РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

(19) **RU** (11) **168 178**(13) **U1**

(51) МПК
A61N 1/39 (2006.01)

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: **2016131492, 01.08.2016**

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
01.08.2016

Дата регистрации:
23.01.2017

Приоритет(ы):
(22) Дата подачи заявки: **01.08.2016**

(45) Опубликовано: **23.01.2017** Бюл. № **3**

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: **RU 2266145 C2, 20.121.2005 . RU 2004134420 A, 10.05.2006 . US 2016067507 A1, 10.03.2016 . US 2016067508 A1, 10.03.2016 . US 2016067514 A1, 10.03.2016.**

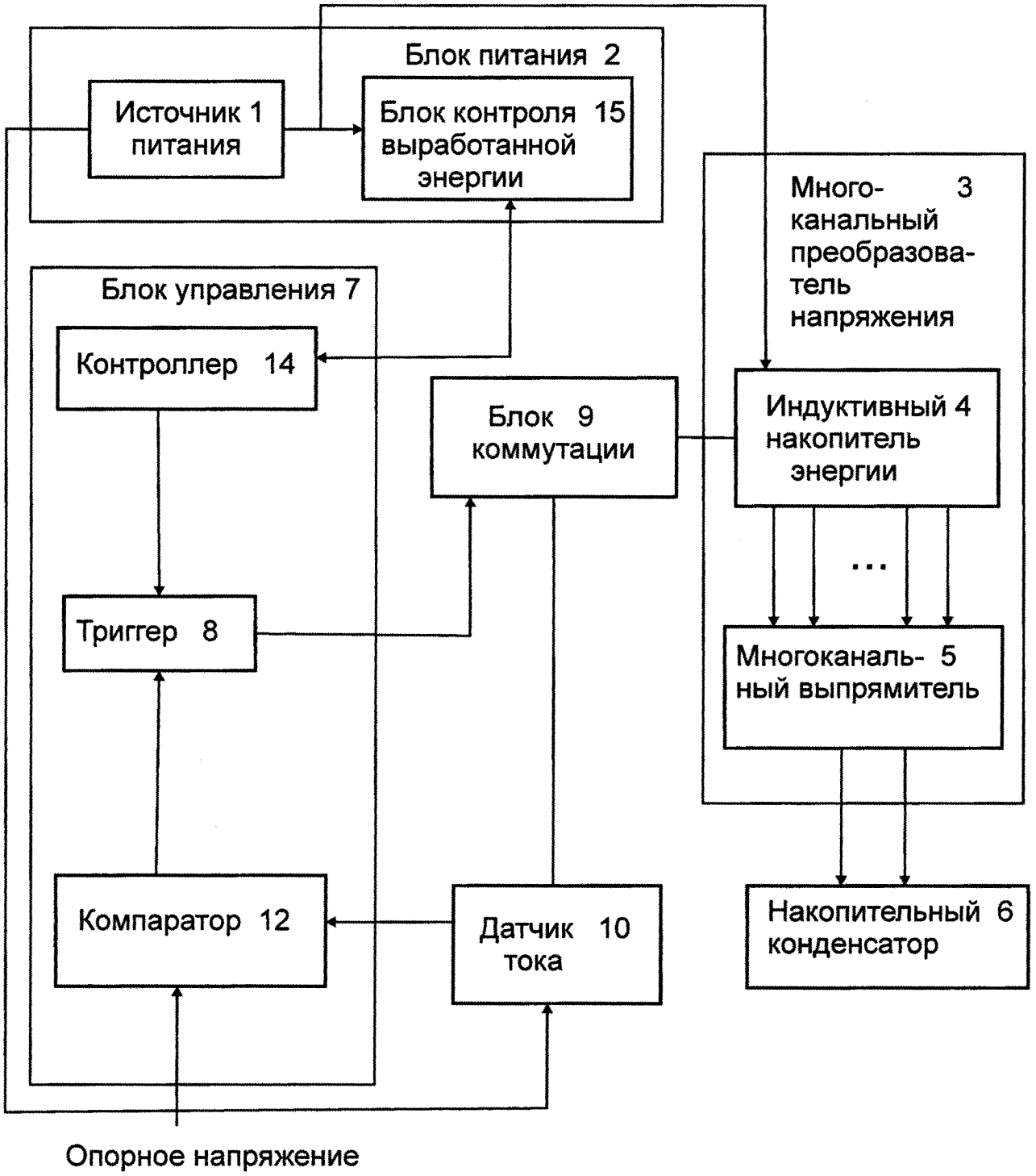
(54) **Устройство накопления энергии дефибрилляционного импульса**

