



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК
A61N 1/39 (2018.08)

(21) (22) Заявка: 2015143220, 11.03.2014

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
11.03.2014

Дата регистрации:
15.04.2019

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
12.03.2013 US 61/777,160

(43) Дата публикации заявки: 18.04.2017 Бюл. № 11

(45) Опубликовано: 15.04.2019 Бюл. № 11

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: 12.10.2015

(86) Заявка РСТ:
IB 2014/059614 (11.03.2014)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2014/141056 (18.09.2014)

Адрес для переписки:
129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, стр. 3, ООО
"Юридическая фирма Городиский и
Партнеры"

(72) Автор(ы):

ХЕЛФЕНБЕЙН Эрик (NL),
БАБАЕИЗАДЕХ Саид (NL),
ЧЖОУ София Хуай (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: US 6021349 A, 01.02.2000. US
2008027338 A1, 31.01.2008. RU 2393887 C2,
10.07.2010. Анестезиология, Дж.Эдвард
Морган-мл. и др. - М. - СПб., 2001, с.1-98.

(54) ДЕФИБРИЛЛЯТОР И СПОСОБ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ОТВЕДЕНИЙ ОТ КОНЕЧНОСТЕЙ
ДЛЯ ЭКГ БЕЗ ИСКАЖЕНИЙ

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицине, а именно к сердечно-легочной реанимации. Дефибриллятор включает: разъем для терапевтических электродов, разъем для электродов для наблюдения, процессор, датчик, блок отображения ЭКГ. Способ реализуется

посредством дефибриллятора. Группа изобретений позволяет осуществлять мониторинг ЭКГ при сердечно-легочной реанимации, что позволит предотвратить внезапную остановку сердца. 2 н. и 13 з.п. ф-лы, 14 ил.



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY
(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(19) **RU** (11)**2 684 854**⁽¹³⁾ **C2**

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

(52) CPC
A61N 1/39 (2018.08)

(21) (22) Application: **2015143220, 11.03.2014**

(24) Effective date for property rights:
11.03.2014

Registration date:
15.04.2019

Priority:

(30) Convention priority:
12.03.2013 US 61/777,160

(43) Application published: **18.04.2017 Bull. № 11**(45) Date of publication: **15.04.2019 Bull. № 11**(85) Commencement of national phase: **12.10.2015**

(86) PCT application:
IB 2014/059614 (11.03.2014)

(87) PCT publication:
WO 2014/141056 (18.09.2014)

Mail address:
**129090, Moskva, ul. B. Spasskaya, 25, str. 3, OOO
"Yuridicheskaya firma Gorodisskij i Partnery"**

(72) Inventor(s):

**KHELFENBEJN Erik (NL),
BABAEIZADEKH Said (NL),
CHZHOU Sofiya Khuaj (NL)**

(73) Proprietor(s):

KONINKLEJKE FILIPS N.V. (NL)

(54) **DEFIBRILLATOR AND METHOD USING LIMB LEADS FOR ARTIFACT FREE ECG**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medicine, namely to cardiopulmonary resuscitation. In the method, the defibrillator includes a connector for therapeutic electrodes, a connector for observation electrodes, a processor, a sensor and an ECG display

unit. This method is implemented using the defibrillator.

EFFECT: group of inventions allows to monitor ECG during cardiopulmonary resuscitation, which can prevent a sudden cardiac arrest.

15 cl, 14 dwg

R U 2 6 8 4 8 5 4 C 2

R U 2 6 8 4 8 5 4 C 2

[0001] Настоящее изобретение в целом относится к улучшенному способу, устройству и системе для наблюдения за сердечным ритмом субъекта в течение применения сердечно-легочной реанимации (CPR). В частности, настоящее изобретение относится к медицинскому устройству, которое может автоматически выбирать один набор из множества наборов электродов для электрокардиограммы (ЭКГ), имеющих уменьшенное искажение CPR вследствие помех для отображения и для использования при определении того, указан ли электротерапевтический удар. Если устройство является дефибриллятором, то способ может управлять электротерапевтической схемой устройства на основе рекомендации по удару, полученной от набора электродов с более малыми помехами.

[0002] Внезапная остановка (SCA) сердца является главной причиной смерти в Соединенных Штатах. Приблизительно в 40% случаев у пациентов с внезапной остановкой (SCA) сердца наблюдаемый начальный сердечный ритм является фибрилляцией (VF) желудочков. CPR является протоколируемым лечением для SCA, которое включает в себя сжатия и вентиляции грудной клетки, которые обеспечивают циркуляцию в пациенте. Дефибрилляция вводится между сеансами CPR для обработки основной VF.

[0003] Дефибрилляторы доставляют импульс высокого напряжения к сердцу для восстановления нормального ритма и сократительной функции у пациентов, которые испытывают аритмию, например, VF или тахикардию (VT) желудочков, которая не сопровождается спонтанной циркуляцией. Существует несколько классов дефибрилляторов, включающих в себя ручные дефибрилляторы, вживляемые дефибрилляторы и автоматические внешние дефибрилляторы (AED). AED отличаются от ручных дефибрилляторов тем, что AED могут автоматически анализировать ритм ЭКГ для определения того, необходима ли дефибрилляция.

[0004] На фиг.1 изображен дефибриллятор 10, применяемый пользователем 12 для реанимации пациента 14, испытывающего остановку сердца. При внезапной остановке сердца пациент подвергается опасному для жизни прерыванию по отношению к обычному ритму сердца, обычно в виде VF или VT, которая не сопровождается спонтанной циркуляцией (то есть, требующая удара VT). При VF нормальные ритмические сокращения желудочков сменяются быстрым, нерегулярным дерганием, которое в результате приводит к неэффективной и сильно уменьшенной прокачке сердцем. Если обычный ритм не восстановлен в пределах временных рамок, которые, как это обычно принято, составляют приблизительно 8-10 минут, то пациент, вероятно, умрет. Напротив, чем быстрее такая циркуляция может быть восстановлена (через CPR и дефибрилляцию) после начала VF, тем выше шансы, что пациент 14 переживет данное событие. Дефибриллятор 10 может быть выполнен в виде AED с поддержкой использования специалистом оперативного реагирования. Дефибриллятор 10 может также быть выполнен в виде ручного дефибриллятора для использования медработниками или другим хорошо обученным медперсоналом.

[0005] Согласно одному примерному варианту осуществления настоящего раскрытия электротерапевтические электроды 16 применяются через грудную клетку пациента 14 пользователем 12 для предоставления дефибрилляционных ударов. Те же самые электротерапевтические электроды 16 могут также получать сигнал ЭКГ от сердца пациента. Затем дефибриллятор 10 анализирует сигнал ЭКГ на признаки аритмии. При обнаружении VF дефибриллятор 10 сигнализирует пользователю 12 о том, что рекомендован удар. После обнаружения VF или другого требующего удара ритма пользователь 12 затем нажимает кнопку удара на дефибрилляторе 10 для доставки

дефибрилляционного импульса для того, чтобы реанимировать пациента 14. Дефибриллятор 10 может также отображать ЭКГ от терапевтических электродов 16 на экране, так что пользователь 12 может в ручном режиме оценивать основной сердечный ритм. В настоящее время доступные AED-устройства могут, как правило, принимать ввод ЭКГ только от таких электротерапевтических электродов 16.

[0006] Более усовершенствованные дефибрилляторы, изображенные в качестве примера также посредством дефибриллятора 10 с фиг.1, могут также предусматривать второй набор электродов 18 для наблюдения, которые следует прикладывать к стандартным положениям на туловище и конечностях пациента. Электроды 18 для наблюдения не могут использоваться для доставки электротерапии, а обычно используются для предоставления продолжительных и более точных сигналов ЭКГ, получаемых от различных осей сердца или отведений. Эти сигналы ЭКГ могут также быть отображены на экране дефибриллятора 10.

[0007] Существующие усовершенствованные дефибрилляторы могут быть выполнены с возможностью одновременного приема ввода как от терапевтических электродов, так и от электродов для наблюдения. В таком случае, однако, все такие дефибрилляторы по умолчанию отображают ЭКГ от терапевтических электродов. Также известно, что все такие дефибрилляторы предшествующего уровня техники используют для анализа строго извлекаемую от терапевтических электродов ЭКГ в независимости от присоединения электродов для наблюдения.

