РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

(19) **RU** (11) **169 266**(13) **U1**

(51) МПК
A61N 1/39 (2006.01)

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: **2016135512, 01.09.2016**

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
01.09.2016

Дата регистрации:
13.03.2017

Приоритет(ы):
(22) Дата подачи заявки: **01.09.2016**

(45) Опубликовано: **13.03.2017** Бюл. № **8**

Адрес для переписки:
115230, Москва, Варшавское ш., 42, ООО "Альтомедика", для Харченко Г.А.

(72) Автор(ы):
Давыдов Дмитрий Владимирович (RU),
Егоров Алексей Игоревич (RU),
Козырев Андрей Сергеевич (RU),
Ляшенко Юрий Михайлович (RU)

(73) Патентообладатель(и):
Общество с ограниченной ответственностью (ООО) "Альтомедика" (RU)

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **US 2016206894 A1, 21.07.2016. US 2016180044 A1, 23.06.2016. US 2016175602 A1, 23.06.2016. RU 2012113293 A, 10.10.2013. RU 2266145 C2, 20.12.2005.**

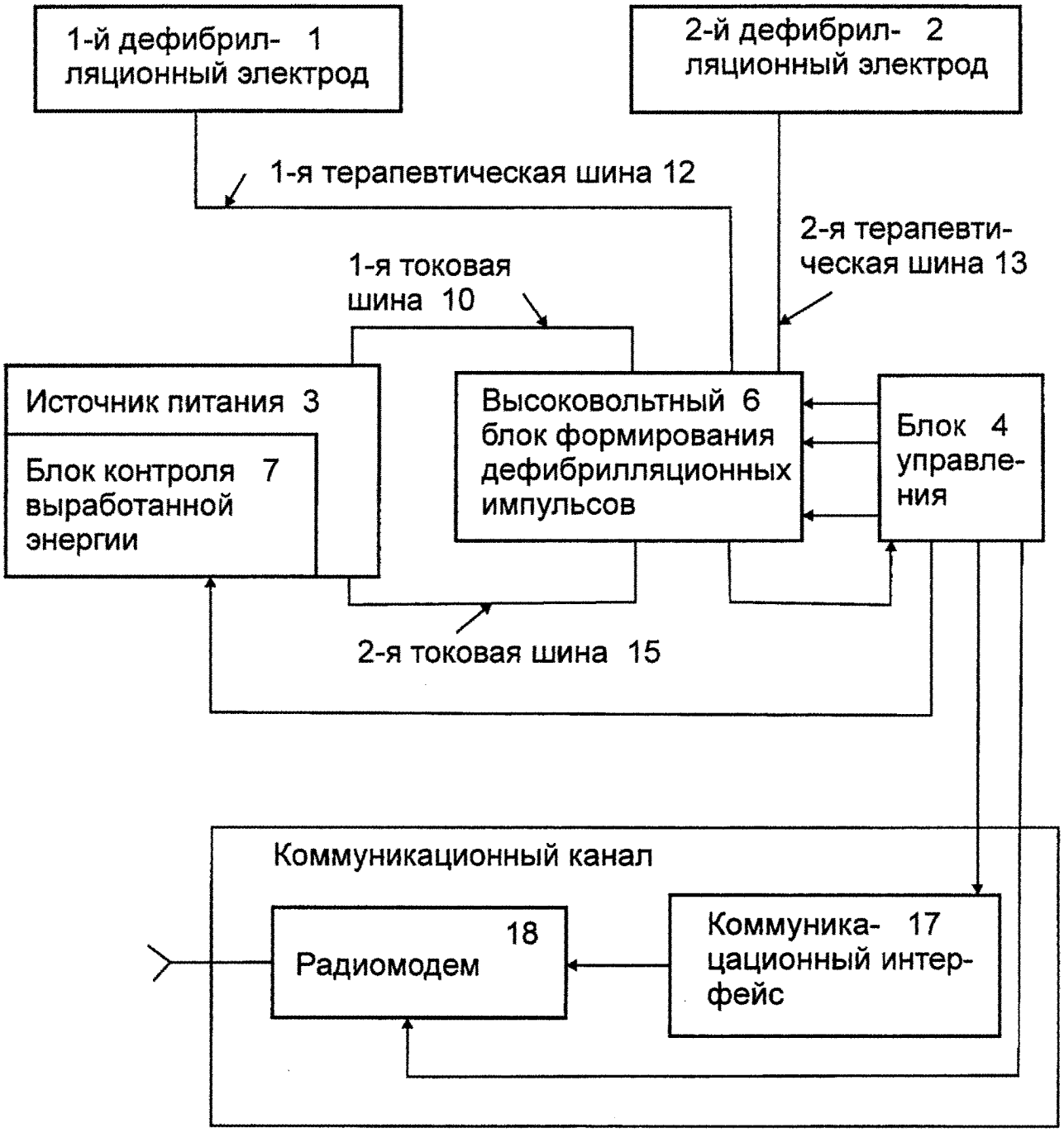
(54) **Портативный автоматизированный внешний дефибриллятор**

(57) Реферат:

Полезная модель «Портативный автоматизированный внешний дефибриллятор» предназначена для устранения фибрилляции сердца и восстановления нормального сердечного ритма путем подачи в тело пациента сильного электрического разряда. Технический результат заключается в повышении надежности устройства, определяемой вероятностью успешного применения дефибриллятора в критической для пациента ситуации. Для достижения этого результата предложено в устройство, содержащее источник питания, оснащенный блоком контроля выработанной энергии и двумя токовыми шинами, между которыми включен высоковольтный блок формирования дефибрилляционных импульсов, а также терапевтические шины, соединяющие высоковольтные выходы высоковольтного блока формирования дефибрилляционных импульсов с дефибрилляционными электродами, и блок управления, выполненный с одним измерительным входом и несколькими управляющими выходами, при этом измерительный вход блока управления подключен к измерительному выходу высоковольтного блока формирования дефибрилляционных импульсов, один из управляющих выходов блока управления соединен со входом блока контроля выработанной энергии, а другие управляющие выходы - с соответствующими коммутационными входами высоковольтного блока формирования дефибрилляционных импульсов, ввести коммуникационный канал, состоящий из последовательно соединенных коммуникационного интерфейса и радиомодема с антенной, коммуникационный вход которого соединен со входом коммуникационного интерфейса, а управляющий вход - с управляющим входом радиомодема. В качестве радиомодема могут быть использованы передающий модуль специализированной радиосети, модуль стандартной GSM-сети, модем Интернет-сети либо модуль WiFi. 5 з.п. ф-лы, 3 ил.

