

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК
A61B 5/021 (2019.05); A61B 5/48 (2019.05); A61M 31/005 (2019.05)

(21)(22) Заявка: 2017122356, 17.11.2015

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
17.11.2015Дата регистрации:
13.08.2019

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
25.11.2014 EP 14194704.4

(43) Дата публикации заявки: 26.12.2018 Бюл. № 36

(45) Опубликовано: 13.08.2019 Бюл. № 23

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 26.06.2017(86) Заявка РСТ:
EP 2015/076735 (17.11.2015)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2016/083183 (02.06.2016)Адрес для переписки:
190000, г. Санкт-Петербург, БОКС-1125

(72) Автор(ы):

АЛЕН Пауль (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: US 2004215244 A1, 28.10.2004. US
2014039291 A1, 06.02.2014. US 4237872 A,
09.12.1980. WO 2011/154499 A1, 15.12.2011. US
2007060785 A1, 15.03.2007. US 2012330200 A1,
27.12.2012. KR 20140119955 A, 13.10.2014. RU
50097 U1, 27.12.2005.C 2
4
3
7
3
7
4
R
U

RU

2 6 9 7 3 7 4

C 2

(54) Система содействия сердечно-легочной реанимации и способ мониторинга сердечно-легочной реанимации

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицинской технике. Система содействия сердечно-легочной реанимации (СЛР) содержит датчик, выполненный с возможностью измерения физиологического параметра для выработки сигнала датчика, передающего данные, касающиеся момента времени, в который завершен венозный возврат. Процессор выполнен с возможностью обработки сигнала датчика для определения моментов времени, в которые следует выполнять циклы компрессионных сжатий СЛР, на основании момента времени, в

который завершен венозный возврат. Устройство вывода обеспечивает визуальные или звуковые выходные данные, относящиеся к моментам времени, в которые следует выполнять циклы компрессионных сжатий СЛР. Раскрыты устройство мониторинга для неотложной помощи и автоматизированное устройство сердечно-легочной реанимации. Технический результат состоит в обеспечении оптимальной частоты сжатий автоматизированным устройством СЛР с учетом физиологии конкретного пациента. 3 н. и 7 з.п. ф-лы, 8 ил.

RUSSIAN FEDERATION



(19)

RU

(11)

2 697 374

⁽¹³⁾ **C2**

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC

A61B 5/021 (2019.05); *A61B 5/48* (2019.05); *A61M 31/005* (2019.05)

(21)(22) Application: 2017122356, 17.11.2015

(24) Effective date for property rights:
17.11.2015

Registration date:
13.08.2019

Priority:

(30) Convention priority:
25.11.2014 EP 14194704.4

(43) Application published: 26.12.2018 Bull. № 36

(45) Date of publication: 13.08.2019 Bull. № 23

(85) Commencement of national phase: 26.06.2017

(86) PCT application:
EP 2015/076735 (17.11.2015)

(87) PCT publication:
WO 2016/083183 (02.06.2016)

Mail address:
190000, g. Sankt-Peterburg, BOKS-1125

(72) Inventor(s):

ALEN Paul (NL)

(73) Proprietor(s):

KONINKLEJKE FILIPS N.V. (NL)

C2

4

2 6 9 7 3 7 4

R U

R **U**

2 6 9 7 3 7 4

C2

(54) CARDIOPULMONARY RESUSCITATION ASSISTANCE SYSTEM AND A CARDIOPULMONARY RESUSCITATION MONITORING METHOD

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medical equipment. Cardiopulmonary resuscitation system (CRS) comprises a sensor configured to measure a physiological parameter for generating a sensor signal which transmits data relating to a time point in which venous return is completed. Processor is configured to process the sensor signal to determine the time points in which compression cycles of the CRS should be performed, based on the time point at which the venous

return is completed. Output device provides visual or audio output data relating to the time points in which compression cycles of the CRS should be performed. Disclosed are an emergency monitoring device and an automated device for cardiopulmonary resuscitation.

EFFECT: technical result consists in providing an optimum compression frequency by an automated device CPR taking into account the physiology of a specific patient.

