

(19)



**Евразийское
патентное
ведомство**

(11) **039232**(13) **B1**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОМУ ПАТЕНТУ

(45) Дата публикации и выдачи патента
2021.12.21

(51) Int. Cl. *A61N 1/39* (2006.01)
A61N 1/04 (2006.01)

(21) Номер заявки
202090100

(22) Дата подачи заявки
2018.06.20

**(54) ПОРТАТИВНЫЙ ОДНОРАЗОВЫЙ АВТОМАТИЧЕСКИЙ НАРУЖНЫЙ
ДЕФИБРИЛЛЯТОР**

(31) 2017902350

(56) US-A1-20050244709
WO-A1-2016092800
US-A1-20140317914
US-A1-20040260376
US-A1-20160271408

(32) 2017.06.20

(33) AU

(43) 2020.04.30

(86) PCT/AU2018/050607

(87) WO 2018/232450 2018.12.27

(71)(73) Заявитель и патентовладелец:
СеллАЕД ЛАЙФ СЕЙВЕР ПТИ ЛТД
(AU)

(72) Изобретатель:
Тибер Ирол, Кейси Донован (AU)

(74) Представитель:
Микуцкая Т.Ю. (RU)

(57) В изобретении предложен портативный автоматический наружный дефибриллятор (АНД) малого форм-фактора, содержащий контроллер, цепь заряда и цепь разряда, предназначенную для разряда конденсаторов с помощью пары электродных накладок. Дефибриллятор может быть разделен на две части по центральной линии. Каждая часть может иметь соответствующую электродную накладку, расположенную на соответствующей верхней поверхности для обеспечения электрического контакта с грудной клеткой. Провод для замыкания цепи может замыкать электрическую цепь между двумя частями. Дефибриллятор может содержать отделяемый слой, покрывающий обе соседние электродные накладки. Отделяемый слой приклеен к плате вдоль ее наружных краев. Таким образом, при приложении давления к центральной линии плата разделяется на две части, от которых при этом отсоединяется отделяемый слой. Таким образом, дефибриллятор может быть быстро введен в действие с помощью одной операции разделения.

B1**039232****039232****B1**

Область техники, к которой относится изобретение

Настоящее изобретение относится к портативным автоматическим наружным дефибрилляторам (АНД).

Предшествующий уровень техники

Дефибрилляция - это способ лечения нарушений сердечного ритма, представляющих угрозу для жизни, включая фибрилляцию желудочков (ФЖ) и неперфузионную желудочковую тахикардию (ЖТ).

Автоматический наружный дефибриллятор (АНД) передает сердцу электрический разряд (данная процедура называется "кардиоверсией"), который стимулирует сердечную мышцу, что в случае нарушения ритма позволяет синусовому узлу восстановить нормальный синусовый ритм.

По имеющимся оценкам, в странах ОЭСР на один квадратный километр имеется всего один АНД. Кроме того, существующие АНД имеют большие размеры, являются дорогостоящими (в некоторых случаях их стоимость превышает 2000 долларов США за штуку) и требуют регулярного проведения технического обслуживания, испытаний и калибровки.

С учетом вышесказанного для повышения коэффициента выживаемости необходимы более доступные портативные АНД.

Настоящее изобретение относится к портативному, легкому, компактному, одноразовому и относительно недорогому АНД, создание которого позволит частично или полностью устранить, по крайней мере, некоторые недостатки, известные из уровня техники, или хотя бы предложить альтернативный вариант.

В публикации US 2014/0107718 A1 (HEARTLIFE TECHNOLOGY, LLC), от 17 апреля 2014 г. (именуемая в дальнейшем "D1"), раскрыто автоматическое приспособление для дефибрилляции, подключаемое к смартфону, например через гнездо для подключения наушников. В соответствии с некоторыми вариантами осуществления данный модуль может представлять собой чехол для телефона, разделяемый на два соединительных элемента, на каждом из которых есть накладка дефибриллятора.

В публикации US 2009/0240297 A1 (SHAVIT et al.) от 24 сентября 2009 г. (именуемая в дальнейшем "D2"), также раскрыт блок дефибриллятора и вторая электронная накладка, которая отсоединяется от мобильного телефона перед применением.

В публикации US 2016/0271408 A1 (CARDIOSPARK LLC) от 22 сентября 2016 г. (именуемая в дальнейшем "D3"), также раскрыт портативный автоматический блок дефибриллятора с корпусом, разделяемым на две части для выполнения кардиоверсии (электрошока).

Необходимо понимать, что наличие в настоящем документе ссылок на информацию, известную из уровня техники, не означает, что такая информация является частью общедоступных сведений в Австралии или любой другой стране.

Сущность изобретения

В настоящем документе предложен портативный автоматический наружный дефибриллятор (АНД) малого форм-фактора, выполненный с обеспечением легкого доступа и возможностью быстрого ввода в действие.

Дефибриллятор содержит контроллер и цепь заряда, управляемую контроллером и предназначенную для заряда по меньшей мере одного конденсатора при помощи аккумуляторной батареи. Дефибриллятор также содержит цепь разряда, управляемую контроллером и предназначенную для разряда конденсаторов с использованием пары электродных накладок.

В соответствии с одним вариантом осуществления дефибриллятор особенно приспособлен для быстрого ввода в действие, причем он содержит плату, разделяемую по центральной линии на две части. Каждая часть имеет соответствующую электродную накладку, расположенную на ее соответствующей верхней поверхности, для обеспечения электрического контакта с грудной клеткой, замыкать электрическую цепь между двумя частями может провод для замыкания цепи.

Дефибриллятор может содержать отделяемый слой, покрывающий оба соседних электрода. Отделяемый слой приклеен к плате вдоль наружных краев. Таким образом, при приложении давления к центральной линии плата разделяется на две части, от которых при этом отсоединяется отделяемый слой. Это позволяет быстро ввести дефибриллятор в действие путем одной разделяющей операции.