RU 169266 U1

RU 169266 U1



Фиг. 1

RU 1692266 U1

RU 1692266 U1

Полезная модель относится к области медицинской техники, а именно к средствам устранения с помощью электрических импульсов хаотической активности (фибрилляции) сердца - дефибрилляторам, а именно к наиболее применяемым на практике носимым автоматизированным внешним дефибрилляторам (АВД).

Большая статистическая база медицинских данных достоверно свидетельствует о том, что вероятность выживания пациента после сердечного приступа прямо зависит от интервала времени до момента начала оказания пациенту специализированной кардиологической медицинской помощи. Переход сердечного приступа в фибрилляцию желудочков сердца, при которой сердце теряет свою способность осуществлять нагнетание требуемого органам объема крови, имеет своим негативным результатом необратимое повреждение головного мозга и почти гарантированный летальный исход, если своевременно - в пределах считанных минут - не будет восстановлен и пролонгирован нормальный сердечный ритм. В настоящее время наиболее эффективным (из успешно освоенных) способом восстановления нормального сердечного ритма у пациента является подача в его тело сильного электрического разряда, который способен почти незамедлительно подавить случившуюся фибрилляцию сердца и восстановить его нормальную нагнетательную функцию.

Известны следующие виды носимых портативных дефибрилляторов (см., например, www.axion-med.ru).

Имплантируемый дефибриллятор. Этот прибор представляет собой вживляемое в тело пациента устройство, работающее от миниатюрной батарейки, которое постоянно следит за сердечным ритмом человека и, если сердце бьется хаотично, восстанавливает нормальный ритм, генерируя электрический разряд. Одним из наиболее совершенных приборов этого типа является устройство, недавно анонсированное американской администрацией по контролю качества продуктов питания и медикаментов (FDA). Это устройство устанавливается под кожей вдоль нижнего края грудной клетки, откуда посылает импульсы к сердцу. Для его установки не требуется вмешательство на венах и сердце (www.intmedtourism.com).

Автоматический носимый дефибриллятор. Отличительной особенностью этого вида дефибрилляторов является то, что все его элементы и соединяющие их провода располагаются на предмете одежды пациента, например на блузе. Дефибриллятор может выполнять кардиостимуляцию и/или дефибрилляцию. Он включает в себя по меньшей мере два электрода, которые могут быть присоединены к пациенту, предпочтительно на его грудной стенке, чтобы подать пациенту достаточный импульс током. Расположенные на предмете одежды терапевтические блоки соединяются с контролирующим блоком, также находящимся в этом предмете одежды. Когда контролирующий блок обнаруживает остановку сердца с определенными интервалами времени и с возрастающей интенсивностью, то он автоматически запускает терапевтические электроимпульсные воздействия, которые длятся тех пор, пока контролирующий блок не обнаружит восстановления сердечной активности, или до тех пор, пока дефибриллятор не дезактивируется внешним способом, например врачом скорой помощи или службы спасения. К этому виду дефибрилляторов относится, например, «Устройство для медицинской помощи пациенту при неотложном состоянии» по патенту RU №2556572, A61N 1/39, A61H 31/00, A61M 16/04. Кроме терапевтических и контролирующего блоков устройство включает в себя коммуникационный блок для передачи сообщения удаленному приемнику, например в службу спасения. Коммуникационное устройство отправляет данные на устройство аварийной сигнализации, чтобы послать тревожный сигнал получателю автоматически по телефону,

например, по мобильной радиосети. Мобильный радиопередатчик и/или приемник может, в то же самое время, быть средством GSM-позиционирования или формировать с ним блок. Коммуникационное устройство может сообщать получателю информацию о состоянии пациента. Сообщение, передаваемое на внешний приемник, может передавать информацию о нарушении функции сердца пациента и/или его электрокардиографические сигналы. Коммуникационное устройство обладает функцией самоконтроля, которая регулярно, например один раз в день, создает тестирующее соединение с внешним приемником. Данная контрольная функция может также проводиться вручную носителем устройства путем нажатия соответствующей кнопки.

Описанные выше виды дефибрилляторов предназначены для сугубо индивидуального применения и назначаются врачами пациентам с очень серьезными нарушениями сердечного ритма, как правило, сопровождавшимися потерей сознания. При этом настройка прибора осуществляется после тщательного изучения врачом индивидуальных особенностей пациента и рассчитана фактически на однократное применение прибора. Это позволяет существенно уменьшить требования к энергопитанию прибора и реализовать его в конструктиве, позволяющем разместить на теле и/или в предметах одежды пациента. Схемы построения такого типа устройств существенно отличаются от схем дефибрилляторов другого типа.

Автоматизированный внешний дефибриллятор (АВД). Это наиболее распространенный вид дефибрилляторов, используемый на практике как в службах скорой помощи и спасения, так и в большинстве структур, обслуживающих места скопления людей (метро, железнодорожные вокзалы, аэропорты, спортивные комплексы и др.). Рассматриваемый в настоящей заявке тип АВД требует минимально возможного участия человека-оператора в управлении прибором и предназначен для использования не только средним медицинским персоналом, но и людьми, обладающими минимально необходимыми навыками его применения (спасателями, стюардессами, тренерами и т.п.). Этим он отличается от профессиональных АВД с ручным управлением, в которых разряд наносится с помощью электродов типа «утюжков», прижимаемых врачом к груди пациента. Такой дефибриллятор, как правило, оснащен монитором (экраном) и принтером и предназначен для использования только опытными врачами в кардиологических отделениях больниц или скорой кардиологической помощи.