(57) Реферат:

Полезная модель «Устройство накопления энергии дефибрилляционного импульса» относится к медицинской технике и предназначена для применения в кардиологии в качестве средства для устранения хаотической активности (фибрилляции) сердца путем выработки внешнего дефибрилляционного импульса. Техническим результатом является упрощение практической реализации устройства, повышение надежности его работы и удобства эксплуатации. Указанный технический результат достигается благодаря тому, что в известное устройство накопления энергии дефибрилляционного импульса, содержащее накопительный конденсатор, блок питания, включающий в себя блок контроля выработанной энергии, индуктивный накопитель энергии, блок коммутации, датчик тока, а также блок управления, связанный с блоком контроля выработанной энергии, в котором индуктивный накопитель энергии подключен ко второму выводу блока коммутации, управляющий вход которого соединен с выходом блока управления, введен многоканальный преобразователь напряжения, в состав которого входят вышеупомянутый индуктивный накопитель энергии, а также многоканальный выпрямитель с последовательным соединением выпрямительных каналов, при этом накопительный конденсатор подключен параллельно выходам многоканального выпрямителя, а индуктивный накопитель энергии выполнен в виде силового трансформатора с одной первичной обмоткой и несколькими вторичными обмотками, выводы каждой из которых подключены ко входам соответствующего выпрямительного канала, в блок управления введены компаратор и триггер, выход которого является выходом блока управления, а первый и второй входы соединены, соответственно, с выходами компаратора и контроллера, второй же выход датчика тока подключен к первому входу компаратора, второй вход которого выполнен с возможностью подачи на него опорного напряжения. 1 з.п., 2 ил.

RU 168178 U1

RU 168178 U1



Фиг. 1

RU 168178 U1

Полезная модель относится к области медицинской техники и предназначена для применения в кардиологии в качестве средства для устранения хаотической активности (фибрилляции) сердца путем выработки внешнего дефибрилляционного импульса.

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. Разработка и распространение относительно недорогих портативных внешних дефибрилляторов, не требующих деятельного профессионального участия в силу высокой алгоритмизации самой процедуры терапевтического воздействия дефибрилляционным импульсом на пациента, существенно расширяет круг лиц, способных оказать пациенту эффективную и своевременную помощь. На первом месте среди факторов, лимитирующих конечную результативность терапевтического применения дефибрилляторов для пациентов, угнетенных фибрилляцией сердца, стоит проблема безопасной воспроизводимости параметров упомянутого электрического разряда для весьма отличающихся по электрофизическим характеристикам, в частности, по проводимости тел пациентов.

Известно устройство для формирования терапевтического импульса для дефибриллятора «Damped biphasic energy delivery circuit for a defibrillator» по патенту US №6405081, A61N 1/39, состоящее из электрической батареи, взаимодействующей двумя своими контактами с высоковольтным зарядным устройством, которое подвержено контролю со стороны блока управления (выполненного в виде микроконтроллера) посредством связи по соответствующей линии контроля зарядки, а также из цепи накопления электрической энергии, с одной стороны, подключенной к высоковольтному зарядному устройству, а с другой стороны, взаимодействующей с высоковольтным ключом (например, выполненным в виде Н-мостовой схемы), содержащей в своем составе емкостной накопитель электрической энергии, измерители тока и напряжения, индуктивный накопитель электрической энергии, включенный последовательно в рабочую цепь емкостного накопителя энергии, диода, шунтирующего индуктивный накопитель энергии, а также токопроводящие шины соединения элементов и шин обеспечения измерительно-управляющих функций.