Ближние края электродов рядом с центральной линией могут быть электрически соединены при помощи электрических соединительных штырьков с соответствующими частями платы таким образом, чтобы ее противоположные соответствующие дальние края могли быть свободно отодвинуты от дальних концов соответствующих частей платы для обеспечения более точного соответствия контурам грудной клетки и улучшения электрического соединения накладок. Боковые гибкие фиксаторы могут удерживать края электродных накладок вместе с краями данных частей. В некоторых вариантах осуществления отделяемый слой является токопроводящим и сохраняет соединение с боковыми краями платы, не требуя отдельного провода заземления.

В некоторых вариантах осуществления цепь заряда выполнена с возможностью подачи двухфазной волны, содержащей фазу тока экспоненциального затухания в положительной области, за которой следует фаза тока экспоненциального затухания в отрицательной области. В данном варианте осуществления цепь заряда/разряда может содержать пару конденсаторов, которые упрощают требования к переключе-

нию цепи заряда, потому что не нужно менять полярность конденсатора, что позволяет избежать переключения больших токов, для которого необходимы биполярные транзисторы с изолированным затвором (БТИЗ), имеющие большие габариты и относительно высокую стоимость. Таким образом, данная цепь заряда/разряда с блоком из двух конденсаторов позволяет уменьшить размеры дефибриллятора, идеально подходящего для удовлетворения требований к малому форм-фактору переносных устройств.

В соответствии с одним аспектом предложен портативный автоматический наружный дефибриллятор, содержащий контроллер; цепь заряда, управляемую контроллером для заряда по меньшей мере одного конденсатора с использованием аккумуляторной батареи; цепь разряда, управляемую контроллером для разряда конденсаторов с использованием пары электродных накладок; плату, выполненную с возможностью разделения на две части вдоль центральной линии, при этом на верхней стороне каждой части расположена соответствующая электродная накладка.

Дефибриллятор также может содержать отделяемый слой, близко покрывающий электроды и прикрепленный к плате по ее наружным краям таким образом, что при приложении давления к центральной линии плата разделяется на две части, а отделяемый слой одновременно отсоединяется от обеих частей; при этом контроллер выполнен с возможностью обнаружения разделения платы на две части и управления цепью разряда для подачи сигнала кардиоверсии через электродные накладки.

Электродные накладки могут быть гибкими, а две части платы могут быть по существу жесткими, причем электродные накладки могут быть электрически соединены с соответствующими частями платы вдоль ее ближних краев рядом с центральной линией таким образом, чтобы их соответствующие противоположные боковые края могли легко следовать контурам грудной клетки.

Дефибриллятор также может содержать гибкие фиксаторы, удерживающие боковые края на соответствующих частях платы.

Отделяемый слой может быть токопроводящим или может содержать внутренний провод для замыкания цепи, при этом данный отделяемый слой остается соединенным с боковыми краями частей платы таким образом, что при разделении и переворачивании частей платы для контакта с грудной клеткой отделяемый слой электрически соединяет части платы.

Контроллер, а также цепи заряда и разряда могут быть расположены между соответствующими электродными накладками и частями платы.

Электродные накладки могут содержать слои токопроводящего геля.

Цепь заряда содержит первый конденсатор и второй конденсатор, причем контроллер может быть выполнен с возможностью управлять цепью разряда так, чтобы подавать фазу тока экспоненциального затухания в положительной области с использованием первого конденсатора и подавать последующую фазу тока экспоненциального затухания в отрицательной области с использованием второго конденсатора.

Цепь разряда содержит первый переключатель, функционально соединенный с первым конденсатором, и второй переключатель, функционально соединенный со вторым конденсатором, при этом цепь разряда управляет переключателями поочередно.

Пиковая амплитуда напряжения каждой фазы примерно равна 1 кВ.

Емкость первого конденсатора может быть больше, чем у второго конденсатора, при этом фаза тока экспоненциального затухания в положительной области может иметь большую продолжительность, чем фаза тока экспоненциального затухания в отрицательной области.

Емкость первого конденсатора может составлять около 60 мкФ, а емкость второго конденсатора может находиться в пределах около 20-60 мкФ.

Продолжительность сигнала тока положительного экспоненциального затухания может составлять примерно 6-9 мс.

В соответствии с другим аспектом предложен способ создания портативного автоматического наружного дефибриллятора, содержащего: контроллер; цепь заряда, управляемую контроллером для заряда по меньшей мере одного конденсатора с помощью аккумуляторной батареи; цепь разряда, управляемую контроллером для разряда конденсаторов с помощью пары электродных накладок; плату, разделяемую на две части вдоль центральной линии, при этом на верхней поверхности каждой части расположена соответствующая электродная накладка; отделяемый слой, закрывающий электродные накладки и прикрепленный к плате вдоль ее наружных краев, при этом данный способ включает в себя разделение двух частей платы вдоль центральной линии, поворот каждой части для снятия отделяемого слоя с двух частей платы и освобождение электродных накладок для приведения портативного автоматического наружного дефибриллятора в состояние, готовое к использованию.

Способ также может включать в себя раздвижение частей платы для снятия отделяемого слоя с обеих частей.

В качестве альтернативы отделяемый слой может быть токопроводящим, и в этом случае способ подразумевает сохранение отделяемого слоя, обеспечивающего электрическое соединение между краями частей платы.

В данном случае цепь заряда может содержать пару конденсаторов.