[0008] На фиг.2 изображены обычные стандартные положения электродов относительно взрослого пациента для дефибрилляции и для наблюдения за сердечной деятельностью. Терапевтическая накладка 22 на грудину в целом накладывается над правой ключицей пациента 14. Вершинная терапевтическая накладка 24 накладывается на нижнюю левую часть туловища пациента так, чтобы путь тока дефибрилляции проходил через сердце пациента. Стандартные электроды для наблюдения ЭКГ включают в себя отведение 32' от конечности на правой руке (RA), отведение 32'' от конечности на левой руке (LA), отведение 32''' от конечности на левой ноге (LL) и отведение 32'''' от конечности на правой ноге (RL), помещаемые на оконечности пациента и/или нижнюю часть туловища согласно указанию. Электроды 34 для наблюдения за отведениями на грудной клетке обычно размещаются ближе и над местоположением сердца. Общее стандартное местоположение для предоставления сжатий руками при CPR изображено в качестве области 26. На фиг.2 можно увидеть, что область 26 CPR находится на половине пути или около него вдоль оси между электродом 22 на грудине и вершинным электродом 24, причем ось в целом коррелируется со стандартной осью Отведения II.

[0009] Сжатия грудной клетки в течение CPR имеет тенденцию к созданию искажения сигнала в волновых формах ЭКГ, которые получаются от терапевтических дефибрилляционных накладок на грудной клетке. Искажение CPR в волновой форме ЭКГ в целом исходит от четырех главных источников. Во-первых, искажение является результатом изменения полного сопротивления из-за изменений в месте контакта кожи и электрода. Во-вторых, растяжение кожи, которое имеет тенденцию возникать в течение CPR, индуцирует электрические потенциалы. Кроме того, электрические потенциалы (EMG) в мышцах обычно индуцируются усилиями CPR, которые прикладываются к грудным мышцам. Электрические потенциалы в мышцах также обычно индуцируются усилиями CPR, которые не напрямую прикладываются к сердечной мышце. Как отмечено ранее, многофункциональные терапевтические накладки для ЭКГ/дефибрилляции прикладываемые к грудной клетке пациента, располагаются вблизи грудины, куда

доставляются сжатия CPR. По причине данной близости искажение от упомянутых выше источников шума может быть довольно большим.

[0010] Искажение вследствие сжатия должно быть отфильтровано, либо сжатие должно быть остановлено, чтобы спасатель или автоматизированный алгоритм рекомендации по удару наблюдал основной ритм ЭКГ для определения того, следует ли применять удар. Иначе, данное искажение имеет тенденцию маскировать основной ритм ЭКГ, мешая спасателю или автоматизированному алгоритму рекомендации по удару определять, нужно ли оказывать пациенту дефибрилляционный удар.

[0011] На фиг.3 изображена примерная 23 секундная полоса ЭКГ от пациента с внезапной остановкой (SCA) сердца, основной ритм которого представляет собой VF. Первая половина 50 волновой формы записана в течение CPR и таким образом изображает сигнал искажения CPR, наложенный на сигнал VF. Вторая половина 60 записана после того, как CPR была приостановлена, и, следовательно, изображает сигнал VF без какого-либо сигнала искажения CPR. Как видно, в течение CPR искажение вследствие сжатия грудной клетки, индуцированное на ЭКГ, маскирует основной ритм VF. Алгоритм рекомендации по удару может быть обманут искажением CPR на левой стороне 50 и ошибочно рекомендовать отсутствие удара. Для правой стороны 60, однако, поскольку отсутствует какое-либо искажение CPR на ЭКГ, алгоритм рекомендации по удару может точно обнаружить ритм VF и рекомендовать удар.

[0012] Однако, изображено, что прерывания в сжатиях CPR, чтобы предусмотреть такой анализ ЭКГ без искажений, могут быть вредными для пациента. Теперь понятно, что сердечное перфузионное давление резко падает в течение пауз CPR, и что потребуется приблизительно 15 секунд после возобновления сжатий CPR прежде, чем сердечное перфузионное давление вернется на терапевтические уровни. На фиг.4 изображено падение сердечного перфузионного давления, которое возникает, когда CPR приостановлена, а также значительное количество сжатий, требуемых для возвращения пикового давления после того, как CPR возобновлена. Приостановки при CPR дополнительно продемонстрировали оказание негативного влияния на вероятность восстановления спонтанной циркуляции после доставки электрического удара.

[0013] В попытке определения точного измерения ЭКГ в течение сжатий CPR был разработан ряд способов. В публикации патента США 2011/0105930 A1 под названием «ИСТИННОЕ ИЗМЕРЕНИЕ ЭКГ В ТЕЧЕНИЕ СЕРДЕЧНО-ЛЕГОЧНОЙ РЕАНИМАЦИИ АДАПТИВНЫМ АЛГОРИТМОМ КУСОЧНОГО СШИВАНИЯ» («TRUE ECG MEASUREMENT DURING CARDIO PULMONARY RESUSCITATION BY ADAPTIVE PIECEWISE STITCHING ALGORITHM»), например, раскрыто использование фильтра для удаления искажения CPR из ЭКГ. В патенте США № 7818049 B2 под названием «СПОСОБ И ПРОЦЕССОР ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ ЭКГ» Хальперина и др. («ECG SIGNAL PROCESSOR AND METHOD» by Halperin et al) дополнительно разобрано использование ввода от карманного датчика усилия CPR для оказания помощи посредством отфильтровывания искажения из ЭКГ. Ни один из этих способов фильтрования еще не был внедрен для использования в определении либо автоматизированного решения об ударе, либо для диагностирования состояния сердца.

[0014] Поэтому необходимо улучшенное устройство и способ отображения ЭКГ и диагностирования требующего удара сердечного ритма в присутствии искажения вследствие наведенных CPR помех. Требуемое решение должно позволять укорачивать или устранять паузы между CPR и дефибрилляцией. Волновая форма ЭКГ, имеющая минимальные помехи искажения CPR, может предоставить обученному пользователю возможность быстрого диагностирования требующего удара ритма через блок

отображения либо должна делать более точным автоматизированный алгоритм рекомендации по удару.

[0015] Изобретатели, изучив различия между сигналами ЭКГ от отведений от конечностей и сигналами ЭКГ от дефибрилляционных терапевтических накладок, выяснили, что ЭКГ от электродов отведений от конечностей, а не от накладок, может содержать значительно меньше искажений CPR. Применяя данные изученные сведения, изобретатели изобрели дефибриллятор и способ, описываемые в данном документе, которые используют ЭКГ от электродов отведений от конечностей для отображения и наблюдения ЭКГ даже при присутствии терапевтических накладок. Примерные варианты осуществления настоящего изобретения могут быть полезны как для рекомендаций по удару в ручном режиме, так и для автоматизированных рекомендаций по удару.

[0016] В соответствии с принципами действия настоящего изобретения описаны примерные варианты осуществления устройства, системы и способа выборочного отображения ЭКГ на дефибрилляторе в течение сердечной реанимации субъекта. Например, примерный вариант осуществления способа может содержать этапы, на которых предоставляют дефибриллятор, имеющий блок отображения, разъем для терапевтических электродов, разъем для электродов для наблюдения, процессор, выполненный с возможностью получения ЭКГ в ответ на вводы от любого из разъема для терапевтических электродов и разъема для электродов для наблюдения, и контроллер, выполненный с возможностью распознавания подключения терапевтических электродов к разъему для терапевтических электродов и выполненный с возможностью распознавания подключения электродов для наблюдения к разъему для электродов для наблюдения, отображают ЭКГ, полученную с разъема для терапевтических электродов, распознают оба из подключения набора терапевтических электродов к разъему для терапевтических электродов и подключения набора электродов для наблюдения к разъему для электродов для наблюдения, и автоматически переключают отображение ЭКГ, полученной с разъема для терапевтических электродов, на отображение ЭКГ, полученной с разъема для электродов для наблюдения, в ответ на этап распознавания. Способ может в качестве дополнительной возможности включать в себя перевод блока отображения обратно на ЭКГ от терапевтических электродов, если определено, что ЭКГ отсутствуют помехи.

[0017] Другой предмет настоящего изобретения описывает улучшенный способ функционирования дефибриллятора в течение сердечной реанимации субъекта, примерный вариант осуществления которого может содержать этапы, на которых предоставляют дефибриллятор, имеющий разъем для терапевтических электродов, разъем для электродов для наблюдения, процессор, выполненный с возможностью получения ЭКГ в ответ на вводы от любого из разъема для терапевтических электродов и разъема для электродов для наблюдения и дополнительно выполненный с возможностью анализа полученной ЭКГ для определения, указана ли электротерапия, и контроллер, выполненный с возможностью распознавания подключения терапевтических электродов к разъему для терапевтических электродов и выполненный с возможностью распознавания подключения электродов для наблюдения к разъему для электродов для наблюдения, анализируют ЭКГ, полученную с разъема для терапевтических электродов, распознают подключение как набора терапевтических электродов к разъему для терапевтических электродов, так и подключения набора электродов для наблюдения к разъему для электродов для наблюдения, и автоматически переключают анализ ЭКГ, полученной с разъема для терапевтических электродов, на

анализ ЭКГ, полученной с разъема для электродов для наблюдения, в ответ на этап распознавания. Способ может в качестве дополнительной возможности включать в себя этап, на котором переводят анализ обратно на ЭКГ от терапевтических электродов, является определено, что ЭКГ присутствует без помех.