Недостатком известного устройства является его непредсказуемая способность нанесения пациенту в процессе терапии сердечной аритмии электрической травмы тканей организма, что обусловлено особенностью схемотехнического построения известного устройства, а именно отсутствием подавления токовой бифуркации дефибрилляционного импульса.

На устранение указанного недостатка направлено изобретение «Автоматический внешний дефибриллятор» по патенту RU №2316363З, A61N 1/39, задачей которого является исключение возможности посылки пациенту дефибрилляционного импульса с энергией, выходящей за верхний предел допустимых значений без снижения

эффективности собственно кардиореанимационной процедуры.

Желаемый технический результат достигается тем, что в известный автоматический внешний дефибриллятор, содержащий средство формирования дефибрилляционного импульса, состоящее из источника электрического питания, емкостного накопителя электрической энергии, высоковольтного коммутатора, блока управления и системы контроля, включающей средства контроля электрофизических характеристик пациента и средства контроля параметров высоковольтных импульсов, и, по меньшей мере, два терапевтических электрода дополнительно включено средство компрессии тела человека в области его грудной клетки, снабженное встроенным источником ультразвуковых импульсов.

Возможность почти совмещенного во времени, но разнесенного в пространстве воздействия на фибриллирующее сердце пациента ультразвуковым и токовым (дефибриллирующим) импульсами позволяет почти на порядок снизить энергию электрического разряда за счет адресности доставки последнего к фибриллирующей сердечной мышце.

На повышение безопасности пациента направлено и изобретение «Способ формирования кардиодефибрилляционного импульса и средство для его осуществления» по патенту RU №2266145, A61N 1/18, A61N 1/39. Предлагаемое в нем средство содержит источник питания, снабженный средством контроля выработанной электрической энергии, связанным с блоком управления, первую и вторую токовые шины, цепь накачки, образованную емкостным накопителем энергии, первый вывод которого соединен с первой токовой шиной, а второй вывод соединен со второй токовой шиной, индуктивным накопителем энергии, включенным последовательно в цепь одной из терапевтических шин, идущих к элктродам, а также высоковольтным диодом, первым ключом, связанным с блоком управления, и резистивным датчиком тока, соединенным через аналого-цифровой преобразователь с блоком управления.

Данное техническое решение является ближайшим аналогом предлагаемой полезной модели.

Техническим результатом его применения является повышение эффективности и безопасности терапевтического электроимпульсного воздействия на любого пациента без ограничений, обремененного внезапной сердечной аритмией, направленного на подавление возможности возникновения токовой бифуркации дефибрилляционного импульса и существенное снижение риска получения данным пациентом электротравм тканей его организма.

Недостатком описанного ближайшего аналога является трудность его практической реализации и относительно невысокая надежность работы, что связано с применением в цепи накачки единственного высоковольтного диода. Предлагаемая полезная модель направлена на устранение указанных недостатков ближайшего аналога, а именно, на упрощение практической реализации устройства, повышение надежности его работы и удобства эксплуатации. При этом предлагаемая схема накопления энергии дефибрилляционного импульса никоим образом не влияет на безопасность электроимпульсного воздействия на пациента для дефибриллятора в целом.

Указанный технический результат достигается благодаря тому, что в известное устройство накопления энергии дефибрилляционного импульса, содержащее накопительный конденсатор, блок питания, включающий в себя источник питания, к первому выходу которого подключен блок контроля выработанной энергии, индуктивный накопитель энергии, блок коммутации, датчик тока, первый вывод которого подключен ко второму выходу источника питания, а второй - к первому