Перечень фигур чертежей

Хотя настоящее изобретение может быть реализовано в разных формах, ниже приведено описание предпочтительных вариантов осуществления, которые следует рассматривать исключительно в качестве примера со ссылкой на сопроводительные чертежи, на которых

на фиг. 1 изображена функциональная схема компонентов портативного автоматического наружного дефибриллятора, в соответствии с одним из вариантов осуществления;

на фиг. 2 изображена функциональная схема различных контроллеров работы портативного автоматического наружного дефибриллятора, в соответствии с одним из вариантов осуществления настоящего изобретения;

на фиг. 3 изображена компоновка одноразового дефибриллятора, в соответствии с одним из вариантов осуществления настоящего изобретения;

на фиг. 4 и 5 показан порядок развертывания дефибриллятора с фиг. 3;

на фиг. 6 показано расположение частей дефибриллятора на грудной клетке;

на фиг. 7 изображена цепь заряда/разряда с одним конденсатором;

на фиг. 8 изображена цепь заряда/разряда с двумя конденсаторами в соответствии с предпочтительным вариантом осуществления настоящего изобретения;

на фиг. 9 изображена двухфазный сигнал тока для выполнения кардиоверсии в соответствии с предпочтительным вариантом осуществления настоящего изобретения;

на фиг. 10 представлен еще один вариант компоновки одноразового дефибриллятора в соответствии с одним из вариантов осуществления настоящего изобретения;

на фиг. 11-14 показаны вертикальные разрезы на видах сбоку, на которых изображено развертывание дефибриллятора с фиг. 10;

на фиг. 15 показан альтернативный вариант осуществления с фиг. 10, в котором не нужен провод для замыкания цепи.

Сведения, подтверждающие возможность осуществления изобретения

На фиг. 1 изображена функциональная схема автоматического наружного дефибриллятора (АНД) 100. Дефибриллятор 100 имеет контроллер 101 для управления его функционированием. Контроллер 101 может управлять цепью заряда 102, которая может заряжать пару конденсаторов 103 с помощью аккумуляторной батареи 104.

Контроллер 101 также может управлять цепью разряда 105, которая может разряжать заряженные конденсаторы 103 с помощью пары электродных накладок 106 для подачи электрического тока кардиоверсии.

В некоторых вариантах осуществления дефибриллятор 100 может содержать плату 107, разделяемую на две части 108 рядом с ослабленной центральной линией 109 между ними. Контроллер 101 может обнаруживать разделение частей 108, используя датчик 110 разрыва вдоль центральной линии 109. Каждая часть 108 содержит отдельную электродную накладку 106, которая может быть расположена поперек грудной клетки для подачи тока кардиоверсии. Части 108 могут быть электрически соединены проводом 110 для замыкания цепи.

В некоторых вариантах осуществления контроллер 101 содержит аналоговую цепь. Однако в другом варианте осуществления контроллер 101 имеет маломощный микропроцессор с запоминающим устройством, на которое записаны компьютерные программные инструкции для управления работой контроллера 101.

В некоторых вариантах осуществления пользовательский интерфейс 111 может взаимодействовать с контроллером 101 для вывода информации пользователю и для получения ответа от интерфейса пользователя. Таким образом, пользовательский интерфейс 111 может выдавать пользователю инструкции о правильном выполнении дефибрилляции и принимать отклик пользователя. В некоторых вариантах пользовательский интерфейс 111 может содержать устройство звукового вывода для выдачи аудиоинструкций. В некоторых вариантах пользовательский интерфейс 111 может содержать цифровой дисплей, в том числе светодиодный цифровой дисплей малого форм-фактора для вывода информации с инструкциями. Пользовательский интерфейс 111 также может содержать несколько кнопок управления и/или сенсорное покрытие цифрового дисплея для приема инструкций через пользовательский интерфейс.

В некоторых вариантах осуществления дефибриллятор 100 может содержать интерфейс 112 данных для отправки и приема цифровых данных через компьютерную сеть передачи данных, в том числе через интерфейс Bluetooth с малым радиусом действия, через сеть передачи данных GSM с большим радиусом действия и т.д. Интерфейс 112 данных может быть выполнен с возможностью передачи данных с информацией о работе дефибриллятора 100 и дополнительной информацией, в том числе со статистическими данными электрокардиографа (ЭКГ), а также с информацией о формах волн, положении (для этого, в частности, может быть использован GPS-приемник, который не показан на сопроводительных чертежах) и т.д.

В некоторых вариантах осуществления дефибриллятор 100 может взаимодействовать с мобильным устройством 113. На мобильном устройстве 113 может быть запущено программное приложение 114 для выполнения функций, связанных с дефибриллятором 100. Мобильное устройство 113 может использо-

вать проводной интерфейс 115 (например, USB), беспроводной интерфейс 116 (например, беспроводной интерфейс Bluetooth) в качестве интерфейса ввода/вывода 117 дефибриллятора 100.

На фиг. 2 изображено взаимодействие между мобильным устройством 113 и различными компонентами дефибриллятора 100.

Как показано на данной схеме, мобильное устройство 113 содержит процессор 118 для обработки цифровых данных и запоминающее устройство 119, функционально соединенное с ним при помощи системной шины 120. Запоминающее устройство 119 содержит компьютерные программные инструкции, которые считываются, расшифровываются и выполняются процессором 118 во время работы. Мобильное устройство 113 также может иметь сетевой интерфейс 121 для отправки и приема данных по сети GSM 122. Кроме того, мобильное устройство 113 может иметь интерфейс ввода/вывода 117 для взаимодействия с различными компонентами дефибриллятора 100.

Запоминающее устройство может иметь операционную систему 123, под управлением которой выполняется программное приложение 114. Для наглядности компьютерные программные инструкции приложения 114 разделены на различные блоки управления. Таким образом, контроллеры могут содержать контроллер 124 заряда для управления цепью 102 заряда для заряда конденсаторов 103. Контроллеры также могут содержать контроллер 125 активации для управления активацией дефибриллятора 100. В соответствии с некоторыми вариантами осуществления контроллер 125 активации может взаимодействовать с датчиком 110 разрыва, чтобы обнаруживать разделение частей 108. После этого контроллер 125 активации может управлять контроллером 124 заряда, чтобы зарядить конденсаторы 103 с помощью аккумуляторной батареи 104.