Рассматриваемый тип АВД строится по схеме, аналогичной той, что приведена, например, в описании патента изобретения RU №2266145, A61N 1/18, A61N 1/39, выбранного в качестве ближайшего аналога рассматриваемой полезной модели. Данное устройство включает в себя источник питания, снабженный средством контроля уровня зарядки емкостного накопителя энергии, высоковольтный блок формирования дефибрилляционных импульсов, коммутаторы, образованные управляемыми ключами, по меньшей мере, два рабочих терапевтических электрода, а также шунтирующие управляемые ключи диоды, резистивный датчик тока, аналого-цифровой преобразователь (АЦП) и блок управления, снабженный соответствующими функциональными связями с АЦП и управляемыми ключами, причем резистивный датчик тока помещен в токовой шине питания, имеющей наименьший потенциал относительно используемого измерительного устройства.

Основным преимуществом дефибриллятора по патенту RU №2266145 по сравнению с его предшественниками является повышение эффективности и безопасности терапевтического электроимпульсного воздействия на любого без ограничений пациента, обремененного внезапной сердечной аритмией, вследствие существенного снижения риска получения данным пациентом электротравм тканей организма.

Одним из основных отличий этого АВД от вышеупомянутых имплантируемых и носимых в предметах одежды дефибрилляторов является его существенно более высокая энергетика, обеспечивающая возможность применения для широкого круга пациентов, даже при отсутствии априорной информации об их анатомических и физиологических особенностях.

Так, согласно описанию ближайшего аналога, заданное количество энергии для зарядки емкостного накопителя АВД может варьироваться в диапазоне от 4 до 500 Дж, величина тока импульса дефибрилляции - от 0,005 до 175 А, а величина напряжения - от 3 до 30000 В.

К таким устройствам, построенным по описанной выше схеме, относятся широко распространенные в настоящее время на рынке медицинской техники АВД марки Life-Point фирмы METsis Medical Ltd., Турция (www.automateddefibrillator.com), АВД марки Philips Hearts Start FRx, Голландия (Insemter.medical.philips.com) и многие другие. Практически все такие приборы оснащены автономными средствами самотестирования, позволяющими заблокировать работу прибора в случае неисправности, обнаруженной в каком-либо из его узлов, например, в случае разрядки источника питания. Это позволяет существенно уменьшить риск нанесения электротравм тканям пациента в результате воздействия дефибрилляционных импульсов, энергетические параметры которых выходят за допустимые для данного человека границы. Однако одновременно существенно возрастает и риск неоказания пациенту требуемой кардиологической помощи из-за неработоспособности дефибриллятора в нужную минуту, что в конечном счете ведет к летальному исходу для пациента. Поскольку на практике средняя частота возможного применения рассматриваемого класса АВД не высока (менее одного раза в год) и в основном эти приборы находятся на хранении, то поддержание парка дефибрилляторов в работоспособном состоянии выливается в серьезную проблему. Наиболее вероятными причинами неработоспособности АВД являются неконтролируемые разряд батареи и дефекты накопительного конденсатора и диодов в высоковольтном блоке дефибриллятора. Это является недостатком всех известных в настоящее время АВД, включая вышеупомянутый ближайший аналог.

На решение указанной проблемы и направлено предлагаемое техническое решение. Ожидаемый технический результат заключается в повышении надежности устройства, определяемой вероятностью успешного применения дефибриллятора в критической для пациента ситуации - возникновения у него фибрилляции желудочков сердца.

Желаемый технический результат планируется достичь благодаря тому, что в известный портативный АВД, содержащий источник питания, оснащенный блоком контроля выработанной энергии и двумя токовыми шинами, между которыми включен высоковольтный блок формирования дефибрилляционных импульсов, а также терапевтические шины, соединяющие высоковольтные выходы высоковольтного блока с дефибрилляционными электродами, и блок управления, выполненный с одним измерительным входом и несколькими управляющими выходами, при этом измерительный вход блока управления подключен к измерительному выходу высоковольтного блока формирования дефибрилляционных импульсов, один из управляющих выходов блока управления соединен со входом блока контроля выработанной энергии, а другие управляющие выходы - с соответствующими коммутационными входами высоковольтного блока формирования дефибрилляционных импульсов, введен коммуникационный канал, состоящий из последовательно соединенных коммуникационного интерфейса и радиомодема с антенной, при этом вышеупомянутый блок управления выполнен с дополнительным коммуникационным

и дополнительным управляющим выходами, первый из которых соединен со входом коммуникационного интерфейса, а второй - с управляющим входом радиомодема.

В варианте построения портативного АВД, максимально сходном с вышеупомянутым ближайшим аналогом, высоковольтный блок содержит накопительный конденсатор, первый и второй коммутаторы, индуктивный накопитель энергии, резистивный датчик тока и АЦП, накопительный конденсатор включен между первой и второй токовыми шинами, параллельно включенные первый и второй коммутаторы также включены между первой и второй токовыми шинами, при этом резистивный датчик тока включен в разрыв второй токовой шины между точками подключения накопительного конденсатора и первого коммутатора. АЦП подключен параллельно к резистивному датчику тока, а его выход является измерительным выходом высоковольтного блока формирования дефибрилляционных импульсов, вход индуктивного накопителя энергии подключен к выходу первого коммутатора, а его выход является первым высоковольтным выходом высоковольтного блока формирования дефибрилляционных импульсов, вторым высоковольтным выходом которого служит выход второго коммутатора, причем коммутационные входы первого и второго коммутаторов служат коммутационными входами высоковольтного блока формирования дефибрилляционных импульсов.