5 [0018] Еще один предмет настоящего изобретения описывает дефибриллятор, который включает в себе улучшенный способ анализа ЭКГ, описанный выше. Например, примерный вариант осуществления дефибриллятора может содержать разъем для терапевтических электродов, выполненный с возможностью подключения к набору электротерапевтических электродов, разъем для электродов для наблюдения, 10 выполненный с возможностью подключения к набору электродов для наблюдения, процессор, выполненный с возможностью анализа ЭКГ, полученной либо от электротерапевтических электродов, либо от электродов для наблюдения, и определения решения об ударе на основе полученной ЭКГ, средство распознавания, выполненное с возможностью распознавания подключения набора электродов для наблюдения к 15 разъему для электродов для наблюдения и дополнительно выполненное с возможностью автоматического выбора решения об ударе на основе ЭКГ, полученной от электродов для наблюдения, в ответ на распознанное подключение, и схему доставки удара высокого напряжения, выполненную с возможностью доставки электротерапевтического удара через разъем для терапевтических электродов и электротерапевтические электроды 20 в ответ на решение об ударе на основе ЭКГ, полученной от электродов для наблюдения. Средство распознавания может быть логической схемой аппаратного обеспечения, логической схемой программного обеспечения или их сочетанием. Например, средство распознавания может содержать один или более датчиков и/или контроллеров. Дополнительно, датчик может содержать контроллер. Дефибриллятор может в качестве 25 дополнительной возможности включать в себя обнаружитель искажений для ввода от терапевтических электродов, при этом средство распознавания выполнено с возможностью перевода источника решения об ударе обратно на ЭКГ от терапевтических электродов, если уровень искажения вследствие помех ниже предварительно определенного уровня помех.

30 [0019] Еще один предмет настоящего изобретения описывает дефибриллятор, который включает в себе улучшенный способ отображения ЭКГ, описанный выше. Примерный вариант осуществления дефибриллятора может содержать разъем для терапевтических электродов, выполненный с возможностью подключения к набору электротерапевтических электродов, разъем для электродов для наблюдения, 35 выполненный с возможностью подключения к набору электродов для наблюдения, процессор, выполненный с возможностью получения ЭКГ либо от электротерапевтических электродов, либо от электродов для наблюдения, средство распознавания, выполненное с возможностью распознавания подключения набора электродов для наблюдения к разъему для электродов для наблюдения и дополнительно 40 выполненное с возможностью автоматического выбора ЭКГ, полученной от электродов для наблюдения, для отображения в ответ на распознанное подключение, и блок отображения, выполненный с возможностью отображения выбранной ЭКГ. Средство распознавания может быть логической схемой аппаратного обеспечения, логической схемой программного обеспечения или их сочетанием. Например, средство 45 распознавания может содержать один или более датчиков и/или контроллеров. Дополнительно, датчик может содержать контроллер. Дефибриллятор может в качестве дополнительной возможности включать в себя обнаружитель искажений для ввода от терапевтических электродов, при этом средство распознавания выполнено с

возможностью перевода источника решения об ударе обратно на ЭКГ от терапевтических электродов, если уровень искажения вследствие помех ниже предварительно определенного уровня помех.

На чертежах:

5 [0021] Фиг.1 является примерной иллюстрацией дефибриллятора, который используется с пациентом, испытывающим остановку сердца.

[0022] Фиг.2 является примерной иллюстрацией обычных стандартных положений электродов относительно взрослого пациента для дефибрилляции и для наблюдения за сердечной деятельностью.

10 [0023] Фиг.3 является примерной иллюстрацией 23 секундной полосы ЭКГ от пациента с внезапной остановкой (SCA) сердца, основной ритм которого представляет собой VF.

[0024] Фиг.4 является примерной иллюстрацией падения сердечного перфузионного давления, которое имеет тенденцию возникать при приостановке CPR, а также
15 значительное количество сжатий, требуемых для возвращения пикового давления после того, как CPR возобновлена.

[0025] Фиг.5 является примерной иллюстрацией относящегося к CPR искажения вследствие помех у пациента, не имеющего сердечного ритма, то есть, с асистолией, причем сигнал ЭКГ получен от терапевтических накладок.

20 [0026] Фиг.6 является примерной иллюстрацией относящегося к CPR искажения вследствие помех у пациента, не имеющего ЭКГ, то есть, с асистолией, полученного от электродов для наблюдения.

[0027] Фиг.7 является примерной иллюстрацией наглядного сравнения уровней помех искажений CPR для терапевтических накладок и для электродов для наблюдения.

25 [0028] Фиг.8 является примерной иллюстрацией относящегося к CPR искажения вследствие помех у пациента, не имеющего ЭКГ, то есть, с асистолией, полученного от терапевтических накладок, графически изображенного с помощью сигнала усилия на грудную клетку, полученного от датчика сжатий CPR.

[0029] Фиг.9 является примерной иллюстрацией относящегося к CPR искажения
30 вследствие помех у пациента, не имеющего ЭКГ, то есть, с асистолией, полученного от электродов для наблюдения, графически изображенного с помощью сигнала усилия на грудную клетку, полученного от датчика сжатий CPR.

[0030] Фиг.10 является примерной иллюстрацией относящегося к CPR искажения вследствие помех у пациента, который имеет сердечный ритм, полученного от
35 терапевтических накладок, графически изображенного с помощью сигнала усилия на грудную клетку, полученного от датчика сжатий CPR.

[0031] Фиг.11 является примерной иллюстрацией относящегося к CPR искажения вследствие помех у пациента, который имеет сердечный ритм, полученного от электродов для наблюдения, графически изображенного с помощью сигнала усилия
40 на грудную клетку, полученного от датчика сжатий CPR.

[0032] Фиг.12 является примерной блок-схемой дефибриллятора, выполненного в соответствии с принципами действия настоящего изобретения.

[0033] Фиг.13 является примерной иллюстрацией схемы последовательности операций согласно одному варианту осуществления заявляемого способа, на которой изображен
45 способ определения источника отображения ЭКГ.

[0034] Фиг.14 является примерной иллюстрацией схемы последовательности операций согласно одному варианту осуществления заявляемого способа, на которой изображен способ определения источника для анализа удара для дефибриллятора.

[0035] Как показано на чертежах, на фиг.5 изображена примерная 23-секундная полоса ЭКГ от надлежащего пациента без основного сердечного ритма. В верхней панели указан сигнал ЭКГ, полученный от терапевтических накладок в течение CPR. Кривая 52 ЭКГ указывает чистое искажение CPR на терапевтических накладках. В нижней панели показано полное сопротивление между накладками, где каждый пик соответствует сжатию CPR. Таким образом, нижняя кривая 54 указывает чистое индуцированное CPR полное сопротивление терапевтической накладки. Посредством фиг.5 можно видеть большие соответствующие колебания, >20 милливольт (мВ), в ЭКГ накладки, которые являются искажением CPR. Шкала амплитуд ЭКГ составляет от -16 мВ до 16 мВ. Соответствующее изменение полного сопротивления находится между +113 миллиом (мОм) и 92 мОм, где шкала амплитуд полного сопротивления составляет от +113,82 мОм до +83,82 мОм.

[0036] На фиг.6 изображена другая примерная 23-секундная полоса ЭКГ от надлежащего пациента без основного сердечного ритма. В данной верхней панели указан сигнал ЭКГ, полученный от электродов для наблюдения за Отведением II в течение CPR. Кривая 62 ЭКГ указывает чистое искажение CPR на электродах для наблюдения. В нижней панели показано полное сопротивление между терапевтическими накладками, где каждый пик также соответствует сжатию CPR. Таким образом нижняя кривая 64 указывает чистое индуцированное CPR полное сопротивление терапевтической накладки. Посредством фиг.6 можно видеть намного меньшие соответствующие колебания, приблизительно в 1 мВ, в ЭКГ от электродов для наблюдения, которые являются искажением CPR. Шкала амплитуд ЭКГ составляет от -16 мВ до 16 мВ. Соответствующее полное сопротивление изменяется между +198 мОм и 95 мОм, где шкала амплитуд полного сопротивления составляет от +198,232 мОм до +48,232 мОм. Можно прийти к заключению о том, что амплитуда чистого индуцированного CPR искажения на ЭКГ меньше на электродах для наблюдения, чем на терапевтических накладках.

[0037] На фиг.7 изображено наглядное сравнение уровней помех искажения CPR для терапевтических накладок и для электродов для наблюдения за более длинный период времени. Два больших набора колебаний 72 в первой половине представляют собой ЭКГ от накладок; более малые колебания 74 на правой половине исходят от электродов для наблюдения за Отведением II. В данном случае снова можно заметить, что амплитуда чистого индуцированного CPR искажения на ЭКГ более мала на электродах для наблюдения, чем на терапевтических накладках.