10 cl, 8 dwg

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ

Настоящее изобретение относится к сердечно-легочной реанимации (СЛР).

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ

Сердечно-легочная реанимация представляет собой процедуру выполнения наружного

5 сжатия грудной клетки и искусственного дыхания пациенту, у которого остановилось сердце, т.е. пациенту без самостоятельного сердцебиения. СЛР выполняют для обеспечения искусственной циркуляции и насыщения кислородом. Компрессионные сжатия необходимо повторять в быстром темпе для выработки достаточного притока крови к жизненно важным органам, таким как сердце и мозг.

10 Согласно указаниям по выполнению сердечно-легочной реанимации, компрессионные сжатия следует выполнять с частотой по меньшей мере в 100 сжатий в минуту. Однако эти указания основаны на статистике, полученной в результате обследования групп людей, и не принимают в расчет наличие индивидуальной оптимальной частоты сжатий.

15 Оптимальное значение представляет собой баланс между выкачиванием крови из сердца и возвращением крови в сердце. Для обеспечения поддерживаемой искусственной

циркуляции необходимо, чтобы объем крови, выкачиваемый из сердца, возвращался в сердце при каждом компрессионном сжатии грудной клетки. Возвращение крови в сердце называют венозным возвратом. В случае выкачивания из сердца большего объема крови по сравнению с объемом возвратной крови может возникать смещение

20 объема крови (например, смещение крови к брюшному отделу). Смещение крови к частям тела, отличным от грудной клетки (сердца), приводит к выходу крови из циркуляции, в результате чего компрессионные сжатия грудной клетки выполняют на пустом или частично пустом сердце, что не обеспечивает какого-либо тока крови.

25 Оптимальная частота сжатий представляет собой частоту, при которой сжатие выполняют непосредственно после завершения венозного возврата, т.е. после завершения притока крови в правое предсердие. Частота в 100 сжатий в минуту скорее всего не является оптимальной частотой сокращений для множества пациентов вследствие того, что использование указанного значения не направлено на обеспечение завершения венозного возврата и не основано на физиологии конкретного пациента.

30 РАСКРЫТИЕ СУЩНОСТИ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Настоящее изобретение определено пунктами сопутствующей формулы изобретения.

Согласно примерам в соответствии с аспектом настоящего изобретения, обеспечена система содействия сердечно-легочной реанимации (СЛР), содержащая:

35 датчик измерения физиологического параметра для выработки сигнала датчика, передающего данные (information), касающиеся момента времени, в который завершен венозный возврат; и

40 процессор обработки сигнала датчика для определения моментов времени, в которые следует выполнять циклы компрессионных сжатий СЛР, на основании момента времени, в который завершен венозный возврат; и

45 устройство вывода, обеспечивающее выходные данные, относящиеся к определенным моментам времени.

Данная система выполнена с возможностью обеспечения максимального венозного возврата путем измерения физиологических данных, зависящих от венозного возврата. Выходные данные могут быть использованы для ручной (путем предоставления указаний

45 лицу, выполняющему СЛР) или автоматической (путем управления автоматической системой СЛР) корректировки частоты компрессионных сжатий СЛР. Таким образом, может быть обеспечена оптимальная индивидуальная частота СЛР с наибольшим возможным током крови с целью сохранения поддерживаемой циркуляции в течение

продолжительного промежутка времени. Указанный подход повышает вероятность выживания после остановки сердца.

Сигнал датчика может передавать данные, указывающие на момент возврата тока крови к нулевому (или близко к нулевому) после цикла компрессионных сжатий СЛР.

5 Указанные данные могут быть выведены из данных о токе крови или из другого сигнала, который может быть охарактеризован как замещающий сигнал о токе крови. Примеры подобного замещающего сигнала о токе крови включают нулевую производную давления или нулевую производную объема.