Вышеупомянутый радиомодем может представлять собой передающий модуль специализированной радиосети, использующей нелицензируемые радиочастоты, который включает в себя последовательно соединенные опорный генератор, первый синтезатор, второй синтезатор, модулятор и усилитель мощности, а также последовательно соединенные блок сопряжения и постоянное запоминающее устройство (ПЗУ), первый выход которого подключен ко второму входу первого синтезатора, а второй выход - ко второму входу второго синтезатора, при этом второй выход блока управления подключен к управляющему входу модулятора, а входы блока управления являются входами передающего модуля специализированной радиосети.

Суть предлагаемой полезной модели поясняется на фиг. 1-3.

На фиг. 1 представлена общая структурная схема заявленного портативного АВД.

На фиг. 2 приведена структурная схема его высоковольтного блока формирования дефибрилляционных импульсов.

На фиг. 3 показан один из возможных вариантов структурной схемы построения радиомодема специальной сети.

На чертежах использованы следующие обозначения: 1 - 1-й дефибрилляционный электрод; 2 - 2-й дефибрилляционный электрод; 3 - источник питания; 4 - блок управления; 5 - накопительный конденсатор; 6 - высоковольтный блок формирования дефибрилляционных импульсов; 7 - блок контроля выработанной энергии; 8 - 1-й коммутатор; 9 - 2-й коммутатор; 10 - 1-я токовая шина; 11 - индуктивный накопитель энергии; 12 - 1-я терапевтическая шина; 13 - 2-я терапевтическая шина; 14 - резистивный датчик тока; 15 - 2-я токовая шина; 16 - АЦП; 17 - коммуникационный интерфейс; 18 - радиомодем; 19 - опорный генератор; 20 - 1-й синтезатор; 21 - 2-й синтезатор; 22 - модулятор; 23 - усилитель мощности; 24 - ПЗУ.

Рассматриваемый портативный АВД (фиг. 1) содержит источник 3 питания, оснащенный блоком 7 контроля выработанной энергии, первой 10 и второй 15 токовыми шинами, между которыми включен высоковольтный блок 6 формирования дефибрилляционных импульсов, а также первую 12 и вторую 13 терапевтические шины, соединяющие высоковольтные выходы высоковольтного блока 6 формирования дефибрилляционных импульсов с с первым 1 и вторым 2 дефибрилляционными

электродами, блок 4 управления, выполненный с одним измерительным входом и несколькими управляющими выходами, при этом измерительный вход блока 4 управления подключен к измерительному выходу высоковольтного блока 6 формирования дефибрилляционных импульсов, один из управляющих выходов блока 4 управления соединен со входом блока 7 контроля выработанной энергии, а другие управляющие выходы - с соответствующими коммутационными входами высоковольтного блока 4 формирования дефибрилляционных импульсов. В состав предлагаемого портативного АВД входит коммуникационный канал, состоящий из последовательно соединенных коммуникационного интерфейса 17 и радиомодема 18 с антенной, при этом вышеупомянутый блок 4 управления выполнен с дополнительным коммуникационным и дополнительным управляющим выходами, первый из которых соединен со входом коммуникационного интерфейса 17, а второй - с управляющим входом радиомодема 18.

В возможном варианте выполнения высоковольтного блока 6 формирования дефибрилляционных импульсов, показанном на фиг. 2, последний содержит накопительный конденсатор 5, первый 8 и второй 9 коммутаторы, индуктивный накопитель 11 энергии, резистивный датчик 14 тока и АЦП 16, накопительный конденсатор 5 включен между первой 10 и второй 15 токовыми шинами, параллельно включенные первый 8 и второй 9 коммутаторы также включены между первой 10 и второй 15 токовыми шинами, при этом резистивный датчик 14 тока включен в разрыв второй токовой шины 15 между точкой подключения накопительного конденсатора 5 и точкой подключения первого коммутатора 8, АЦП 16 подключен параллельно резистивному датчику 14 тока, а его выход является измерительным выходом высоковольтного блока 6 формирования дефибрилляционных импульсов, вход индуктивного накопителя 11 энергии подключен к выходу первого коммутатора 8, а его выход является первым высоковольтным выходом высоковольтного блока 6 формирования дефибрилляционных импульсов, вторым высоковольтным выходом которого служит выход второго коммутатора 9, причем коммутационные входы первого 8 и второго 9 коммутаторов служат коммутационными входами высоковольтного блока 6 формирования дефибрилляционных импульсов.

Возможная схема построения радиомодема 18 в варианте передающего модуля специализированной радиосети, использующей нелицензируемые радиочастоты (фиг. 3), включает в себя последовательно соединенные опорный генератор 19, первый синтезатор 20, второй синтезатор 21, модулятор 22 и усилитель 23 мощности, а также ПЗУ 24, первый выход которого подключен ко второму входу первого синтезатора 20, а второй выход - ко второму входу второго синтезатора 21, при этом второй вход модулятора 22 является управляющим входом радиомодема 18, вход ПЗУ - информационным входом радиомодема.

В других возможных вариантах построения предлагаемого портативного АВД радиомодем 18 представляет собой передающий модуль радиосети общего пользования, в частности, стандартной GSM-сети или стандартной Интернет-сети либо стандартной Wi-Fi-сети.

В варианте построения радиомодема 18, показанном на фиг. 2, используется схема передающего модуля специализированной радиосети по известному патенту RU №2216463. Однако могут быть применены и другие стандартные технические решения, например, используемые в радиосетях общего пользования - GSM-модуль; Интернет-модем либо модуль WiFi. Таким образом, предлагаемое устройство строится из уже применяемых на практике конструктивных узлов, поэтому возможность его

практической реализации не вызывает сомнений.

Предлагаемая полезная модель работает следующим образом.