[0038] На фиг.8 изображено относящееся к CPR искажение вследствие помех у пациента, не имеющего ЭКГ, то есть, с асистолией, полученное от терапевтических накладок, графически изображенное с помощью сигнала усилия на грудную клетку, полученного от датчика сжатий CPR, например, от датчика Q-CPR, произведенного Медицинскими Системами Philips, Эндовер Массачусетс (Philips Medical Systems, Andover Massachusetts). От надлежащего пациента без основного сердечного ритма получается приблизительно 10-секундная полоса ЭКГ. В верхней панели указан сигнал ЭКГ, полученный от терапевтических накладок в течение CPR. Кривая ЭКГ 82 указывает чистое искажение CPR на терапевтических накладках. В центральной панели показано полное сопротивление между накладками, где каждый пик соответствует сжатию CPR. Таким образом средняя кривая 84 указывает чистое индуцированное CPR полное сопротивление терапевтической накладки. Посредством фиг.8 можно видеть большие соответствующие колебания, >8 мВ, в ЭКГ накладки, которые являются искажением CPR. Шкала амплитуд ЭКГ составляет от -4 мВ до 4 мВ. Соответствующее изменение

полного сопротивления составляет приблизительно 6,25 мОм, при этом шкала амплитуд полного сопротивления составляет от +123,3 мОм до +103,3 мОм. Главные колебания в ЭКГ соответствуют сжатиям CPR, местоположения которых изображено колебаниями в полном сопротивлении и кривой 86 от датчика усилия на грудную клетку, изображенной в нижней панели.

[0039] На фиг.9 изображено относящееся к CPR искажение вследствие помех у пациента, не имеющего ЭКГ, то есть с асистолией, полученное от электродов для наблюдения, графически изображенного с помощью сигнала усилия на грудную клетку, полученного от датчика сжатий CPR. В верхней панели указан сигнал ЭКГ, полученный от Отведения II электродов для наблюдения в течение CPR. Кривая 92 ЭКГ указывает чистое искажение CPR на Отведении II электродов для наблюдения. В центральной панели изображено полное сопротивление между терапевтическими накладками, где каждый пик соответствует сжатию CPR. Таким образом средняя кривая 94 указывает чистое индуцированное CPR полное сопротивление терапевтической накладки.

Посредством фиг.9 можно видеть намного меньшие соответствующие колебания в ЭКГ от электродов для наблюдения, которые являются искажением CPR. Шкала амплитуд ЭКГ опять составляет от -4 мВ до 4 мВ. Соответствующее изменение полного сопротивления составляет приблизительно 2,5 мОм, причем шкала амплитуд полного сопротивления составляет от +123,3 до +103,3 мОм. Незначительные колебания в ЭКГ соответствуют сжатиям CPR, местоположения которых изображены колебаниями в полном сопротивлении и кривой 96 от датчика усилия на грудную клетку, изображенной в нижней панели.

[0040] На фиг.10 изображено относящееся к CPR искажение вследствие помех, получаемое от терапевтических накладок, помещенных на пациенте, который имеет сердечный ритм. Снова, кривая 102 ЭКГ графически изображена с помощью сигнала 104 полного сопротивления между накладками и сигнала 106 усилия на грудную клетку, полученного от датчика сжатий CPR. Шкала амплитуд ЭКГ составляет от -2 мВ до 2 мВ. Соответствующее изменение полного сопротивления составляет приблизительно 3,1 мОм, при этом шкала амплитуд полного сопротивления составляет от +143,8 до +93,8 мОм. Как и на фиг.8 главные колебания в ЭКГ соответствуют сжатиям CPR, местоположения которых изображены колебаниями полного сопротивления и усилием на грудную клетку. Основной сердечный ритм в ЭКГ эффективно заглушается искажением CPR.

[0041] В отличие от этого, на фиг.11 изображено относящееся к CPR искажение вследствие помех, получаемое от электродов для наблюдения в Отведении II, помещенных на пациенте, который имеет сердечный ритм. Подобно фиг.8-10 кривая 112 ЭКГ графически изображена с помощью сигнала 114 полного сопротивления между терапевтическими накладками и сигнала 116 усилия на грудную клетку, полученного от датчика сжатий CPR. Шкала амплитуд ЭКГ составляет от -2 мВ до 2 мВ. В данном случае видно, что только незначительные колебания ЭКГ происходят от сжатий CPR, местоположения которых изображены колебаниями полного сопротивления и усилия на грудную клетку. Основным сердечный ритм является четким в ЭКГ несмотря на сжатия CPR.

[0042] Из вышеописанных данных изобретатели поняли, что ЭКГ от относительно малых электродов для наблюдения, помещенных на плечах и нижней части живота пациента, в целом имеет меньшее искажение CPR по сравнению с ЭКГ от относительно больших многофункциональных терапевтических накладок. Следует отметить, что ЭКГ от электродов для наблюдения по-прежнему может содержать некоторое

остаточное искажение CPR (как видно на вышеупомянутых фигурах), и таким образом может по-прежнему получать пользу от дополнительного фильтрования, например, как это описано в заявке на патент США № 61/654143 под названием «Способ и устройство для анализа сердечного ритма в течение CPR» («Method and Apparatus for Analyzing Cardiac Rhythm During CPR»), поданной 1 июня 2012, раскрытие которой полностью включено в данный документ посредством ссылки.

[0043] Для удобства в данном описании отображение и использование ЭКГ от электродов отведения от конечности упоминается в качестве признака «LeadView» («ВидОтведения»).

[0044] Дефибриллятор для расширенных реанимационных мероприятий (advanced life support (ALS)) или AED-устройство для базовых реанимационных мероприятий (basic life support (BLS)) могут производиться с дополнительной возможностью LeadView. Дефибриллятор в целом должен предоставлять ввод как от многофункциональных накладок, так и от электродов отведений от конечностей. Современные дефибрилляторы ALS обладают данной возможностью, однако считается, что это станет новой возможностью для AED-устройства. При наложении на пациента как накладок, так и электродов отведений приоритет отдается ЭКГ от электродов отведений как для отображения, так и для ввода для алгоритма рекомендации по удару.

[0045] Теперь будет рассмотрена фиг.12, на которой изображена блок-схема примерного варианта осуществления дефибриллятора 200, который создан в соответствии с принципами действия настоящего изобретения. Один вариант осуществления дефибриллятора 200 содержит дефибриллятор для ALS, функционирующий в ручном режиме, или AED для BLS, который выполнен с возможностью отображения ЭКГ. Когда дефибриллятор 200 распознает, что как набор терапевтических накладок 202, так и электроды 222 для наблюдения за отведениями от конечностей присоединены к пациенту, то дефибриллятор 200 автоматически переключает источник ЭКГ с терапевтических накладок на электроды отведений от конечностей для отображения на блоке 240 отображения. Это может позволить обученному спасателю просматривать основной сердечный ритм, имеющий наименьшее искажение вследствие помех CPR, в течение продолжающихся сжатий грудной клетки. Кроме того, если дефибриллятор 200 оборудован алгоритмом уменьшения искажения CPR, то блок 240 отображения волновых форм ЭКГ может показывать ЭКГ от электродов для наблюдения после фильтрации этим алгоритмом.

[0046] Дефибриллятор 200 содержит два отдельных разъема для электродов, переносящие два различных потока данных ЭКГ. Разъем 204 для терапевтических накладок подключает с возможностью функционирования дефибриллятор 200 к набору терапевтических накладок 202. Сигналы от терапевтических накладок 202 проходят через разъем 204 для накладок во внешний интерфейс 206 ЭКГ от терапевтических накладок, который преобразовывает сигналы в поток данных ЭКГ от накладок. Данные ЭКГ от накладок затем предоставляются в процессор 208.

[0047] Схожим образом разъем 224 для электродов для наблюдения подключает с возможностью функционирования дефибриллятор 200 к электродам 222 отведений от конечностей. Предпочтительно, электроды 222 отведений от конечностей выполнены с возможностью размещения на пациенте со стандартной ориентацией отведений от конечности. Сигналы от электродов 222 отведений от конечностей проходят через разъем 224 для электродов во внешний интерфейс 226 ЭКГ электродов для наблюдения, который преобразовывает сигналы в потоки данных ЭКГ от электродов отведения. Данные ЭКГ от электродов проходят к процессору 208.

