжения. Прекращение заряда силового конденсатора 5 осуществляется путем подачи сигнала запрета от делителя напряжения 6 на второй вход блока управления 7. При этом на втором выходе блока управления 7 формируется запрещающий сигнал, который подается на вход драйвера 8.

При подаче от командоаппарата 9 на первый вход блока управления 7 сигнала на разряд силового конденсатора 5, на первом выходе блока управления 7 формируется напря-

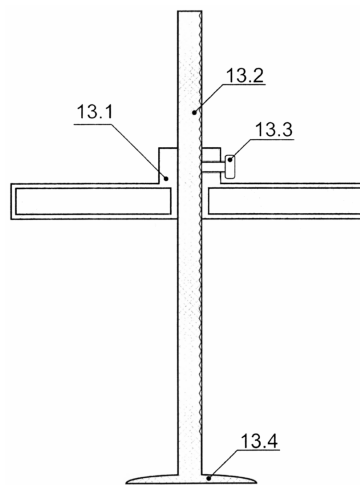
BY 9113 U 2013.04.30

жение, поступающее на управляющий второй вход силового тиристора 12, который открывается, соединяя ранее заряженный силовой конденсатор 5 с магнитным индуктором 11. Далее происходит разряд силового конденсатора 5 через обмотку катушки магнитного индуктора 11, вокруг катушки образуется магнитное поле заданной величины, воздействующее на выбранные для стимуляции зоны человека.

После разряда силового конденсатора 5 и закрытия силового тиристора 12 начинается процесс заряда силового конденсатора 5 по алгоритму, представленному выше, при этом оператор постоянно контролирует положение магнитного индуктора 11, удерживая его с помощью блока контроля расстояния от индуктора до пациента 13 на заданном расстоянии. Конструкция блока контроля (фиг. 2) расстояния включает следующие составные элементы: 13.1 - держатель магнитного индуктора, 13.2 - штанга блока контроля расстояния от индуктора до пациента, 13.3 - фиксирующий винт, 13.4 - расширение штанги блока контроля расстояния для перпендикулярной установки на поверхность тела пациента.

Таким образом, предлагаемое устройство позволяет повысить точность локализации индуктора путем решения следующих задач:

- 1) производится точная установка индуктора над зоной стимуляции;
- 2) осуществляется контроль расстояния от индуктора до поверхности стимулируемых тканей человека;
- 3) контролируется угол наклона индуктора относительно поверхности стимулируемых тканей человека (индуктор располагается параллельно поверхности тела), что позволяет осуществить подбор и контроль параметров магнитотерапевтической процедуры, необходимых для стимуляции заданных структур мозга, верхних или нижних конечностей человека.



Фиг. 2