В некоторых вариантах осуществления контроллер 125 активации может отслеживать сопротивление между электродными накладками 106. Например, при снятии отделяемого слоя или разделении дефибриллятора на две части, как описано ниже, контроллер 125 активации может обнаруживать потерю проводимости между электродными накладками 106 и начинать управлять контроллером 124 заряда так, чтобы зарядить конденсаторы 103. Когда после этого сопротивление между электродными накладками 106 устанавливается в диапазоне, свидетельствующем о расположении электродных накладок 106 на грудной клетке, контроллер активации может управлять цепью 105 разряда через контроллер 126 дефибрилляции так, чтобы разрядить конденсаторы 103 с помощью электродных накладок 106.

Контроллер 127 мониторинга может контролировать сигналы ЭКГ, проходящие через электродные накладки 106, для обнаружения излечиваемых нарушений ритма сердца, и для управления контроллером 126 дефибрилляции соответствующим образом.

Контроллер 128 связи также может отправлять и принимать данные через сетевой интерфейс 121 или интерфейс 112 данных дефибриллятора 100. В некоторых вариантах осуществления контроллер 128 связи может отправлять данные о дефибрилляторе 100, в том числе информацию о положении, идентификационную информацию о пациенте и прочие данные, необходимые специалистам по оказанию первой помощи. Кроме того, контроллер 128 связи может отправлять информацию о диагностике ЭКГ, в том числе формы колебаний сигнала, статистику и прочую информацию, необходимую для дистанционного диагностического обслуживания.

Контроллер 129 выдачи инструкций также может взаимодействовать с пользовательским интерфейсом 111 или с пользовательским интерфейсом мобильного устройства 113 для вывода информации с инструкциями и приема отклика пользователя. Например, контроллер 129 выдачи инструкций может передавать пользователю инструкции, касающиеся расположения электродных накладок 112, информировать пользователя о том, что цепь 102 заряда завершила заряд конденсаторов 103, поэтому перед разрядом нужно не прикасаться к больному, а также о статусе дефибрилляции, восстановлении нормального синусового ритма и т.д.

На каждом этапе пользователь может вводить отклики, в том числе подтверждение правильной установки электродных накладок, подтверждение отсутствия касания и т.д. Данные ответы могут передаваться через пользовательский интерфейс путем тактильного взаимодействия с кнопками или сенсорной накладкой пользовательского интерфейса 111 дефибриллятора 100 или самого мобильного устройства 113. В некоторых вариантах осуществления контроллер 129 выдачи инструкций может использовать преобразование речи в текст, чтобы для пользовательского интерфейса можно было использовать голосовую обратную связь.

Хотя контроллеры с фиг. 2 реализованы с помощью мобильного устройства 113, необходимо понимать, что в некоторых вариантах осуществления дефибриллятор 100 может быть выполнен с возможностью независимого применения без мобильного устройства 113 специалиста по оказанию первой помощи, т.е. дефибриллятор 100 может иметь запоминающее устройство с соответствующими контроллерами.

На фиг. 3 показан вертикальный разрез на виде сбоку одноразового дефибриллятора 100, в соответствии с одним из вариантов осуществления. На фиг. 4 показан его вид сверху.

В соответствии с данным вариантом осуществления дефибриллятор 100 содержит отделяемый слой 130, в частности пару отделяемых слоев 130, которые можно оторвать и раздвинуть на две части 108.

На данной схеме видно, что дефибриллятор 100 содержит различные плоские электрические ком-

поненты 131, которые могут представлять собой контроллер 101, цепь 105 разряда, цепь 102 заряда, аккумуляторные батареи 104, конденсаторы 103 и т.д. Как показано на фиг. 4, компоненты 103 могут быть установлены вместе в одной плоскости, чтобы толщина дефибриллятора 100 была минимальной. Также показано, что дефибриллятор содержит электродные накладки 106. На сопроводительных чертежах видно, что электродные накладки 106 занимают значительную площадь поверхности дефибриллятора 100, чтобы улучшить электрическое соединение с грудной клеткой. Кроме того, для улучшения электрического соединения каждая накладка 106 может быть покрыта слоями токопроводящего геля 132.

Дефибриллятор 100 также содержит провод 110 для замыкания цепи, обеспечивающий электрическое соединение двух частей 108.

В некоторых вариантах осуществления внутренние емкостные слои 153 (в том числе из металлической фольги и подходящего диэлектрического материала между ними) могут располагаться сверху, снизу или вокруг отделяемого слоя 130, чтобы сохранять заряд, чтобы принять форму конденсаторов 103 или улучшить их емкость. В данном варианте различные компоненты 103 остаются электрически соединенными с указанными внутренними емкостными слоями 153 для выделения из них энергии.

На фиг. 4 показано отделение верхнего отделяемого слоя 130A от нижнего отделяемого слоя 130B для обнажения электродных накладок 106, расположенных между ними.

На фиг. 5 показано разделение двух частей 108 и обнажение и соответствующей электродной накладки 106.

На фиг. 6 показано расположение частей 108 на грудной клетке 133 для подачи тока 134 кардиоверсии на сердце 135. Каждая часть 108 может быть электрически соединена проводом 110 для замыкания цепи.

На фиг. 9 показана двухфазная форма тока 136 кардиоверсии, наносимая дефибриллятором 100, в соответствии с предпочтительным вариантом осуществления. Ток 136 кардиоверсии содержит фазу 137 экспоненциального затухания в положительной области с амплитудой около 1 кВ. Примерно при нулевом значении тока 136 начинается фаза 138 экспоненциального затухания в отрицательной области с амплитудой около -1 кВ.

На фиг. 7 показана цепь 139 одного конденсатора, содержащая один конденсатор 140 и двухпозиционный переключатель 141 биполярного транзистора с изолированным затвором (БТИЗ), который соединен с одним конденсатором 140 и электродными накладками 106. Переключатель 141 может быть выполнен с возможностью разряда в среднем положении одного конденсатора 140, чтобы изменять полярность на электродных накладках 106 для получения двухфазной волны 136.

Однако в соответствии с предпочтительным вариантом осуществления дефибриллятор 100 использует цепь 142 с двумя конденсаторами, содержащую пару конденсаторов 103, которая включает в себя первый конденсатор 103A и второй конденсатор 103B или первый и второй блоки конденсаторов.