Первый 1 и второй 2 дефибрилляционные электроды закрепляют на теле пациента в области грудной клетки. После этого производят включение источника питания 3 и устанавливают ручной или автоматический режим управления его работой. Блок 4 управления автоматически проводит анализ состояния пациента. При установлении необходимости терапевтического электроимпульсного воздействия на пациента проводится зарядка накопительного конденсатора 5, установленного в высоковольтном блоке 6 формирования дефибрилляционных импульсов, до достижения предварительно выбранного на основе измерения пациент-зависимых параметров (сердечного ритма и импеданса тела пациента) значения энергии, например 200 Дж. Контроль зарядки емкостного накопителя энергии проводят под управлением блока 7 контроля выработанной энергии. По окончании заряда накопительного конденсатора 5 до предварительно выбранного значения, равного, например, 5000 В, наступает этап формирования положительного импульса. По команде из блока 4 управления производится замыкание (включение) ключей, установленных в первом 8 и во втором 9 коммутаторах, что обеспечивает формирование замкнутой электрической цепи: первый вывод накопительного конденсатора 5 - первая токовая шина 10 - первый коммутатор 8 - индуктивный накопитель энергии 11 - первая терапевтическая шина 12 - первый дефибрилляционный электрод 1 - тело пациента - второй дефибрилляционный электрод 2 - вторая терапевтическая шина 13 - второй коммутатор 9 - резистивный датчик 14 тока - вторая токовая шина 15 - второй вывод накопительного конденсатора 5. Возникший в результате коммутации терапевтический ток первой доли электрической энергии положительной составляющей двухфазного дефибрилляционного импульса терапевтического разряда создает на резистивном датчике 14 тока пропорциональное его значению падение напряжения, преобразуемое АЦП 16 в цифровой управляющий сигнал, подаваемый на блок 4 управления. Таким образом, происходит измерение силы тока в данной цепи, при этом блок 4 управления контролирует условия выполнения первой фазы процесса.

Как только текущий ток начинает превышать заданный ток положительного импульса, посредством управляющего сигнала из блока 4 управления происходит разрыв созданной электрической цепи за счет выключения управляемого ключа во втором коммутаторе 9. Однако выключение этого управляемого ключа не приводит к прекращению протекания тока позитивной составляющей двухфазного дефибрилляционного импульса через тело пациента, так как электрическая энергия, накопленная в индуктивном накопителе 11 энергии, стремится поддержать величину этого терапевтического тока, т.е. терапевтический ток второй доли электрической энергии (например, 20 Дж) позитивной составляющей двухфазного дефибрилляционного импульса терапевтического разряда протекает по следующей электрической цепи: индуктивный накопитель 11 энергии - первый дефибрилляционный электрод 1 - тело пациента - второй дефибрилляционный электрод 2 - вторая терапевтическая шина 13 - один из диодов во втором коммутаторе 9 - замкнутый управляемый ключ в первом коммутаторе 8. Образованная таким образом электрическая цепь исключает измерение протекающего через нее терапевтического тока второй доли электрической энергии тока положительной составляющей двухфазного дефибрилляционного импульса терапевтического разряда, но дозирование заданного количества электрической энергии второй доли в этом случае производится путем расчета времени выключения вышеупомянутого управляемого ключа во втором коммутаторе 9. По прошествии

заданного промежутка времени блоком 4 управления снова подается сигнал на включение этого управляемого ключа. Процедура включения и выключения указанного управляемого ключа коммутаторе происходит до тех пор, пока не закончится предварительно заданное в результате расчета блоком 4 управления время прохождения позитивной составляющей двухфазного дефибрилляционного импульса терапевтического разряда, после чего управляемый ключ в первом коммутаторе 8 выключается, а другие управляемые ключи в первом 8 и втором 9 коммутаторах включаются, обеспечивая тем самым посылку пациенту отрицательной составляющей двухфазного кардиодефибрилляционного импульса терапевтического разряда. Причем время паузы между обоими указанными составляющими двухфазного дефибрилляционного терапевтического разряда определяется только переходными процессами в электрических цепях формирования дефибрилляционного импульса и выбором элементной базой первого 8 и второго 9 коммутаторов. Длительность переходных процессов должна быть как можно меньшей (в идеальном случае стремиться к нулю).

После того как по команде из блока 4 управления произошло замыкание (включение) соответствующих ключей в первом 8 и втором 9 коммутаторах, происходит формирование замкнутой электрической цепи: первый вывод накопительного конденсатора 5 - первая токовая шина 10 - управляемый ключ во втором коммутаторе 8 - вторая терапевтическая шина 13 - второй дефибрилляционный электрод 2 - тело пациента - первый дефибрилляционный электрод 1 - первая терапевтическая шина 12 - индуктивный накопитель 11 энергии - управляемый ключ в первом коммутаторе 8 - резистивный датчик 14 тока - вторая токовая шина 15 - второй вывод накопительного конденсатора 5.

Возникший терапевтический ток первой доли электрической энергии, равной 20 Дж отрицательной составляющей двухфазного дефибрилляционного импульса терапевтического разряда, создает на резистивном датчике 14 тока пропорциональное падение напряжения, преобразуемое АЦП 16 в цифровой сигнал, подаваемый на блок 4 управления. Происходит измерение величины тока в этой электрической цепи и блок 4 управления контролирует достижение того, что текущий ток превышает отрицательный ток.

При наступлении этого события посредством выработки управляющего сигнала из блока 4 управления происходит разрыв описанной выше электрической цепи за счет выключения соответствующего управляемого ключа во втором коммутаторе 9. Но, как и до этого (при посылке в тело пациента положительной составляющей двухфазного дефибрилляционного импульса терапевтического разряда), выключение этого управляемого ключа не приводит к прекращению протекания тока дефибрилляционного терапевтического импульса через пациента, так как электрическая энергия, накопленная в индуктивном накопителе 11 энергии, стремится поддержать терапевтический ток второй доли электрической энергии (в данном случае равной 20 Дж) отрицательной составляющей двухфазного дефибрилляционного импульса терапевтического разряда по следующей электрической цепи: индуктивный накопитель 11 энергии - первый дефибрилляционный электрод 1 - тело пациента - второй дефибрилляционный электрод 2 - вторая терапевтическая шина 15 - второй коммутатор 9 - управляемый ключ в первом коммутаторе 8. Образованная таким образом электрическая цепь исключает измерение протекающего через нее электрического тока отрицательной составляющей двухфазного дефибрилляционного импульса терапевтического разряда в части его второй доли электрической энергии, но дозирование заданного количества электрической энергии второй доли (составляющее в рассматриваемом случае 20 Дж) и в этом случае

производится путем расчета времени отключения управляемого ключа во втором коммутаторе 9, по прошествии которого блоком 4 управления снова подается сигнал на включение соответствующего управляемого ключа во втором коммутаторе 9. Процедура включения и выключения этого управляемого ключа происходит до тех пор, пока не закончится предварительно заданное блоком 4 управления время прохождения отрицательной составляющей двухфазного дефибрилляционного импульса терапевтического разряда, после чего соответствующий управляемый ключ в первом коммутаторе 8 выключается, тем самым прекращая первую подачу на пациента двухфазного дефибрилляционного терапевтического импульса с энергией 200 Дж.