выводу блока коммутации, а также блок управления, включающий в себя контроллер, связанный с блоком контроля выработанной энергии, при этом индуктивный накопитель энергии подключен ко второму выводу блока коммутации, управляющий вход которого соединен с выходом блока управления, введен многоканальный преобразователь напряжения, в состав которого входят вышеупомянутый индуктивный накопитель энергии, а также многоканальный выпрямитель с последовательным соединением выпрямительных каналов, при этом накопительный конденсатор подключен параллельно выходам многоканального выпрямителя, а индуктивный накопитель энергии выполнен в виде силового трансформатора с одной первичной обмоткой и несколькими вторичными обмотками, выводы каждой из которых подключены ко входам соответствующего выпрямительного канала, в блок управления введены компаратор и триггер, выход которого является выходом блока управления, а первый и второй входы соединены, соответственно, с выходами компаратора и контроллера, второй же выход датчика тока подключен к первому входу компаратора, второй вход которого выполнен с возможностью подачи на него опорного напряжения.

В возможном варианте выполнения рассматриваемого устройства каждый выпрямительный канал многоканального выпрямителя содержит выходной диод и параллельно соединенные фильтрующий конденсатор и балластное сопротивление, первый вывод выходного диода подключен к первому выводу фильтрующего конденсатора и служит первым выходом данного выпрямительного канала, а второй вывод выходного диода является первым входом этого выпрямительного канала, при этом вторая точка соединения фильтрующего конденсатора и балластного сопротивления является вторым входом и вторым выходом данного выпрямительного канала, который используется для подключения соседнего выпрямительного канала либо вывода накопительного конденсатора.

Сущность предлагаемой полезной модели поясняется на фиг. 1 и фиг. 2.

На фиг. 1 приведена общая структурная схема рассматриваемого устройства накопления энергии дефибрилляционного импульса.

На фиг. 2 представлена структурная схема многоканального выпрямителя.

На указанных рисунках использованы следующие обозначения:

1 - источник питания; 2 - блок питания; 3 - многоканальный преобразователь напряжения; 4 - индуктивный накопитель энергии; 5 - многоканальный выпрямитель; 6 - накопительный конденсатор; 7 - блок управления; 8 - триггер; 9 - блок коммутации; 10 - датчик тока; 11 -выпрямительный диод; 12 - компаратор; 13 - фильтрующий конденсатор; 14 - контроллер; 15 - блок контроля выработанной энергии.

Предлагаемое устройство накопления энергии дефибрилляционного импульса содержит накопительный конденсатор 6, блок питания 2, включающий в себя источник 1 питания, к первому выходу которого подключен блок 15 контроля выработанной энергии и индуктивный накопитель 4 энергии. Указанное устройство содержит также блок 9 коммутации, датчик 10 тока, первый вывод которого подключен ко второму выходу источника 1 питания, а второй - к первому выводу блока 9 коммутации, а также блок 7 управления, включающий в себя контроллер 14, связанный с блоком 15 контроля выработанной энергии, при этом индуктивный накопитель 4 энергии подключен ко второму выводу блока 9 коммутации, управляющий вход которого соединен с выходом блока 7 управления, вышеупомянутый индуктивный накопитель 4 энергии включен в состав многоканального преобразователя 3 напряжения, в состав которого входит также многоканальный выпрямитель 5 с последовательным соединением каналов. Накопительный конденсатор 6 подключен параллельно выходам многоканального

выпрямителя 5, а индуктивный накопитель 4 энергии выполнен в виде силового трансформатора с одной первичной обмоткой и несколькими вторичными обмотками, выводы каждой из которых подключены ко входам соответствующего выпрямительного канала многоканального выпрямителя 5, при этом в состав блока 7 управления входят компаратор 12 и триггер 8, выход которого является выходом блока 7 управления, а первый и второй входы соединены, соответственно, с выходами 12 компаратора и контроллера 14, второй же выход датчика 10 тока подключен к первому входу компаратора 12, второй вход которого выполнен с возможностью подачи на него опорного напряжения.