Цепь 102 заряда может последовательно заряжать оба конденсатора 103A и 103B в соответствии с указанной полярностью. Первая электродная накладка 106 A может быть подключена между конденсаторами 103.

Цепь 105 разряда может быть выполнена с возможностью замыкания переключателя 143 положительной волны во время подачи двухфазной волны 136 таким образом, чтобы фаза 137 при экспоненциальном затухании в положительной области подавалась между второй электродной накладкой 106B и первой электродной накладкой 106A.

В некоторых вариантах осуществления первый конденсатор 103A может иметь емкость около 60 мкФ, таким образом, цепь 105 разряда может быть выполнена с возможностью замыкания переключателя 143 положительной волны примерно на 7,7 мс, как показано на фиг. 9, пока ток 137 экспоненциального затухания в положительной области не достигнет 0 В.

В данный момент (или примерно в данный момент) цепь 105 разряда может быть также выполнена с возможностью замыкания переключателя 144 отрицательной волны для подачи фазы 138 экспоненциального затухания в отрицательной области от второй электродной накладки 106B на первую электродную накладку 106A. Цепь 105 разряда может размыкать переключатель 143 положительной волны при замыкании переключателя 144 отрицательной волны.

В некоторых вариантах осуществления второй конденсатор 103B может иметь меньшую емкость, чем первый конденсатор 103A, например, около 20-60 мкФ. Например, второй конденсатор 103 может иметь емкость 30, 40 или 50 мкФ, чтобы продолжительность подачи фазы 138 экспоненциального затухания в отрицательной области составляла около 3,8; 5 или 6,2 мс соответственно.

На фиг. 10 показан вариант осуществления, в котором дефибриллятор 100 содержит плату 107, состоящую из двух частей, и в котором плата 107, состоящая из двух частей, выполнена с возможностью взаимодействия с чехлом 145 мобильного телефона. В соответствии с данным вариантом осуществления чехол 145 мобильного телефона содержит задний отсек 146, внутри которого расположена плата 107, состоящая из двух частей. В соответствии с некоторыми вариантами осуществления плата 107 может иметь длину около 70 мм, ширину около 60 мм и толщину около 2,5 мм. Задний отсек 146 может иметь выступающее внутрь электрическое соединение 147 и/или соединение 147 для передачи данных, которое может взаимодействовать с соответствующим электрическим разъемом 148 и/или разъемом 148 интер-

фейса данных платы 107.

При необходимости использования платы 107 ее можно извлечь из чехла 145, в том числе путем загибания конца чехла, сдвига платы 107 и т.д. Как было сказано выше, при извлечении из чехла 145 дефибриллятор 100 может использовать беспроводной интерфейс 116 для взаимодействия с мобильным устройством 113 внутри чехла 145 для управления его работой.

На фиг. 11 показан поперечный разрез дефибриллятора 100 с фиг. 10. На данной схеме изображена плата 107, состоящая из двух частей 108 и имеющая центральную линию 109, которая проходит между ними. Центральная линия 109 может содержать линию разрыва внутри платы 107, благодаря которой при сгибе плата 107 разделяется на две составные части 108.

Дефибриллятор 100 также может содержать первый конденсатор 103 и второй конденсатор 103B.

Дефибриллятор 100 также может содержать контроллер 101, цепь 102 заряда и цепь 105 разряда.

Электродные накладки 106 могут располагаться сверху частей 108 и в некоторых вариантах сверху различных изображенных компонентов. Электрические соединительные выступы 149 могут обеспечивать электрическое соединение между краями электродных накладок 106, расположенными рядом с центральной линией.

Электродные накладки 106 могут представлять собой гибкие накладки из фольги, способные сгибаться, как указано ниже. В связи с этим его дальние края могут содержать гибкие фиксаторы 150, изображенные на фиг. 11 в убранном положении. Дефибриллятор 100 также может содержать отделяемый слой 130, покрывающий электродные накладки 106. Как было сказано выше, электродные накладки 106 могут быть покрыты слоями токопроводящего геля 132.

На фиг. 12 показана сила 154, прикладываемая к центральной линии 109, под действием которой плата 107 разделяется на две части 108 по границе 109. Провод 110 для замыкания цепи может обеспечивать электрическое соединение между частями 108 после вышеуказанного разъединения.

Как показано на фиг. 12, разделение частей 108 представляет собой отсоединение отделяемого слоя 130 от электродных накладок 106. В частности, на фиг. 13 показан поворот второй части 108B на 180° относительно первой части 108A для обеспечения легкого и полного отсоединения отделяемого слоя 130 от клейкого края 151B второй части 108B. Первая часть 108A может быть расположена аналогичным образом для того, чтобы полностью отсоединить отделяемый слой 130 от другого клейкого края 151A. Как показано на рисунке, длина провода 110 для замыкания цепи является достаточной для описанной процедуры. В некоторых вариантах осуществления провод 110 для замыкания цепи может иметь длину около 20 см или более.

На фиг. 14 показан переворот частей 108 и их раздельное расположение на грудной клетке 133. Как показано на данном рисунке, провод 110 для замыкания цепи замыкает электрическую цепь для передачи двухфазной волны тока 136 через сердечную мышцу 135.

На фиг. 14 также показано, что гибкие электродные накладки 106 являются настолько гибкими, чтобы следовать изгибу грудной клеткой 133, несмотря на плоскую форму опорных частей 108. В частности, гибкие электродные накладки 106 электрически соединены с опорными частями 108 при помощи электрических соединительных штырьков 149 у их ближних концов, позволяя контуру грудной клетки следовать подвижному зазору с дальними краями 152.

Как показано на фиг. 14, гибкие фиксаторы 150 являются достаточно упругими для того, чтобы удерживать дальние края гибких электродных накладок 106.