Управление всеми указанными выше процессами осуществляется с помощью входящего в состав блока 4 управления программируемого микроконтроллера. В состав программного обеспечения (ПО) микроконтроллера входит, в частности, программа тестирования (самодиагностики) всех узлов дефибриллятора, определяющих возможность выполнения ими заданных функций. При поступлении хотя бы из одного узла сигнала об отклонении от штатного режима, например, о снижении напряжения питания ниже заданного порога блок 4 управления автоматически формирует сигнал тревоги и блокирует возможность использования дефибриллятора. Для восстановления работоспособности дефибриллятора необходимо устранить указанное отклонение от штатного режима, например, подзарядить батарею в источнике 3 питания. Но, как правило, в связи с весьма редким практическим применением АВД, сотрудникам оперативных служб, использующим дефибрилляторы, например, экипажу машины скорой медицинской (кардиологической) помощи заранее неизвестно о неисправности дефибриллятора. Как отмечалось в средствах массовой информации, это не раз приводило к гибели людей из-за внезапно возникшей у них фибрилляции желудочков сердца. Наличие в АВД этого типа средств самодиагностики и автоматического отключения всего прибора при отклонении от штатного рема в хотя бы одном из узлов прибора только усугубляет проблему и не является гарантией достаточной надежности его работоспособности при внезапном применении.

В предлагаемой полезной модели этот недостаток устраняется путем применения известного технического решения, используемого, например, радиоканальных системах пультовой охраны, а именно, дистанционного мониторинга объектовой аппаратуры с передачей диагностической информации. Аналогично пультовым охранным системам с этой целью в состав АВД предлагается ввести внешний коммуникационный канал, состоящий из последовательно соединенных коммуникационного интерфейса 17 и радиомодема 18 с антенной, обеспечивающих связь всех контролируемых дефибрилляторов по радиоэфиру с некоторой службой, осуществляющей сервисное обслуживание данного парка дефибрилляторов. Это может быть ведомственная медицинская структура, которая в настоящее время уже существует, например, на железнодорожном транспорте и в крупных аэропортах, либо уполномоченная коммерческая структура, обслуживающая данное ведомство или территорию.

Для осуществления внешнего контроля работоспособности находящегося в ведении этой службы парка АВД и своевременной замены вышедших из строя дефибрилляторов микроконтроллер в блоке 4 управления должен быть оснащен дополнительным специальным ПО, позволяющим сформировать в заданном формате тревожное диагностическое сообщение и передать его через коммуникационный интерфейс 19 в радиомодем 20. Эта программа должна формировать также команды, посылаемые на управляющий вход радиомодема 20, для обеспечения передачи по радиоэфиру с заданной периодичностью служебных сообщений о состоянии и выходе из строя того или иного

дефибриллятора.

Конкретная схема построения коммуникационного интерфейса 17 и радиомодема 18 зависят от вида используемой радиосети.

Радиосеть может быть как специализированной, так и общего пользования. Выбор варианта радиосети зависит от организационных решений и не существенен для данной заявки на полезную модель. Возможный вариант построения коммуникационного канала специализированной радиосети, приведенный на фиг. 3, обеспечивает излучение хаотичной последовательности радиоимпульсов, которые несут в себе информацию об отличительных признаках данного АВД и о признаках его состояния работоспособности.

Формирование указанных последовательностей осуществляется по стандартной схеме, включающей в себя цепь опорный генератор 19 - первый 20 и второй 21 синтезаторы - модулятор 22 и усилитель мощности 23. Управляющие воздействия в виде извещений о состоянии АВД и об изменениях этого состояния поступают из коммуникационного интерфейса 17 в ПЗУ 24, в котором хранятся коды выделенных номиналов модулирующих частот. Сигналы ПЗУ 24 управляют работой первого 20 и второго 21 синтезаторов. При этом блок 4 управления одновременно управляет модулятором 22. В результате на вход усилителя мощности 23 поступает сигнал с изменяемой по псевдослучайному закону несущей, модулированной кодовыми последовательностями импульсов, несущими информацию о состоянии работоспособности данного АВД и об изменениях указанного состояния. После усиления в усилителе 23 мощности этот сигнал излучается в эфир. Указанная схема отличается повышенной помехозащищеннстью и малыми энергозатратами.

При использовании какой либо из сетей общего пользования радиомодем 18 может представлять собой стандартный передающий модуль глобальных сетей (GSM, Интернет), модуль Wi-Fi-сети либо их комбинацию друг с другом.

На другом конце любой из вышеупомянутых сетей находится приемный радиомодем, к выходу которой подключен компьютер диспетчерской службы, обслуживающей данный парк АВД. Детали построения этого диспетчерского центра в настоящей заявке не рассматриваются, поскольку это выходит за рамки полезной модели, которая должна представлять собой устройство, а не систему.

Диспетчерские службы, в состав оборудования которых входят портативные АВД, имеются в настоящее время на железнодорожных вокзалах и в аэропортах крупных городов, а также на некоторых подстанциях скорой помощи. Благодаря настоящей полезной модели эти службы получают возможность постоянно с заданной периодичностью (например, один раз в сутки) принимать информацию о степени работоспособности всех входящих в обслуживаемый парк приборов, что позволяет свести практически к нулю вероятность неготовности к применению конкретного дефибриллятора в конкретной критической ситуации. Этим достигается ожидаемый технический результат, заключающийся, как отмечалось выше, в повышении надежности устройства, определяемой вероятностью успешного применения дефибриллятора в критической для пациента ситуации - возникновения у него фибрилляции желудочков сердца.