В возможном варианте выполнения рассматриваемого устройства каждый выпрямительный канал многоканального выпрямителя 5 содержит выходной диод 11 и параллельно соединенные фильтрующий конденсатор 13 и балластное сопротивление 16, первый вывод выходного диода 11 подключен к первому выводу фильтрующего конденсатора 13 и служит первым выходом данного выпрямительного канала, а второй вывод выходного диода 11 является первым входом этого выпрямительного канала, при этом вторая точка соединения фильтрующего конденсатора 13 и балластного сопротивления 16 является вторым входом и вторым выходом данного выпрямительного канала, который используется для подключения соседнего выпрямительного канала либо вывода накопительного конденсатора 6.

Все конструктивные узлы и элементы предлагаемого устройства реализуются с использованием элементной базы и технического задела по созданию «Дефибриллятора автоматического малогабаритного «АЛЬТДЕФ», серийно выпускаемого предприятием-заявителем по ТУ 9444-001-14154244-2015 (Регистрационное удостоверение на медицинское изделие от 04.04.2016 №РЗН20163884).

Поэтому возможность практической реализации заявленного устройства не вызывает сомнений.

Предлагаемая полезная модель работает следующим образом.

Напряжение от источника 1 питания, расположенного в блоке 2 питания, подается в многоканальный преобразователь 3 напряжения, состоящий из последовательно соединенных индуктивного накопителя 4 энергии и многоканального выпрямителя 5. Указанная схема (фиг. 1) обеспечивает в накопительном конденсаторе 6 накачку (накопление) энергии, необходимой для выдачи им мощного кратковременного импульса в выходную цепь, непосредственно связанную с дефибрилляционными электродами.

Циклограмма работы многоканального преобразователя 3 напряжения, задаваемая блоком 7 управления, включает в себя две фазы: фазу прямого хода и фазу обратного хода.

Во время фазы прямого хода входящий в состав блока 7 управления триггер 8 установлен и поэтому ключевой элемент в блоке 9 находится в открытом состоянии. Напряжение с источника 1 питания непосредственно и через последовательно включенные датчик 10 тока и открытый ключевой элемент блока 9 коммутации прикладывается к первичной обмотке силового трансформатора (фиг. 2), играющего роль индуктивного накопителя 4 энергии. Происходит нарастание тока через первичную обмотку трансформатора (для идеальных источника 1 питания, датчика 10 тока, ключевого элемента блока 9 коммутации и первичной обмотки трансформатора - по линейному закону). При этом выходные диоды 11 закрыты за счет приложенного к ним обратного напряжения. Благодаря этому, в силовом трансформаторе происходит накопление электрической энергии.

Протекающий через первичную обмотку трансформатора ток преобразуется

датчиком 10 тока в напряжение, которое подается на первый вход компаратора 12 (фиг. 1), на второй вход которого подается заданное опорное напряжение. Когда эти напряжения становятся одинаковыми по величине, компаратор 12 подает на триггер 8 сигнал сброса, который закрывает ключевой элемент в блоке 9 коммутации. С этого момента начинается фаза обратного хода.

В этой фазе полярность напряжения на всех вторичных обмотках трансформатора изменяется, что приводит к открытию всех выходных диодов 11 и перекачке накопленной в силовом трансформаторе энергии в фильтрующие конденсаторы 13 и накопительный конденсатор 6. Так продолжается до тех пор, пока ток во вторичных обмотках силового трансформатора не упадет до нуля, либо пока в соответствии с заданной программой с контроллера 14 не поступит новый импульс, принудительно приводящий триггер 8 в установленное состояние.

Управление характеристиками дефибрилляционных импульсов обеспечивается путем подачи с контроллера 14, в соответствии с заданной управляющей программой, импульсов запуска с определенными частотой и скважностью. При задании указанных характеристик контроллер 14 учитывает также информацию, поступающую в него из блока 15 контроля выработанной энергии, представляющего собой датчик напряжения. Для остановки процесса накачки накопительного конденсатора 6 контроллер 14 должен прекратить выдачу импульсов запуска.

Рассматриваемое устройство может работать в одном из двух режимов: стабилизации потребляемого тока и стабилизации потребляемой мощности.