На фиг. 15 показан вариант осуществления, в котором отделяемый слой 130 является токопроводящим или содержит встроенный провод 110 для замыкания цепи. В соответствии с данным вариантом осуществления отделяемый слой 130 остается прикрепленным к боковым клейким краям 151 выступающих частей 108, чтобы замыкать электрическую цепь между ними. Данная конфигурация позволяет исключить необходимость в отдельном проводе 110 для замыкания цепи, описанном выше.

Быстрый ввод в действие дефибриллятора 100 одним движением руки может включать в себя удерживание задних краев платы 107 указательными пальцами обеих рук и использование больших пальцев с другой стороны для приложения давления к плате 107 в точке рядом с центральной линией 109, чтобы разломить плату 107 на две части. После этого может быть выполнен поворот каждой части 108 примерно на 180° для отсоединения отделяемого слоя 130 и обнажения электродных накладок 106 со стороны грудной клетки 133. Для варианта осуществления с фиг. 15 токопроводящий отделяемый слой 130 сохраняет электрическое соединение с краями 151 для замыкания цепи.

Таким образом, быстрый ввод в действие позволяет человеку, у которого случился сердечный приступ, использовать дефибриллятор 100 еще до потери сознания.

В соответствии с дополнительным вариантом осуществления дефибриллятор может быть расположен внутри прямоугольного корпуса, содержащего две части печатной платы, расположенные с обеих сторон от центральной линии 109. По существу, квадратные оловянные электродные накладки 106 размером около 80 × 164 мм могут располагаться сверху и могут быть подключены к электрическим соединениям печатных плат при помощи сквозных отверстий. Вертикальные столбики могут обеспечивать механическое соединение между печатными платами и электродными накладками. На электродные на-

кладки 106 может быть сначала нанесен слой гидрогеля, а затем - отделяемый слой 130.

Под печатными платами могут быть расположены различные электронные компоненты, чтобы их противоположные стороны могли располагаться заподлицо с электродными накладками, слоем гидрогеля и отделяемым слоем 130 и плотно прилегали к ним. Кроме того, более крупные компоненты (например, конденсаторы, аккумуляторные батареи и т.д.) могут быть расположены под печатными платами и задней опорной частью корпуса, а также сбоку рядом с печатными платами. Внутренние поверхности корпуса, расположенные рядом с центральной линией 109, могут содержать перегородки, в которых могут быть отверстия для вставки провода 110 для замыкания цепи. В частности, давление 154, прилагаемое к верхнему краю корпуса, приведет к разрушению его нижней стороны между перегородками, при этом провод 110 для замыкания цепи будет извлечен.

Данное описание приведено для пояснения, при этом для правильного понимания сущности настоящего изобретения в настоящем документе использована специальная терминология. Однако специалисты в данной области техники должны понимать, что приведенное описание не носит обязательного характера с точки зрения осуществления изобретения. Таким образом, конкретные варианты осуществления изобретения рассмотрены исключительно для наглядности и описания. Данное описание не является исчерпывающим и не ограничивает изобретение конкретными вариантами; очевидно, что с учетом вышесказанного в данное изобретение может быть внесено множество модификаций или изменений. Конкретные варианты осуществления были выбраны и описаны для обеспечения лучшего понимания отдельных принципов изобретения и вариантов его применения, таким образом, специалисты в данной области техники могут использовать настоящее изобретение и различные варианты его осуществления с разными модификациями, подходящими для конкретного применения. Объем изобретения определен в следующих пунктах формулы изобретения и их эквивалентах.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Портативный автоматический наружный дефибриллятор, содержащий контроллер;
цепь заряда, управляемую контроллером и предназначенную для заряда по меньшей мере одного конденсатора с помощью аккумуляторной батареи;
цепь разряда, управляемую контроллером и предназначенную для разряда конденсаторов с использованием пары электродных накладок; и
плату, разделяемую по центральной линии на две части, причем каждая часть имеет на своей верхней поверхности соответствующую электродную накладку
2. Дефибриллятор по п.1, содержащий отделяемый слой, покрывающий обе соседние электродные наклейки.
3. Дефибриллятор по п.1, в котором электродные наклейки являются гибкими, указанные две части платы являются, по существу, жесткими, а электродные наклейки электрически соединены с соответствующими частями платы своими ближними краями рядом с центральной линией таким образом, чтобы их соответствующие противоположные боковые края свободно следовали контурам грудной клетки.
4. Дефибриллятор по п.3, который дополнительно содержит гибкие фиксаторы, удерживающие указанные боковые края с соответствующими частями платы.
5. Дефибриллятор по п.2, в котором отделяемый слой является токопроводящим и остается соединенным с боковыми краями частей платы таким образом, чтобы при разделении и переворачивании данных частей для контакта с грудной клеткой отделяемый слой обеспечивал электрическое соединение между данными частями.
6. Дефибриллятор по п.1, в котором контроллер и цепи заряда и разряда расположены между соответствующими электродными накладками и частями платы.
7. Дефибриллятор по п.1, в котором электродные наклейки содержат слои токопроводящего геля.
8. Дефибриллятор по п.1, в котором цепь заряда содержит первый конденсатор и второй конденсатор, причем контроллер выполнен с возможностью управления цепью разряда так, чтобы подавать фазу тока экспоненциального затухания в положительной области с помощью первого конденсатора, а затем фазу тока экспоненциального затухания в отрицательной области с помощью второго конденсатора.
9. Дефибриллятор по п.8, в котором цепь разряда содержит первый переключатель, функционально соединенный с первым конденсатором, и второй переключатель, функционально соединенный со вторым конденсатором, причем цепь разряда управляет переключателями поочередно.
10. Дефибриллятор по п.8, в котором каждая фаза имеет пиковую амплитуду напряжения примерно 1 кВ.
11. Дефибриллятор по п.8, в котором емкость первого конденсатора больше, чем у второго конденсатора, и в котором фаза тока экспоненциального затухания в положительной области имеет большую продолжительность, чем фаза тока экспоненциального затухания в отрицательной области.
12. Дефибриллятор по п.8, в котором емкость первого конденсатора составляет 60 мкФ, а емкость второго конденсатора находится в пределах 20-60 мкФ.