(57) Формула полезной модели

1. Портативный автоматизированный внешний дефибриллятор, содержащий источник питания, оснащенный блоком контроля выработанной энергии и двумя токовыми шинами, между которыми включен высоковольтный блок формирования

дефибрилляционных импульсов, а также терапевтические шины, соединяющие высоковольтные выходы высоковольтного блока формирования дефибрилляционных импульсов с дефибрилляционными электродами, и блок управления, выполненный с одним измерительным входом и несколькими управляющими выходами, при этом измерительный вход блока управления подключен к измерительному выходу высоковольтного блока формирования дефибрилляционных импульсов, один из управляющих выходов блока управления соединен со входом блока контроля выработанной энергии, а другие управляющие выходы - с соответствующими коммутационными входами высоковольтного блока формирования дефибрилляционных импульсов, отличающийся тем, что в него введен коммуникационный канал, состоящий из последовательно соединенных коммуникационного интерфейса и радиомодема с антенной, при этом блок управления выполнен с дополнительным коммуникационным и дополнительным управляющим выходами, первый из которых соединен со входом коммуникационного интерфейса, а второй - с управляющим входом радиомодема.

2. Портативный автоматизированный внешний дефибриллятор по п. 1, отличающийся тем, что высоковольтный блок содержит накопительный конденсатор, первый и второй коммутаторы, индуктивный накопитель энергии, резистивный датчик тока и аналогово-цифровой преобразователь, накопительный конденсатор включен между первой и второй токовыми шинами, параллельно включенные первый и второй коммутаторы также включены между первой и второй токовыми шинами, при этом резистивный датчик тока включен в разрыв второй токовой шины между точками подключения накопительного конденсатора и первого коммутатора, аналогово-цифровой преобразователь подключен параллельно к резистивному датчику тока, а его выход является измерительным выходом высоковольтного блока формирования дефибрилляционных импульсов, вход индуктивного накопителя энергии подключен к выходу первого коммутатора, а его выход является первым высоковольтным выходом высоковольтного блока формирования дефибрилляционных импульсов, вторым высоковольтным выходом которого служит выход второго коммутатора, причем коммутационные входы первого и второго коммутаторов служат коммутационными входами высоковольтного блока формирования дефибрилляционных импульсов.

3. Портативный автоматизированный внешний дефибриллятор по п. 1, отличающийся тем, что радиомодем представляет собой передающий модуль специализированной радиосети, использующей нелицензируемые радиочастоты, который включает в себя последовательно соединенные опорный генератор, первый синтезатор, второй синтезатор, модулятор и усилитель мощности, а также постоянное запоминающее устройство, первый выход которого подключен ко второму входу первого синтезатора, а второй выход - ко второму входу второго синтезатора, при этом управляющий вход модулятора является управляющим входом радиомодема блока, а вход постоянного запоминающего устройства служит входом для подключения коммуникационного интерфейса.

4. Портативный автоматизированный внешний дефибриллятор по п. 1, отличающийся тем, что радиомодем представляет собой передающий модуль стандартной GSM-сети.

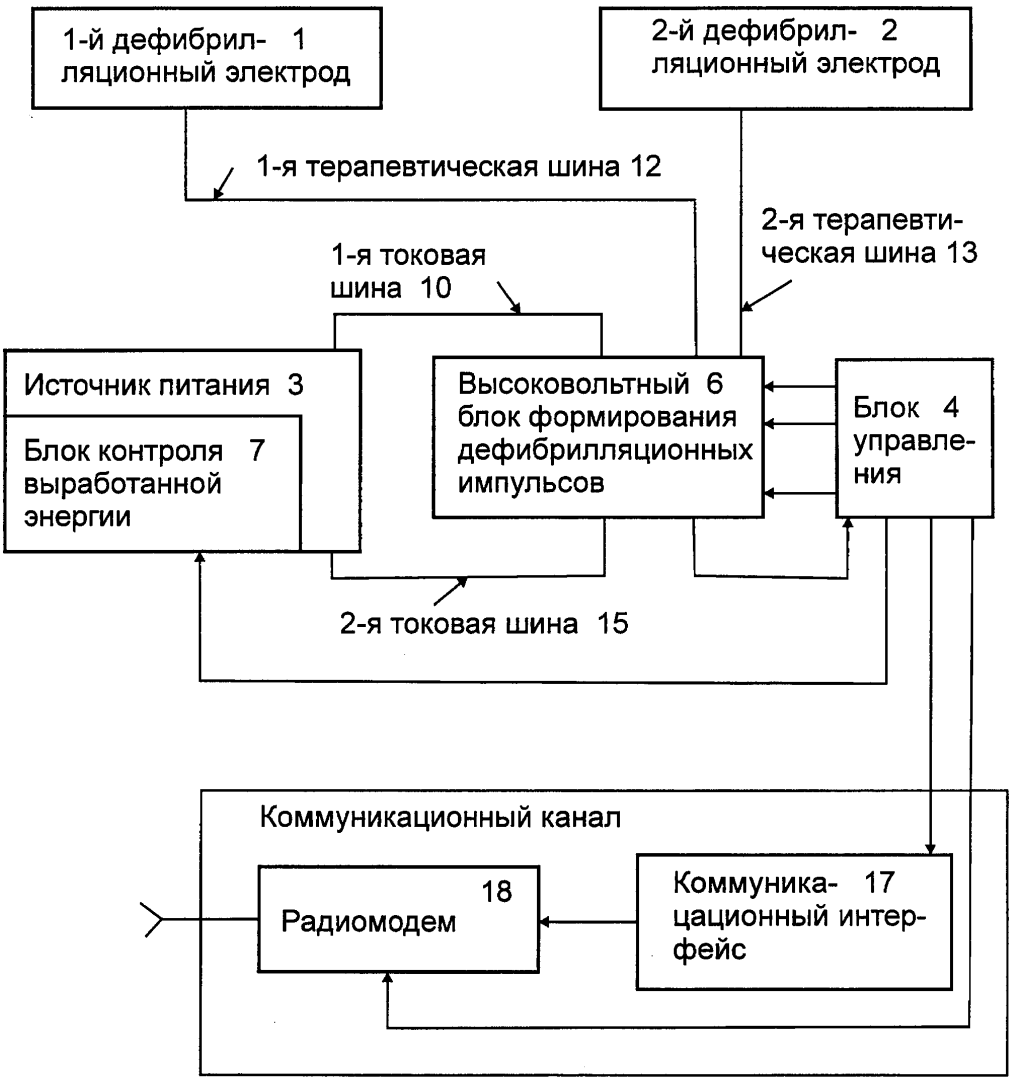
5. Портативный автоматизированный внешний дефибриллятор по п. 1, отличающийся тем, что радиомодем представляет собой передающий модуль стандартной Интернет-сети.