В первом из указанных режимов частота импульсов контроллера 14 рассчитывается по формуле:

$F(Гц)=(2UIm)/(L(\Delta I)^2)$, где:

U - напряжение источника питания, В;

Im - ток, потребляемый от источника питания, А;

L - индуктивность первичной обмотки силового трансформатора, Гн;

ΔI - амплитуда тока в первичной обмотке.

В режиме стабилизации потребляемой мощности частота управляющих импульсов рассчитывается по формуле:

$F(Гц)=(2Pm)/(L(\Delta I)^2)$, где:

Pm - мощность, потребляемая от источника питания,

L - индуктивность первичной обмотки силового трансформатора;

ΔI - амплитуда тока в первичной обмотке.

Во время работы многоканального преобразователя 3 напряжения балансировка между каналами осуществляется за счет того, что значения напряжения на всех вторичных обмотках силового трансформатора одинаковы. После завершения работы многоканального преобразователя 3 напряжения при подключенном накопительном конденсаторе 6 возможна разбалансировка напряжения на выходах различных выпрямительных каналов, вследствие различных токов утечки у разных экземпляров выходных диодов 13, что может привести к перераспределению напряжений на последовательно включенных фильтрующих конденсаторах 13 в различных каналах. Для того, чтобы избежать этого явления и, как следствие, возможности пробоя каких-либо выходных диодов 11 и фильтрующих конденсаторов 13, параллельно последним включены балластные сопротивления 16.

Таким образом, благодаря использованию в предлагаемом устройстве многоканальной схемы построения преобразователя напряжения с последовательным соединением каналов существенно упрощаются возможности практической реализации

устройства и его эксплуатации. Это достигается, благодаря тому, что становится возможным использование в качестве выпрямительных элементов дешевых и доступных на рынке низковольтных диодов. Это упрощает практическую реализацию устройства, повышает надежность его работы устройства при сохранении возможности гибкого управления зарядом накопительного конденсатора с обеспечением необходимого уровня безопасности для пациента, что и является техническим результатом, достигаемым при использовании заявленной полезной модели.