13. Дефибриллятор по п.8, в котором фаза тока экспоненциального затухания в положительной области имеет продолжительность в пределах 6-9 мс.

14. Дефибриллятор по одному из пп.1-13, в котором указанные две части платы имеют, по существу, одинаковые размеры.

15. Способ подготовки к работе портативного автоматического наружного дефибриллятора, содержащего

контроллер;

цепь заряда, управляемую контроллером для заряда по меньшей мере одного конденсатора с помощью аккумуляторной батареи;

цепь разряда, управляемую контроллером для разряда конденсаторов с использованием пары электродных накладок;

плату, разделяемую по центральной линии на две части, причем каждая часть имеет на своей верхней поверхности соответствующую электродную накладку;

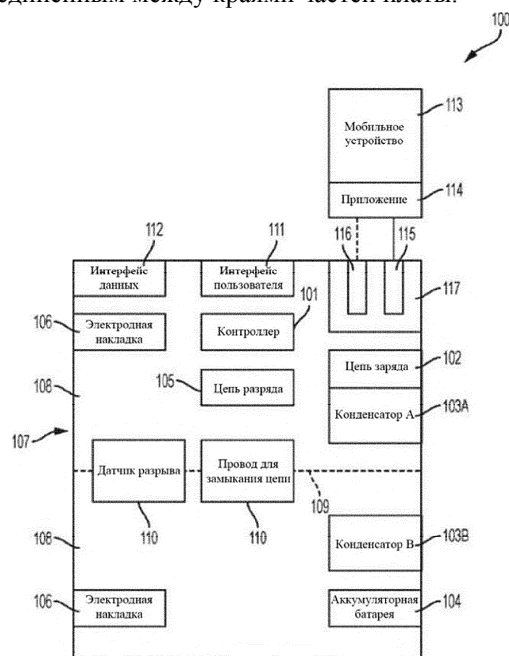
отделяемый слой, закрывающий обе электродные накладки,

при этом в способе выполняют следующие операции:

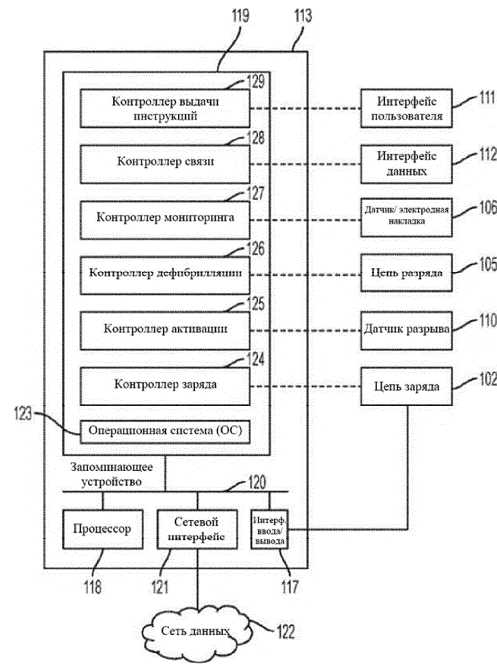
разделяют две части платы вдоль центральной линии и поворачивают каждую часть для снятия отделяемого слоя с этих двух частей и обнажения электродных накладок.

16. Способ по п.15, в котором дополнительно отводят части платы друг от друга для снятия с обеих частей отделяемого слоя.

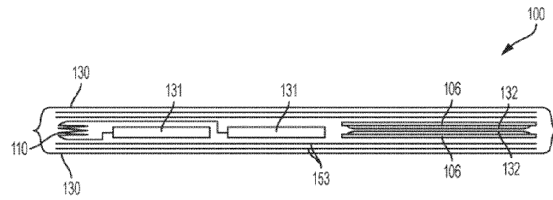
17. Способ по п.16, в котором отделяемый слой является токопроводящим и в котором отделяемый слой оставляют электрически соединенным между краями частей платы.