В одном из примеров датчик содержит датчик тока крови. В ходе промежутка

10 времени, когда есть ток крови, происходит заполнение сердца (правого предсердия). Заполнение завершается в момент времени, когда ток крови равен нулю. Таким образом, нулевой ток крови может быть использован в качестве указания на завершение венозного возврата. В зависимости от местоположения датчика может быть введена (фиксированная) временная задержка для обозначения завершения. Временная задержка

15 зависит от местоположения датчика и призвана компенсировать физическую задержку, возникающую вследствие разности мест расположения датчика и правого предсердия. Для указания на завершение венозного возврата могут быть использованы и другие показатели тока крови (например, максимальные или минимальные значения или переходы с уровня на уровень) в комбинации с использованием или без использования

20 временной задержки.

Датчик тока крови может содержать, например, внешний ультразвуковой датчик тока крови.

В других примерах датчик содержит датчик давления для измерения кровяного давления (в правом предсердии) или плеизомографический датчик (объема, ПГ).

25 Указанные датчики также могут быть использованы опосредованно для получения данных о потоке. ПГ-датчик может быть реализован при использовании фотоплеизомографии. В подобном случае момент времени, с которого сигнал ПГ/ давления или производная сигнала ПГ/давления находится в заданных пределах на протяжении заданного промежутка времени, указывает на завершение венозного

30 возврата. Таким образом, сигналы давления и ПГ могут быть использованы в качестве замещающих показателей тока крови. Установившиеся значения указанных сигналов (т.е. нулевые производные) указывают на нулевой ток крови, и соответственно, на завершение венозного возврата.

Таким образом, по существу процессор может быть выполнен с возможностью

35 определения момента времени, в котором сигнал физиологического параметра находится в промежутке между верхним и нижним пограничными значениями в течение заданного промежутка времени, или момента времени, в котором производная сигнала физиологического параметра находится в промежутке между верхним и нижним пограничными значениями в течение заданного промежутка времени.

40 В другом варианте процессор может быть выполнен с возможностью определения момента времени, в котором сигнал физиологического параметра имеет максимальное значение после завершения компрессионного сжатия грудной клетки.

Подход к определению моментов времени зависит от измеряемого физиологического параметра. Кроме того, в системе может быть совмещен мониторинг нескольких

45 параметров и могут быть совмещены несколько подходов к определению моментов времени.

Например, процессор может быть выполнен с возможностью применения значения задержки к полученным данным о завершении венозного возврата для компенсации

задержки, обусловленной различием между физическим местоположением датчика и правой частью сердца в момент фактического завершения венозного возврата.

Значение задержки может быть получено путем измерения задержки между началом цикла компрессионных сжатий СЛР и началом ответа сигнала датчика измерений 5 физиологического параметра на указанный цикл компрессионных сжатий СЛР.

Система может быть использована в устройстве мониторинга для неотложной помощи, в котором процессор выполнен с возможностью обеспечения:

выдачи оповещающего сигнала в случае начала компрессионного сжатия СЛР раньше на предварительно заданное время до и/или позже на предварительно заданное 10 время после заданных моментов времени надлежащего применения циклов компрессионных сжатий СЛР; или

указания о надлежащей частоте компрессионных сжатий, соответствующей заданным моментам времени или ранее определенным моментам времени.

Указанная система обеспечивает оповещения в случае неоптимального оказания

СЛР или подсказывает лицу, оказывающему помощь, наиболее подходящую частоту 15 компрессионных сжатий. Дополнительно или в другом варианте может быть обеспечен звуковой и/или визуальный сигнал в моменты времени, являющиеся (согласно определенным данным) оптимальными для начала циклов компрессионных сжатий.

Процессор может быть выполнен с возможностью обеспечения оптимальной частоты 20 компрессионных сжатий на основании ранее определенных моментов времени.

Система может быть использована в автоматизированной системе сердечно-легочной реанимации (АСЛР), содержащей систему выполнения компрессионных сжатий заданной глубины (такую как поршневое устройство АСЛР или пояс, окружающий грудную клетку пациента). В подобном варианте систему содействия СЛР затем используют для 25 временного согласования работы системы выполнения компрессионных сжатий заданной глубины.