[0048] Может быть обеспечена возможность размещения необязательного обнаружителя 210 помех искажения для приема сигналов ЭКГ от терапевтических накладок 202 параллельно с внешним интерфейсом 206 накладок в соответствии с примерными вариантами осуществления настоящего раскрытия. Такой обнаружитель 210 искажений может быть выполнен с возможностью получения уровня искажения вследствие помех, включающего в себя относящееся к CPR искажение вследствие помех на ЭКГ, полученной от накладок. Одна такая схема для определения искажения вследствие помех описана в принадлежащем правообладателю данного документа патенте США 5902249 под названием «Способ и устройство для обнаружения искажений с использованием синфазных сигналов в дифференциальных обнаружителях сигналов» Томаса Листера Мл. («Method and Apparatus for Detecting Artifacts Using Common-Mode Signals in Differential Signal Detectors» by Thomas J. Lyster.), раскрытие которого полностью включено в данный документ посредством ссылки. Альтернативно, обнаружитель 210 искажений может быть размещен так, как описано в вышеупомянутой заявке на патент США № 61/654143, раскрытие которой полностью включено в данный документ посредством ссылки. Вывод обнаружителя 210 помех может быть либо уровнем помех накладок, либо определением того, находится ли полученный уровень искажения вследствие помех ниже предварительно определенного уровня помех. Такое определение указывает, что CPR не выполняется в данный момент и/или что ЭКГ накладок присутствует в достаточной мере без помех для дальнейшего использования. Уровень/решение обнаружителя 210 помех предоставляется в процессор 208.

[0049] Процессор 208 может выполнять несколько функций над потоками ЭКГ, которые он получает от терапевтических накладок и электродов для наблюдения. Например, с начала он организует потоки ЭКГ в подходящую для отображения форму. Процессор 208 может также выполнять анализ над каждым потоком ЭКГ, например, для диагностирования конкретного сердечного состояния и для предоставления соответствующего выводимого указания в блок 240 отображения. В одном примерном варианте осуществления настоящего изобретения процессор 208 может организовывать оба потока ЭКГ в форму для одновременного отображения на блоке 240 отображения. Процессор 208 может быть дополнительно выполнен с возможностью фильтрации потоков ЭКГ до отображения, так что искажение вследствие помех удаляется или уменьшается в отображаемой ЭКГ. Процессор 208 может дополнительно использовать сигналы от обнаружителя 210 помех искажения для фильтрации одного или обоих из потоков ЭКГ. Наконец, процессор 208 может определять уровень искажения вследствие помех для указания на блоке 240 отображения, например, предоставляя сообщение «обнаружена CPR» или «зашумленная ЭКГ, проверьте электроды», в ответ на потоки ЭКГ и/или ввод от обнаружителя 210 помех. Предпочтительно, процессор 208 предоставляет вывод блока отображения от каждого источника ЭКГ, обозначенного символом «D» на фиг.12, для дальнейшего выбора и использования системой.

[0050] Согласно примерным вариантам осуществления настоящего раскрытия дефибрилятор 200 дополнительно включает в себя средство распознавания для распознавания того, когда электроды для наблюдения присоединены к пациенту, и для выбора потока ЭКГ от электродов для наблюдения для отображения в ответ на распознанное присоединение. Может использоваться несколько известных способов распознавания присоединения к пациенту, включающих в себя распознавание синфазного сигнала между подключениями электродов в разъеме для электродов для наблюдения, распознавания сигнала ЭКГ во внешнем интерфейсе 226 ЭКГ,

распознавания подходящего для пациента полного сопротивления между электродами, все из которых могут быть дополнены распознаванием непосредственно аппаратного обеспечения электродов к разъему 224 для электродов для наблюдения. В

предпочтительном варианте осуществления средство распознавания выполнено в качестве контроллера 216 и управляющего переключателя 217 в схеме аппаратного обеспечения. Функционально эквивалентное средство распознавания может также быть воплощено в программном обеспечении с помощью микропроцессора и запоминающего устройства или в качестве системы конечных автоматов программного/аппаратного обеспечения.

[0051] В предпочтительном варианте осуществления контроллер 216 принимает сигнал от внешнего интерфейса 226 ЭКГ от электродов, который указывает, что набор электродов 222 для наблюдения подключен к пациенту через разъем 224 для электродов для наблюдения. В ответ на распознанное подключение контроллер 216 управляет управляющим переключателем 217 для автоматического переключения источника отображения, обозначенного вводами «D» от процессора 208, на источник от электродов для наблюдения. Сигнал ЭКГ от электродов 222 для наблюдения таким образом предоставляется в блок 240 отображения.

[0052] Контроллер 216 может в качестве дополнительной возможности принимать ввод от обнаружителя 210 помех искажения. Если обнаруженный уровень искажения вследствие помех ниже предварительно определенного уровня помех, то контроллер 216 может предписать управляющему переключателю 217 перевести отображение ЭКГ обратно на источник от терапевтических накладок. Данная возможность может быть желательной для некоторых пользователей, которые предпочитают отображать ЭКГ от терапевтических накладок всякий раз, когда это возможно и удобно, или в ситуациях, в которых, например, отображение ЭКГ от терапевтических накладок более точно или легче интерпретировать по сравнению с отображением от электродов для наблюдения.

[0053] Принимая во внимание предоставленные в данном документе идеи среднему специалисту в уровне техники должно быть понятно, что предварительно определенный уровень помех может быть определен принимая во внимание предоставленные в данном документе идеи средним специалистом в уровне техники посредством проведения серии экспериментов методом проб и ошибок с разнообразным количеством присутствующих известных помех и уровней сигнала ЭКГ. Моделируемые данные сигнала ЭКГ могут быть введены в систему при различных условиях присутствия искажения вследствие помех, включающего в себя относящееся к CPR искажение. Эти и другие способы обнаружения таких эвристических значений известны специалистам в уровне техники.

[0054] Следует отметить, что при отсутствии электродов для наблюдения, номинальный источник отображения ЭКГ в дефибриляторе 200 является тем же самым, что и источник отображения ЭКГ дефибрилляторов предшествующего уровня техники, то есть, ЭКГ от терапевтических накладок 202. Следовательно, контроллер 216 управляет управляющим переключателем 217 для направления ЭКГ от терапевтических накладок 202 через процессор 208 в блок 240 отображения при отсутствии распознанного подключения к электродам 222 для наблюдения.

[0055] В другом примерном варианте осуществления настоящего изобретения, также изображенного на ФИГУРЕ 12, процессор 208 дефибрилятора 200 выводит сигнал 228 рекомендации по удару в схему 230 высокого напряжения, если он определяет, что проанализированный сердечный ритм является поддающимся обработке электротерапией. В данном случае дефибрилятор 200 может быть дефибрилятором для ALS, функционирующем в режиме AED, или AED. Если дефибрилятор данного

варианта осуществления имеет блок отображения волновых формы, то он может отображать волновую форму на блоке 240 отображения, как указано выше. Когда к пациенту присоединены как терапевтические накладочки 202, так и электроды 222 для наблюдения за отведениями от конечностей, то дефибриллятор 200 распознает данное состояние и автоматически переключает источник ЭКГ, который используется его автоматизированным алгоритмом рекомендации по удару, с терапевтических накладок 202 на электроды 222 для наблюдения за отведениями от конечностей. Данная заявляемая практика отличается от доступных в настоящее время дефибрилляторов, которые, как известно, используют исключительно ЭКГ от терапевтических накладок в качестве ввода для алгоритма рекомендации по удару. Кроме того, если дефибриллятор 200 оснащен алгоритмом уменьшения искажения CPR, то ЭКГ может быть отфильтрована таким алгоритмом до использования в алгоритме рекомендации по удару.

[0056] На фиг.12 изображена блок-схема примерного варианта осуществления дефибриллятора 200, который создан в соответствии с примерным вариантом осуществления рекомендации по удару в соответствии с настоящим раскрытием. Электроды, разъемы, внешний интерфейс ЭКГ и схемы обнаружителя искажений по существу являются теми же самыми, что и те, которые были ранее описаны в данном документе. Тем не менее, в данном варианте осуществления, когда дефибриллятор 200 распознает, что к пациенту присоединены как набор терапевтических накладок 202, так и электроды 222 для наблюдения за отведениями от конечностей, то дефибриллятор 200 автоматически переключает источник любого сигнала рекомендации по удару, выведенного от процессора 208, с терапевтических накладок на электроды отведения от конечности для использования в качестве сигнала 228 рекомендации по удару, вводимого в схему 230 доставки удара высокого напряжения дефибриллятора. Схема 230 доставки удара в ответ активизирует и приготавливает некоторую схему для доставки терапевтического удара пациенту через накладочки 202. Доставка удара может быть полуавтоматической или полностью автоматической, как это известно в уровне техники дефибрилляции.

[0057] Если дефибриллятор 200 оснащен алгоритмом уменьшения искажения CPR, который также может иметь ввод от обнаружителя 210 искажений, то процессор 208 может отфильтровать полученную ЭКГ до анализа ЭКГ для консультации по удару. Необязательный обнаружитель 210 помех искажения может, как описано ранее, усовершенствовать решение/уровень искажения, который предоставляется в процессор 208.