(57) Формула полезной модели

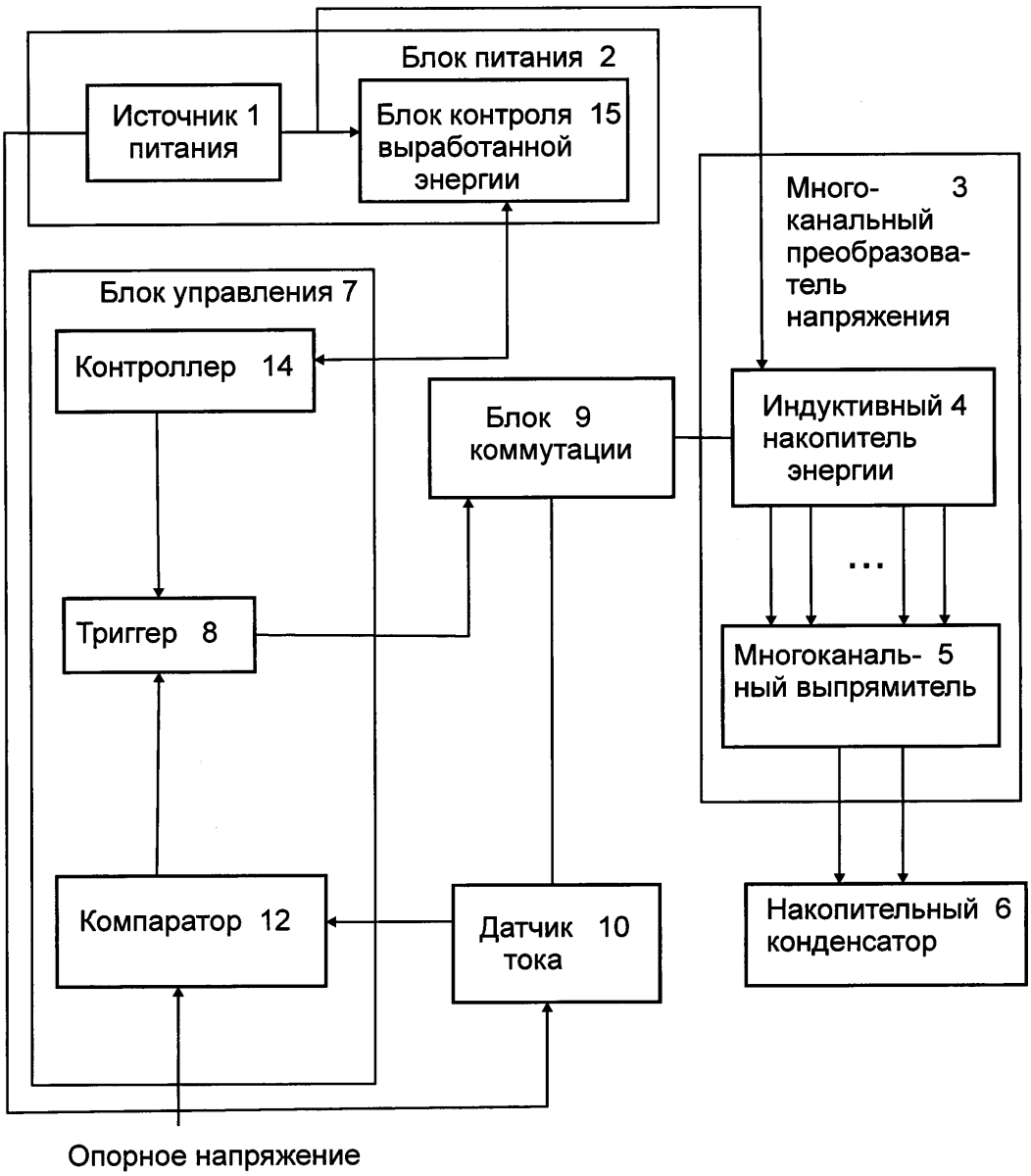
1. Устройство накопления энергии дефибрилляционного импульса, содержащее накопительный конденсатор, блок питания, включающий в себя источник питания, к первому выходу которого подключен блок контроля выработанной энергии, индуктивный накопитель энергии, блок коммутации, датчик тока, первый вывод которого подключен ко второму выходу источника питания, а второй - к первому выводу блока коммутации, а также блок управления, включающий в себя контроллер, связанный с блоком контроля выработанной энергии, при этом индуктивный накопитель энергии подключен ко второму выводу блока коммутации, управляющий вход которого соединен с выходом блока управления, отличающееся тем, что в него введен многоканальный преобразователь напряжения, в состав которого входят индуктивный накопитель энергии и многоканальный выпрямитель с последовательным соединением выпрямительных каналов, накопительный конденсатор подключен параллельно выходам многоканального выпрямителя, а индуктивный накопитель энергии выполнен в виде силового трансформатора с первичной обмоткой и несколькими вторичными обмотками, выводы каждой из которых подключены ко входам соответствующего выпрямительного канала, при этом в блок управления введены компаратор и триггер, выход которого является выходом блока управления, а первый и второй входы соединены, соответственно, с выходами компаратора и контроллера, второй же выход датчика тока подключен к первому входу компаратора, второй вход которого выполнен с возможностью подачи на него опорного напряжения.

2. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что каждый выпрямительный канал многоканального выпрямителя содержит выходной диод и параллельно соединенные фильтрующий конденсатор и балластное сопротивление, первый вывод выходного диода подключен к первому выводу фильтрующего конденсатора и служит первым выходом данного выпрямительного канала, а второй вывод выходного диода является первым входом этого выпрямительного канала, при этом вторая точка соединения фильтрующего конденсатора и балластного сопротивления является вторым входом и вторым выходом данного выпрямительного канала, который используется для подключения соседнего выпрямительного канала либо вывода накопительного конденсатора.