Согласно другому аспекту настоящего изобретения, обеспечен способ мониторинга сердечно-легочной реанимации, включающий:

измерение физиологического параметра для выработки сигнала датчика, передающего 30 данные, касающиеся момента времени, в который завершен венозный возврат после осуществления компрессионного сжатия СЛР;

обработку сигнала датчика для определения моментов времени, в которые следует выполнять циклы компрессионных сжатий СЛР, на основании момента времени, в 35 который завершен венозный возврат; и

обеспечение выходных данных, относящихся к определенным моментам времени.

Указанный способ может быть использован для подачи указаний лицу, 40 выполняющему СЛР, и в этом случае выходные данные могут представлять собой звуковое или визуальное сообщение. В другом варианте способ может быть использован для управления автоматизированной системой, и в этом случае выходные данные могут представлять собой управляющие сигналы для управления циклами компрессионных сжатий автоматизированной системы СЛР.

Измерение физиологического параметра может включать выполнение измерения тока крови, измерения давления в правом предсердии, или плеизмографического измерения.

45 КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Примеры настоящего изобретения приведены в нижеследующем подробном описании со ссылкой на сопутствующие чертежи, на которых:

На фиг. 1 показаны токи крови, вызванные СЛР;

На фиг. 2 показан импульс компрессионного сжатия СЛР;

На фиг. 3 показан первый пример различных сигналов давления и тока крови для самостоятельного сердцебиения у пациента (животного), а также различных сигналов давления и тока крови у пациента (животного) в процессе СЛР;

На фиг. 4 показан второй пример различных сигналов давления и тока крови у пациента (животного) в процессе СЛР;

На фиг. 5 проиллюстрировано применение некоторых сигналов физиологического параметра для определения завершения венозного возврата;

На фиг. 6 проиллюстрирован способ согласно примеру настоящего изобретения;

На фиг. 7 показан первый пример системы согласно аспекту настоящего изобретения; и

На фиг. 8 показан второй пример системы согласно аспекту настоящего изобретения;

ОСУЩЕСТВЛЕНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Настоящее изобретение обеспечивает систему содействия сердечно-легочной реанимации, содержащую датчик измерения физиологического параметра для выработки сигнала датчика, передающего данные, касающиеся момента времени, в который завершен венозный возврат. Затем определяют моменты времени, в которые следует запускать циклы компрессионных сжатий СЛР, и обеспечивают выходные данные, связанные с определенными моментами времени. Выходные данные могут представлять собой визуальные или звуковые указания лицу, выполняющему СЛР, или могут представлять собой управляющие данные для управления автоматизированной системой СЛР.

Принцип формирования базового тока крови посредством СЛР описан со ссылкой на фиг. 1, на которой показан упрощенный вид с одной стороны сердца. Компрессионное сжатие грудной клетки осуществляют книзу (фаза компрессионного сжатия) с оказанием давления на сердце 10, показанное в виде давления в предсердии (Patrium) и давления в желудочке (Pventricle). Указанное давление превышает давление в ткани 12 (Ptissue), что приводит к выталкиванию крови из сердца в ткань и формирует сердечный выброс и ток крови. Указанный ток крови пропорционален разности давлений Pventricle – Ptissue. При высвобождении грудной клетки (фаза отвода) давление на сердце уменьшается. Теперь давление в ткани превышает давление в сердце, и кровь течет обратно в сердце в процессе венозного возврата. Возвратный ток крови пропорционален разности давлений Ptissue - Patrium.

В фазе компрессионного сжатия и в фазе отвода клапаны на путях циркуляции предотвращают обратную циркуляцию тока крови (однако, при выполнении СЛР считают, что указанные клапаны не выполняют свою функцию в полной мере).

Венозный возврат происходит с задержкой по отношению к сердечному выбросу вследствие того, что для прохождения волны тока крови /давления по артериям, венам и ткани необходим некоторый промежуток времени.

При неравномерных сердечном выбросе и венозном возврате из сердца выкачивают больший объем крови по сравнению с объемом, возвращаемым в сердце, что приводит к смещению крови из сердца.

Отрицательное влияние на венозный возврат могут оказывать, например, два следующих фактора.

Во-первых, в ходе отвода может сохраняться остаточное усилие, прилагаемое к грудной клетке, что приводит к образованию более высокого грудного давления (т.е. более высокого Patrium) с соответствующим понижением градиента давлений Ptissue –

Patrium и ограничением венозного возврата.