[0058] Процессор 208 анализирует оба потока ЭКГ, которые он получает от терапевтических накладок и от электродов для наблюдения. Анализ каждого потока ЭКГ приводит в результате к решению об ударе или об отсутствии удара, как указано двумя выводами «S», изображенными на фиг.12. Процессор 208 может быть дополнительно выполнен с возможностью фильтрации одного или обоих из потоков ЭКГ до анализа для большей точности. Процессор 208 может дополнительно использовать сигналы от обнаружителя 210 помех искажения в качестве ввода для фильтрующей функции.

[0059] Дефибриллятор 200 может дополнительно включать в себя средство распознавания для распознавания того, когда электроды для наблюдения присоединены к пациенту, и для выбора потока ЭКГ от электродов для наблюдения для анализа в ответ на распознанное присоединение. Может использоваться несколько известных способов распознавания присоединения к пациенту, включающих в себя, например,

распознавание синфазного сигнала между подключениями электродов в разъеме для электродов для наблюдения, распознавание сигнала ЭКГ во внешнем интерфейсе 226 ЭКГ, распознавание подходящего для пациента полного сопротивления между электродами, все из которых могут быть дополнены распознаванием непосредственно аппаратного обеспечения электродов к разъему 224 для электродов для наблюдения. В предпочтительном варианте осуществления средство распознавания выполнено в качестве контроллера 216 и управляющего переключателя 217 в схеме аппаратного обеспечения. Функционально эквивалентное средство распознавания может также быть воплощено в программном обеспечении с помощью микропроцессора и запоминающего устройства или в качестве системы конечных автоматов программного/аппаратного обеспечения.

[0060] В предпочтительном варианте осуществления контроллер 216 принимает сигнал от внешнего интерфейса 226 ЭКГ от электродов, который указывает, что набор электродов 222 для наблюдения подключен к пациенту через разъем 224 для электродов для наблюдения. В ответ на распознанное подключение контроллер 216 управляет управляющим переключателем 217 для автоматического переключения источника отображения, обозначенного вводами «S» от процессора 208, на источник от электродов для наблюдения. Сигнал рекомендации по удару, происходящий из ЭКГ от электродов 222 для наблюдения, таким образом предоставляется в качестве сигнала 228 рекомендации по удару в схему 230 доставки удара.

[0061] Контроллер 216 может в качестве дополнительной возможности принимать ввод от обнаружителя 210 помех искажения. Если обнаруженный уровень искажения вследствие помех ниже предварительно определенного уровня помех, то контроллер 216 может предписать управляющему переключателю 217 перевести источник рекомендации по удару обратно на источник от терапевтических накладок. Данная возможность может быть желательной в ситуациях, при которых алгоритм рекомендации по удару от терапевтических накладок более точен, чем алгоритм рекомендации по удару от электродов для наблюдения, и предоставляет больше анализов, которые соответствуют существующей практике определения электротерапии от того же самого источника, через который она и доставляется.

[0062] Принимая во внимание предоставленные в данном документе идеи среднему специалисту в уровне техники должно быть понятно, что предварительно определенный уровень помех для рекомендации по удару может отличаться от уровня для решения в отображении. Должный предварительно определенный уровень помех может быть определен принимая во внимание предоставленные в данном документе идеи средним специалистом в уровне техники посредством проведения серии экспериментов методом проб и ошибок с разнообразным количеством присутствующих известных помех и уровней сигнала ЭКГ. Моделируемые данные сигнала ЭКГ могут быть введены в систему при различных условиях присутствия искажения вследствие помех, включающего в себя относящееся к CPR искажение. Эти и другие способы обнаружения таких эвристических значений известны специалистам в уровне техники.

[0063] Также следует отметить, что при отсутствии электродов для наблюдения, номинальный источник отображения ЭКГ в дефибриляторе 200 является в целом тем же самым, что и источник отображения ЭКГ существующих дефибрилляторов, то есть, ЭКГ от терапевтических накладок 202. Следовательно, контроллер 216 управляет управляющим переключателем 217 для направления ЭКГ от терапевтических накладок 202 через процессор 208 в блок 240 отображения при отсутствии распознанного подключения к электродам 222 для наблюдения.

[0064] Согласно примерным вариантам осуществления настоящего раскрытия использование ЭКГ от электродов отведений для отображения и рекомендации по удару может быть конфигурируемой пользователем возможностью на дефибрилляторе. Например, данная возможность может быть сконфигурирована в течение настройки дефибриллятора, либо она может быть «включена» или «выключена» в течение реанимации посредством нажатия кнопки (не показано).

[0065] На фиг.13 изображена схема последовательности операций согласно примерному варианту осуществления настоящего изобретения, на которой изображен, например, способ определения источника отображения ЭКГ 300. Примерный способ начинается посредством предоставления дефибриллятора в режиме дефибрилляции на этапе 310, причем дефибриллятор выполнен схожим образом с описанным ранее дефибриллятором и, например, имеет разъем для терапевтических накладок, разъем для электродов для наблюдения, процессор, выполненный с возможностью получения электрокардиограммы (ЭКГ) в ответ на вводы с любого из разъема для терапевтических накладок и разъема для электродов для наблюдения, и контроллер, выполненный с возможностью распознавания подключения терапевтических накладок к разъему для терапевтических накладок и выполненный с возможностью распознавания подключения электродов для наблюдения к разъему для электродов для наблюдения.

[0066] Например, в начале сердечного спасательного мероприятия дефибриллятор приводится в действие пользователем. В это время дефибриллятор начинает функционировать и в большинстве случаев источник отображения по умолчанию переходит на ЭКГ от терапевтических накладок, полученную через разъем для терапевтических электродов на этапе 314. Отображение по умолчанию служит для первоначального руководства для спасателя относительно помещения терапевтических накладок для по возможности максимально быстрой доставки необходимой электротерапии. Затем на этапе 318 распознавания подключения отображения при отсутствии распознанного подключения к электродам 222 для наблюдения.

[0064] Согласно примерным вариантам осуществления настоящего раскрытия использование ЭКГ от электродов отведений для отображения и рекомендации по удару может быть конфигурируемой пользователем возможностью на дефибрилляторе. Например, данная возможность может быть сконфигурирована в течение настройки дефибриллятора, либо она может быть «включена» или «выключена» в течение реанимации посредством нажатия кнопки (не показано).

[0065] На фиг.13 изображена схема последовательности операций согласно примерному варианту осуществления настоящего изобретения, на которой изображен, например, способ определения источника отображения ЭКГ 300. Примерный способ начинается посредством предоставления дефибриллятора в режиме дефибрилляции на этапе 310, причем дефибриллятор выполнен схожим образом с описанным ранее дефибриллятором и, например, имеет разъем для терапевтических накладок, разъем для электродов для наблюдения, процессор, выполненный с возможностью получения электрокардиограммы (ЭКГ) в ответ на вводы с любого из разъема для терапевтических накладок и разъема для электродов для наблюдения, и контроллер, выполненный с возможностью распознавания подключения терапевтических накладок к разъему для терапевтических накладок и выполненный с возможностью распознавания подключения электродов для наблюдения к разъему для электродов для наблюдения.

[0066] Например, в начале сердечного спасательного мероприятия дефибриллятор приводится в действие пользователем. В это время дефибриллятор начинает функционировать и в большинстве случаев источник отображения по умолчанию

переходит на ЭКГ от терапевтических накладок, полученную через разъем для терапевтических электродов на этапе 314. Отображение по умолчанию служит для первоначального руководства для спасателя относительно помещения терапевтических накладок для по возможности максимально быстрой доставки необходимой электротерапии. Затем на этапе 318 распознавания подключения терапевтических накладок начинается цикл помещения накладок. Пока терапевтические накладки остаются неподключенными, дефибриллятор продолжает предоставлять слуховое и визуальное руководство оператору для их подключения. При тех спасательных мероприятиях, при которых дефибрилляция очевидно не нужна, пользователь может отменить цикл помещения накладок и полностью выйти из способа.

[0067] Когда обнаружено, что терапевтические накладки подключены и находятся на пациенте, то способ переходит на этап 320, распознавания подключения электродов для наблюдения. На данном этапе может быть осуществлен вход в другой цикл руководства, позволяя дефибриллятору предлагать пользователю поместить электроды для наблюдения на надлежащего пациента. Когда это выполнено, сигналы ЭКГ пациента принимаются как терапевтическими накладками, так и электродами для наблюдения. В ответ на этап 320 на этапе 322 блок отображения автоматически переключается с источника сигналов ЭКГ от терапевтических накладок по умолчанию на сигналы ЭКГ от электродов для наблюдения. В данном состоянии подключены как накладки, так и электроды, и ЭКГ, отображаемая на дефибрилляторе, является источником ЭКГ от электродов для наблюдения, которая предположительно имеет более низкий уровень относящегося к CPR искажения вследствие помех. С целью дополнительного уменьшения уровня искажения вследствие помех до этапа отображения над ЭКГ от электродов для наблюдения может быть выполнен этап фильтрации.