1

1

Устройство накопления энергии дефибрилляционного импульса

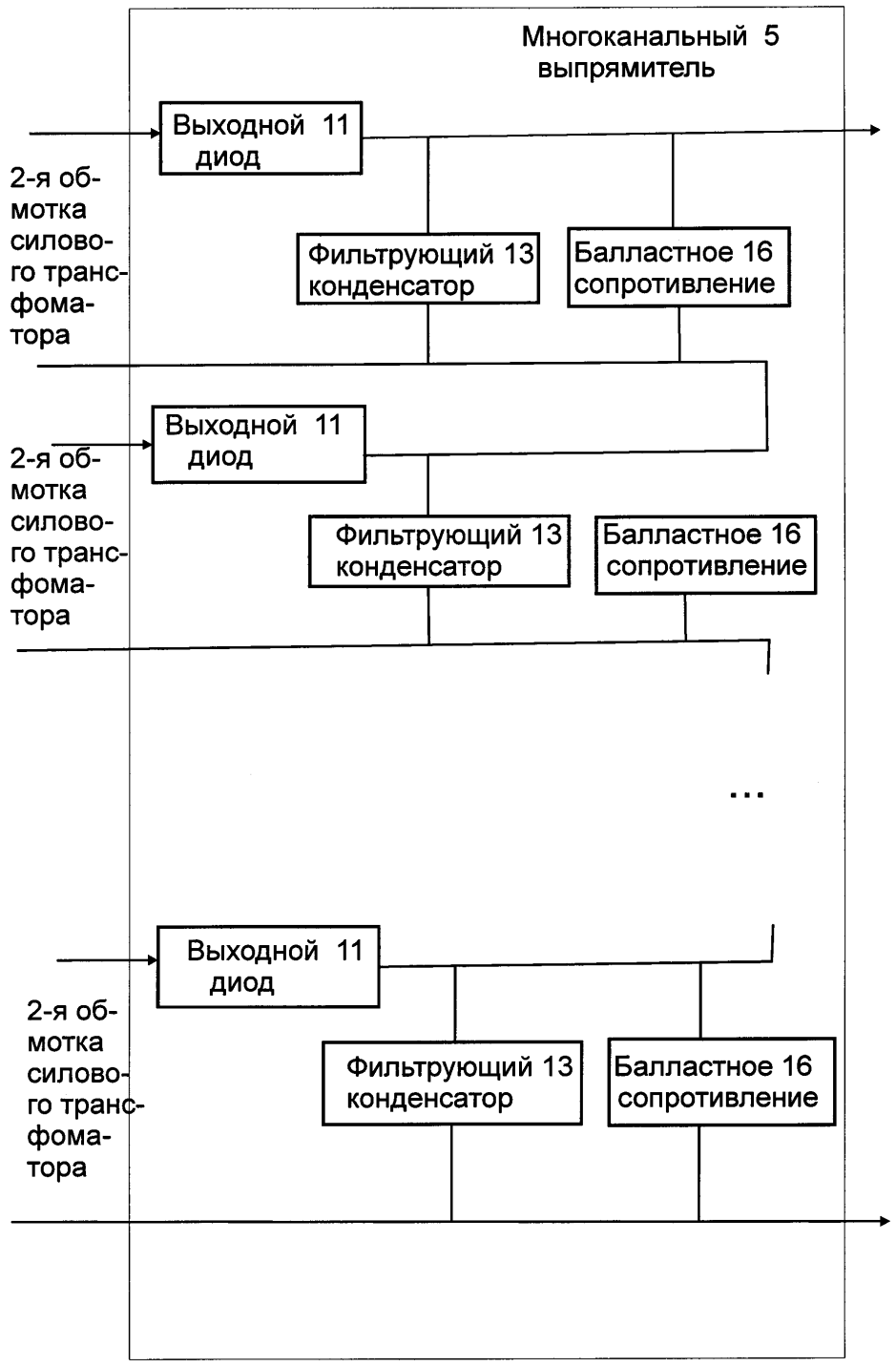


Фиг. 1

2

2

Устройство накопления энергии дефибрилляционного импульса



Фиг. 2