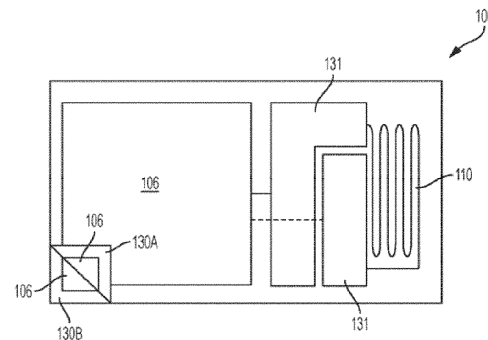
Фиг. 1



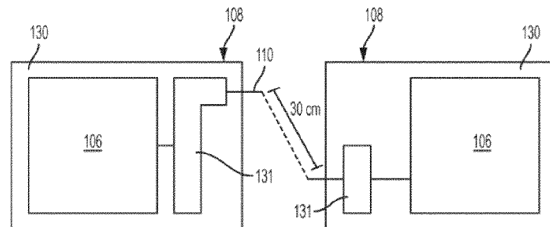
Фиг. 2



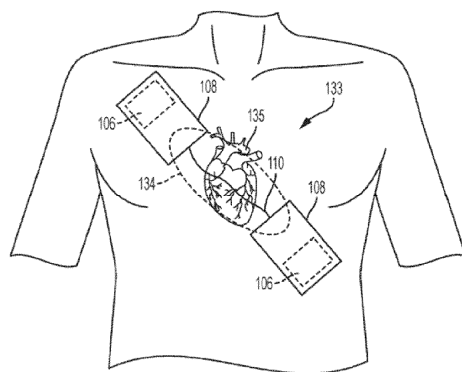
Фиг. 3



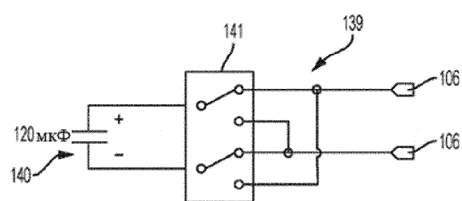
Фиг. 4



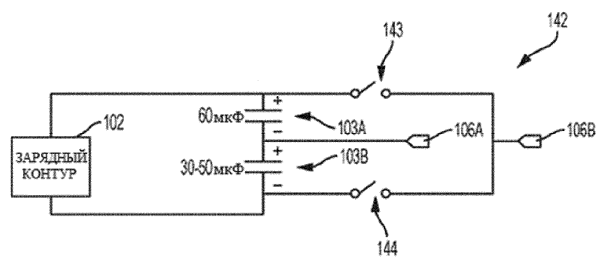
Фиг. 5



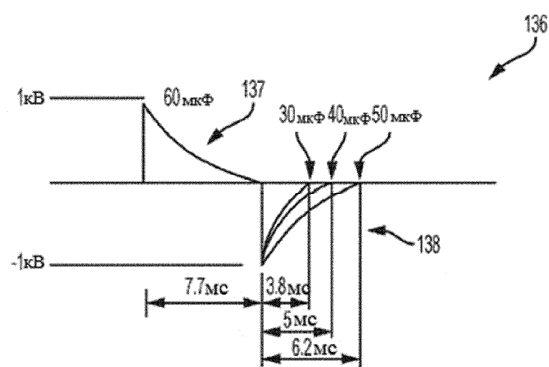
Фиг. 6



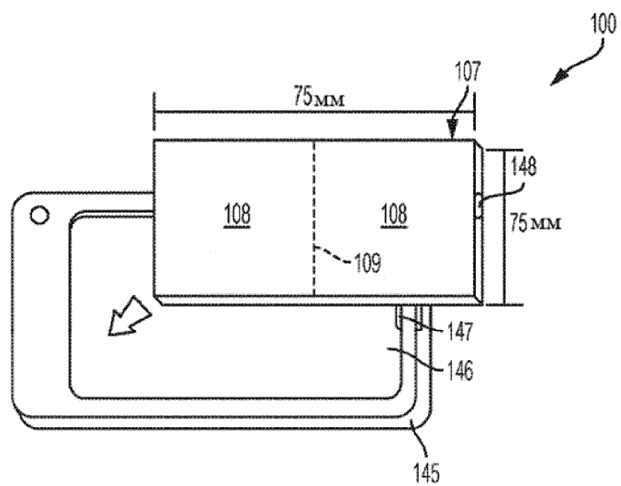
Фиг. 7



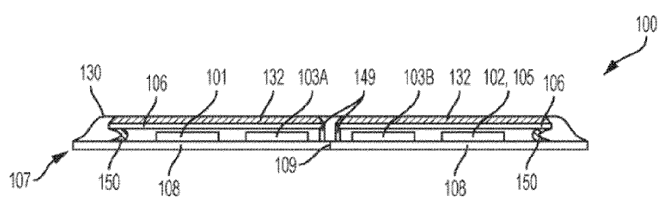
Фиг. 8



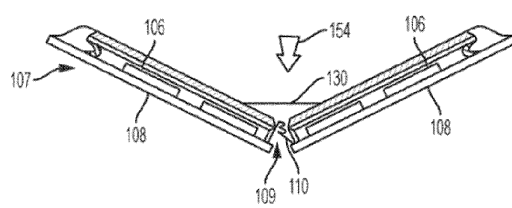
Фиг. 9



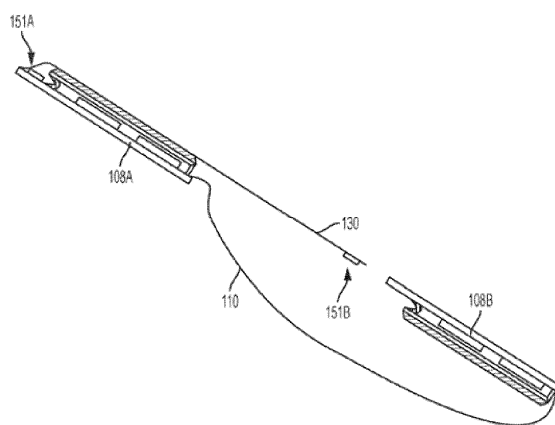
Фиг. 10



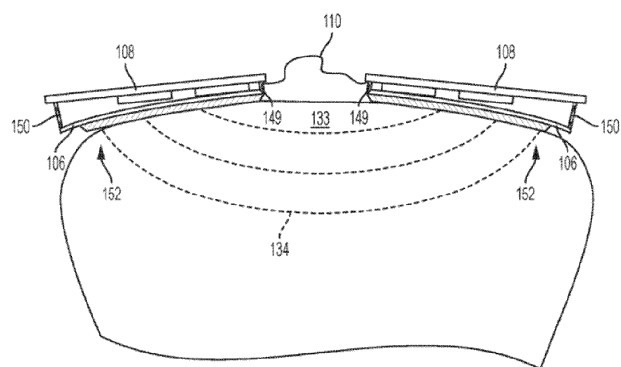
Фиг. 11



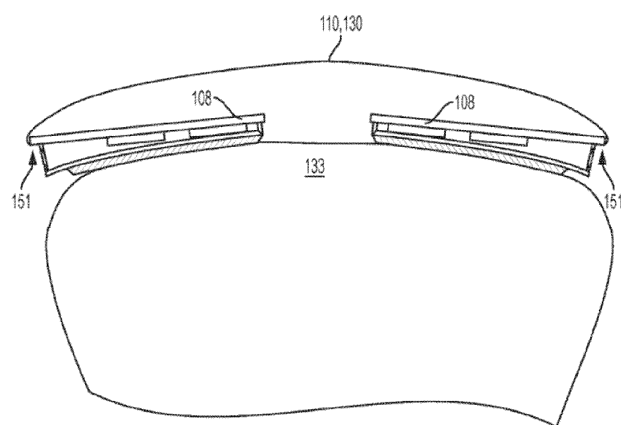
Фиг. 12



Фиг. 13



Фиг. 14



Фиг. 15