[0068] На фиг.13 также изображен необязательный этап анализа ЭКГ от терапевтических накладок на искажение, включающее в себя относящиеся к CPR помехи, на этапе 324. Этап 324 повторяется в циклической функции, пока осуществляется отображение какой-либо ЭКГ. В течение этих периодов времени, в которые определено, что ЭКГ от терапевтических накладок присутствует без помех, источник отображения переводится обратно на ЭКГ от терапевтических накладок. Данная возможность может быть желательной для некоторых пользователей, которые предпочитают отображать ЭКГ от терапевтических накладок всякий раз, когда это возможно и удобно, или в ситуациях, в которых отображение ЭКГ от терапевтических накладок более точно или легче интерпретировать по сравнению с отображением от электродов для наблюдения.

[0069] На фиг.14 изображена схема последовательности операций согласно другому варианту осуществления заявляемого способа, на которой изображен способ функционирования дефибриллятора в течение сердечной реанимации 400 и более конкретно выбора оптимального источника для анализа удара. Способ начинается с предоставления дефибриллятора в режиме дефибрилляции на этапе 310, причем дефибриллятор выполнен схожим образом с описанным ранее дефибриллятором и, например, имеет разъем для терапевтических накладок, разъем для электродов для наблюдения, процессор, выполненный с возможностью анализа полученной ЭКГ для определения того, указана ли электротерапия, в ответ на вводы с любого из разъема для терапевтических накладок и разъема для электродов для наблюдения, и контроллер, выполненный с возможностью распознавания подключения терапевтических накладок к разъему для терапевтических накладок и выполненный с возможностью распознавания подключения электродов для наблюдения к разъему для электродов для наблюдения.

[0070] В начале сердечного спасательного мероприятия дефибриллятор приводится

в действие пользователем. В это время дефибриллятор начинает функционировать и в большинстве случаев источник для анализа удара по умолчанию переходит на ЭКГ от терапевтических накладок, полученную через разъем для терапевтических электродов на этапе 414. Как и прежде, на этапе 418 распознавания подключения терапевтических накладок начинается цикл помещения накладок, который позволяет дефибриллятору автоматически предоставлять руководство спасателю относительно помещения терапевтических накладок для по возможности максимально быстрой доставки необходимой электротерапии. Пока терапевтические накладки остаются неподключенными, дефибриллятор продолжает предоставлять слуховое и визуальное руководство оператору для их подключения. При тех спасательных мероприятиях, при которых дефибрилляция очевидно не нужна, пользователь может отменить цикл помещения накладок и полностью выйти из способа

[0071] Когда обнаружено, что терапевтические накладки подключены и находятся на пациенте, то начинается анализ ЭКГ от терапевтических накладок через разъем для терапевтических электродов. В то время как происходит анализ, способ переходит на этап 420, распознавания подключения электродов для наблюдения. На данном этапе может быть осуществлен вход в другой цикл руководства, позволяя дефибриллятору предлагать пользователю поместить электроды для наблюдения на надлежащего пациента. Когда это выполнено, сигналы ЭКГ пациента также принимаются и электродами для наблюдения. В данном состоянии осуществляется анализ ЭКГ на рекомендацию электротерапии в обоих из терапевтических накладок и электродов для наблюдения. Однако в ответ на этап 420 на этапе 422 источник решения об ударе автоматически переключается с источника сигналов ЭКГ от терапевтических накладок по умолчанию на сигналы ЭКГ от электродов для наблюдения. В данном состоянии подключены как накладки, так и электроды, и сигнал источника рекомендации по удару, предоставляемый в схему доставки удара дефибриллятора, исходит от источника ЭКГ от электродов для наблюдения, причем предположительно этот источник имеет более низкий уровень относящегося к CPR искажения вследствие помех. С целью дополнительного уменьшения уровня искажения вследствие помех до этапа анализа над ЭКГ от электродов для наблюдения может быть выполнен этап фильтрации.

[0072] На фиг.14 также изображен необязательный этап, в соответствии с примерными вариантами осуществления настоящего изобретения, анализа ЭКГ от терапевтических накладок на искажение, включающее в себя относящиеся к CPR помехи, на этапе 424. Этап 424 повторяется в циклической функции, пока происходит какой-либо анализ удара. В течение этих периодов времени, в которые определено, что ЭКГ от терапевтических накладок присутствует без помех, источник рекомендации по удару переводится обратно на ЭКГ от терапевтических накладок. Данная возможность может быть желательной для некоторых пользователей, которые предпочитают использовать ЭКГ от терапевтических накладок вследствие местного рабочего протокола или в ситуациях, в которых, например, алгоритм рекомендации по удару ЭКГ от терапевтических накладок более точен по сравнению с алгоритмом электродов для наблюдения.

[0073] Среднему специалисту в уровне техники должны быть понятно, что объемом настоящего изобретения охвачены изменения в примерном устройстве, системе и способе, изложенных в данном документе. Например, упоминания в данном документе ЭКГ от «электродов отведений от конечностей» или ЭКГ «отведения от электрода» могут включать в себя ЭКГ от любого из стандартного отведения I, II, III, VR, VL, VF от конечности. Несмотря на то, что на практике отведения V1, V2, V3, V4, V5 или V6

либо любое другое отведение ЭКГ с предсердия или правой стороны, вероятно, будут менее оптимальными для использования в заявляемом устройстве и способах вследствие их близости к месту сжатий CPR (грудине), настоящее изобретение не ограничивается исключением возможного применения этих отведений.

5 [0074] Кроме того, помещение электродов отведений от конечностей может выполняться либо на местоположениях Масона-Ликара (Mason-Likar) (на туловище), используемых для непрерывного наблюдения ЭКГ (электродылевой и Правой Руки на плечах или ключицах; электроды ног на нижней части живота), либо может помещаться на стандартных диагностических местоположениях с 12-ью отведениями от запястий и лодыжек.

10 [0075] Дополнительный вариант осуществления может предоставлять возможность одновременного отображения ЭКГ как от терапевтических накладок, так и от отведений наблюдения за ЭКГ (в различных областях с волновыми формами блока отображения устройства). В данном варианте осуществления любая волновая форма ЭКГ может
15 быть отмечена соответственно как «НАКЛАДКИ» или «ОТВЕДЕНИЕ X» (где X соответствует выбранному пользователем стандартному отведению от конечности, такому как I, II, III, VR, AVL, VF).

[0076] Дополнительно, принимая во внимание предоставленные в данном документе идеи среднему специалисту в уровне техники должно быть понятно, что признаки,
20 элементы, компоненты и т.д., описанные в настоящем раскрытии/спецификации и/или изображенные на прилагаемых фигурах, могут быть реализованы в различных сочетаниях аппаратного и программного обеспечения и обеспечивать функции, которые могут быть объединены в одном элементе или множестве элементов. Например, функции различных признаков, элементов, компонентов и т.д., изображенные/
25 проиллюстрированные/показанные на фигуре, могут быть выполнены посредством использования выделенного аппаратного обеспечения, а также аппаратного обеспечения, способного исполнять программное обеспечение совместно с соответствующим программным обеспечением. При предоставлении процессором функции могут быть предоставлены одним выделенным процессором, одним совместно
30 используемым процессором или множеством отдельных процессоров, некоторые из которых могут быть совместно использованы и/или мультиплексированы. Кроме того, явное использование термина «процессор» или «контроллер» не следует рассматривать в качестве ссылки исключительно на аппаратное обеспечение, выполненное с возможностью исполнения программного обеспечения, оно, однако, может неявно
35 включать в себя, без накладки ограничений, аппаратное обеспечение цифрового сигнального процессора («DSP»), запоминающее устройство (например, постоянное запоминающее устройство («ROM») для хранения программного обеспечения, запоминающее («RAM») устройство с произвольным доступом, устройство долговременного хранения и т.д.) и фактически любое средство и/или машину
40 (включающие в себя аппаратное обеспечение, программное обеспечение, встроенное микропрограммное обеспечение, их сочетание и т.д.), которые выполнены с возможностью (и/или конфигурируемы с возможностью) выполнения и/или управления процессом.

[0077] Кроме того, все утверждения в данном документе, излагающие принципы
45 действия, аспекты и варианты осуществления изобретения, а также его конкретные примеры, предназначены охватывать как его структурные, так и функциональные эквиваленты. Дополнительно, предполагается, что такие эквиваленты включают в себя как известные в настоящее время эквиваленты, так и эквиваленты, усовершенствованные

в будущем (например, любые усовершенствованные элементы, которые могут выполнять ту же самую или по существу подобную функцию независимо от структуры). Таким образом, например, принимая во внимание предоставленные в данном документе идеи среднему специалисту в уровне техники должно быть понятным, что любые блок-схемы, представленные в данном документе, могут представлять собой концептуальные изображения иллюстративных компонентов системы и/или схемы, воплощающих принципы действия изобретения. Точно так же принимая во внимание предоставленные в данном документе идеи среднему специалисту в уровне техники должно быть понятным, что любые блок-схемы последовательностей операций способов, блок-схемы и т.п.