6. Портативный автоматизированный внешний дефибриллятор по п. 1, отличающийся тем, что радиомодем представляет собой передающий модуль стандартной Wi-Fi-сети.

1

1

Портативный автоматизированный внешний дефибриллятор

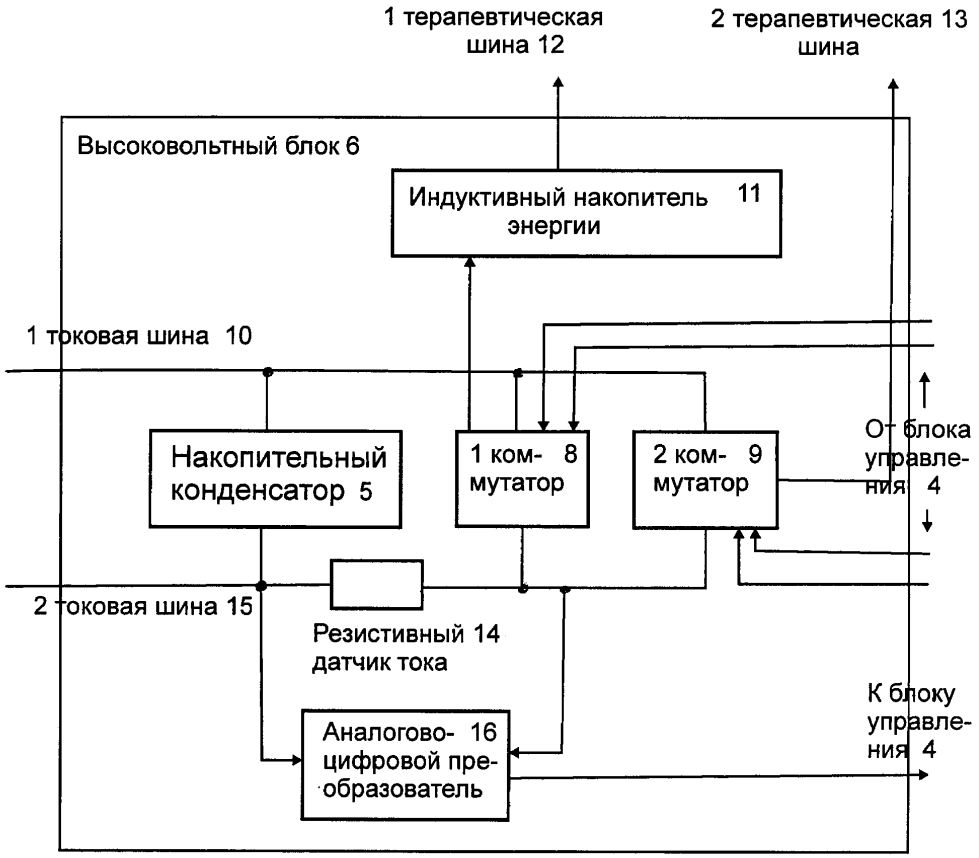


Фиг. 1

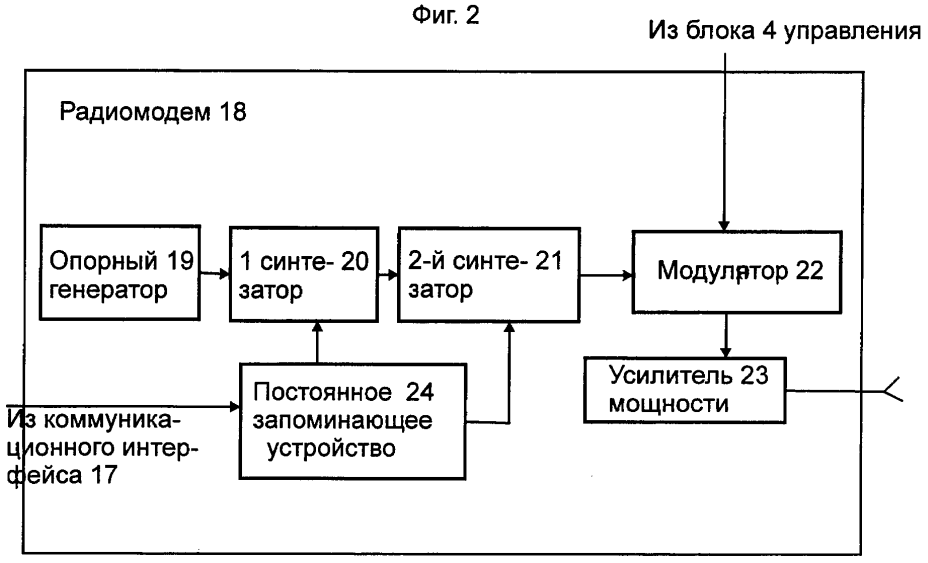
2

2

Портативный автоматизированный внешний дефибриллятор



Фиг. 2



Фиг. 3