могут представлять собой различные процессы, которые могут быть по существу представлены в считываемом компьютером носителе хранения информации и таким образом исполнены компьютером, процессором или другим устройством с возможностями обработки вне зависимости от того, изображен ли явно такой компьютер или процессор или нет.

[0078] Кроме того, примерные варианты осуществления настоящего изобретения могут принимать форму компьютерного программного продукта, доступного с используемого компьютером и/или считываемого компьютером носителя хранения информации, предоставляющего программный код и/или команды для использования, например, компьютером или любой системой исполнения команд либо совместно с ними. В соответствии с настоящим раскрытием используемый компьютером или считываемый компьютером носитель хранения информации может быть любым устройством, которое может, например, включать в себя, хранить, передавать, распространять или переносить программу для использования системой исполнения команд, устройством или установкой, либо совместно с ними. Такой примерный носитель может быть, например, электронной, магнитной, оптической, электромагнитной, инфракрасной или полупроводниковой системой (или устройством или установкой) либо средой распространения. Примеры считываемого компьютером носителя включают в себя, например, полупроводниковое или твердотельное запоминающее устройство, магнитную ленту, съемную компьютерную дискету, запоминающее устройство (RAM) с произвольным доступом, постоянное запоминающее устройство (ROM), флэш-память (накопитель), твердый магнитный диск и оптический диск. Современные примеры оптических дисков включают в себя компакт-диск (CD-ROM), предназначенный только для чтения, перезаписываемый компакт-диск (CD-R/W) и DVD. Дополнительно, следует понимать, что также следует рассматривать любой новый считываемый компьютером носитель, который может впоследствии быть усовершенствован, в качестве считываемого компьютером носителя, который может использоваться или упоминаться в соответствии с примерными вариантами осуществления настоящего изобретения и раскрытия.

[0079] Описав предпочтительные и примерные варианты осуществления для систем, устройств и способов наблюдения за надлежащим сердечным ритмом в течение применения сердечно-легочной реанимации (CPR) (варианты осуществления которых предназначены для иллюстраций, а не ограничений), следует отметить, что в свете предоставленных в данном документе идей (включая прилагаемые фигуры) специалистами в данной области техники могут быть совершены модификации и изменения. Нужно поэтому понимать, что изменения могут быть произведены в/с предпочтительными и примерными вариантами осуществления настоящего раскрытия, которые охвачены объемом вариантов осуществления, раскрытых в данном документе.

(57) Формула изобретения

1. Способ выборочного отображения ЭКГ (314) на дефибрилляторе в течение сердечной реанимации субъекта, содержащий этапы, на которых:

предоставляют дефибриллятор (310), имеющий блок отображения, разъем для терапевтических электродов, разъем для электродов для наблюдения, процессор, выполненный с возможностью получения электрокардиограммы (ЭКГ) в ответ на вводы от любого из разъема для терапевтических электродов и разъема для электродов для наблюдения, и контроллер, выполненный с возможностью распознавания подключения терапевтических электродов к разъему для терапевтических электродов и выполненный с возможностью распознавания подключения электродов для наблюдения к разъему для электродов для наблюдения;

распознают оба из подключения набора терапевтических электродов к разъему (318) для терапевтических электродов и подключения набора электродов для наблюдения к разъему (320) для электродов для наблюдения;

отображают ЭКГ (314), полученную с разъема для терапевтических электродов; и автоматически переключают отображение (322) ЭКГ, полученной с разъема для терапевтических электродов, на отображение ЭКГ, полученной с разъема для электродов для наблюдения, в ответ на этап распознавания подключения набора терапевтических электродов к разъему (318) для терапевтических электродов и подключения набора электродов к разъему (320) для электродов наблюдения.

2. Способ по п. 1, дополнительно содержащий этап фильтрации, на котором фильтруют ЭКГ от электродов для наблюдения перед этапом отображения.

3. Способ по п. 1, дополнительно содержащий этап, на котором переводят блок отображения обратно на ЭКГ, полученную с разъема для терапевтических электродов, после этапа автоматического переключения.

4. Способ по п. 3, в котором этап перевода является автоматическим на основе распознанной ЭКГ без помех, полученной с разъема для терапевтических электродов.

5. Способ по п. 4, дополнительно содержащий этапы, на которых анализируют ЭКГ, полученную с разъема для терапевтических электродов; и автоматически переключают анализ ЭКГ, полученной с разъема для терапевтических электродов, на анализ ЭКГ, полученной с разъема для электродов для наблюдения, в ответ на этап распознавания.

6. Способ по п. 5, дополнительно содержащий этап фильтрации, на котором фильтруют ЭКГ от электродов для наблюдения перед этапом анализа.

7. Способ по п. 5, дополнительно содержащий этап, на котором переводят анализ обратно на ЭКГ, полученную с разъема для терапевтических электродов, после этапа автоматического переключения, при этом этап перевода является автоматическим на основе распознанной ЭКГ без помех, полученной с разъема для терапевтических электродов.

8. Дефибриллятор (200), содержащий:

разъем (204) для терапевтических электродов, выполненный с возможностью подключения к набору терапевтических электродов;

разъем (224) для электродов для наблюдения, выполненный с возможностью подключения к набору электродов для наблюдения;

процессор (208), выполненный с возможностью получения ЭКГ либо от терапевтических электродов, либо от электродов для наблюдения;

датчик, выполненный с возможностью распознавания подключения набора терапевтических электродов к разъему (318) для терапевтических электродов и

подключения набора электродов для наблюдения к разъему для электродов для наблюдения и дополнительно выполненный с возможностью автоматического выбора ЭКГ, полученной от электродов для наблюдения, для отображения в ответ на распознанное подключение набора терапевтических электродов к разъему (318) для терапевтических электродов и подключения набора электродов для наблюдения к разъему для электродов наблюдения, и

блок (240) отображения, выполненный с возможностью отображения выбранной ЭКГ.

9. Дефибриллятор по п. 8, в котором процессор выполнен с возможностью фильтрации полученной ЭКГ для удаления искажения вследствие помех.

10. Дефибриллятор по п. 8, в котором датчик содержит контроллер (216, 217).

11. Дефибриллятор по п. 8, в котором датчик дополнительно выполнен с возможностью автоматического выбора ЭКГ, полученной от терапевтических электродов, при отсутствии распознанного подключения набора электродов для наблюдения к разъему для электродов для наблюдения.

12. Дефибриллятор по п. 8, в котором электроды для наблюдения выполнены с возможностью размещения на пациенте в стандартной ориентации отведений от конечностей.

13. Дефибриллятор по п. 8, дополнительно содержащий:

обнаружитель (210) искажений, выполненный с возможностью определения уровня искажения вследствие помех на ЭКГ, полученной от терапевтических электродов,

при этом датчик дополнительно выполнен с возможностью перевода ЭКГ для отображения с ЭКГ, полученной от электродов для наблюдения, на ЭКГ, полученную от терапевтических электродов, если уровень искажения вследствие помех ниже

предварительно определенного уровня помех.

14. Дефибриллятор по п. 8, дополнительно содержащий:

схему (230) доставки электротерапевтического удара;

причем процессор дополнительно выполнен с возможностью анализа ЭКГ, полученной либо от терапевтических электродов, либо от электродов для наблюдения, и определения решения об электротерапевтическом ударе на основе полученной ЭКГ;

причем датчик дополнительно выполнен с возможностью автоматически выбирать решение об электротерапевтическом ударе на основе ЭКГ, полученной от электродов для наблюдения в ответ на распознанное подключение; и

при этом схема доставки электротерапевтического удара выполнена с возможностью доставки электротерапевтического удара через разъем для терапевтических электродов и терапевтические электроды в ответ на решение об электротерапевтическом ударе на основе ЭКГ, полученной от электродов для наблюдения.

15. Дефибриллятор по п. 14, в котором датчик дополнительно выполнен с возможностью автоматического выбора решения об электротерапевтическом ударе на основе ЭКГ, полученной от терапевтических электродов, при отсутствии распознанного подключения набора электродов для наблюдения к разъему для электродов для наблюдения; и в котором схема доставки электротерапевтического удара дополнительно выполнена с возможностью доставки электротерапевтического удара через разъем для терапевтических электродов и терапевтические электроды в ответ на решение об электротерапевтическом ударе на основе ЭКГ, полученной от терапевтических электродов.