Во-вторых, промежуток времени между компрессионными сжатиями может быть недостаточным, в результате чего венозный возврат не завершен. Указанный промежуток времени между компрессионными сжатиями (т.е. период ожидания) связан с частотой и рабочим циклом волны сжатия. Уменьшение периода ожидания ниже оптимальных значений периода ожидания приводит к ослабленному венозному возврату и смещению крови от грудного участка к брюшному участку.

На фиг. 2 проиллюстрированы различные фазы цикла давления СЛР и показано 10 отношение глубины компрессионного сжатия ко времени. Период (С) компрессионного сжатия включает в себя первую фазу (А) нажатия с увеличивающейся глубиной компрессионного сжатия, за которой следует фаза (Н) удержания. Затем выполняют период (Rx) расслабления, включающий в себя первую фазу (R) отвода, в ходе которой давление снимают, и последующую фазу (W) ожидания. Таким образом, выполняют четыре фазы: фазу нажатия, фазу удержания, фазу отвода и фазу ожидания.

15 Венозный возврат был изучен в ходе некоторых исследований на животных. Показаны два примера.

Первый пример показан на фиг. 3. На левом изображении показаны результаты 20 измерений давления и тока крови в ходе нормального сердцебиения, а на правом изображении показаны результаты соответствующих измерений в ходе выполнения СЛР.

Сверху вниз, на графиках показаны глубина компрессионного сжатия (С, см), скорость тока крови (F, мл/мин), внутриаортальное давление (А, мм. рт. ст.), давление в правом предсердии (RA, мм. рт. ст.), и фотоплетизмограмма (ФПГ, в произвольно выбранных единицах).

25 Характерные особенности (например, начало и пик) сигнала ФПГ в ходе нормального сердцебиения и в ходе выполнения СЛР на графиках отмечены позднее по сравнению с графиками давления и тока крови вследствие того, что измерение сигнала ФПГ является периферическим, и для прохождения сигнала давления/тока крови от сердца к конечностям требуется некоторое время.

30 В ходе самостоятельного сердцебиения на графике тока крови в ходе каждого удара возникает первый крупный пик, за которым следует второй пик (например, второй пик виден в точке 4392,4 сек. на фиг. 3). В ходе компрессионных сжатий грудной клетки СЛР волна тока крови содержит первый пик после начала компрессионного сжатия грудной клетки, за которым следуют обратный пик (в ходе отвода) и меньший второй

35 положительный пик в ходе периода ожидания. Из графика очевидно, что ток крови в ходе выполнения СЛР является сложным, и что ток крови не останавливается непосредственно по завершении отвода. В данном примере начало второго компрессионного сжатия происходит в ходе второго пика тока крови первого компрессионного сжатия, что проиллюстрировано вертикальными временными линиями

40 на правом изображении. Второе компрессионное сжатие полностью завершено (что обеспечено путем отсутствия дальнейших компрессионных сжатий, т.е. в точке 4588,6 с сжатие не выполняют).

45 Вследствие того, что ток крови после первого сжатия еще не остановлен, новое начатое сжатие является неоптимальным вследствие того, что осуществляют нажатие на не полностью заполненное сердце. Кроме того, указанное нажатие может блокировать ток остаточной крови обратно к сердцу, что приводит к ограничению венозного возврата.

Другие показатели указывающие на выполнение компрессионных сжатий не

5 полностью заполненного сердца (в ранней временной точке, в которой венозный возврат не завершен) включают пониженное давление в правом предсердии (12 мм. рт. ст. при излишне раннем сжатии по сравнению с 17 мм. рт. ст. при полностью завершенном сжатии) и морфологическое отличие сигнала ФПГ в момент начала излишне раннего сжатия по сравнению с полностью завершенным сжатием.

Второй пример показан на фиг. 4.

Сверху вниз, на графиках показаны средний объем выбрасываемой при одном сжатии крови (V, мл), диастолическое давление в правом предсердии при каждом сжатии (т.е. давление в правом предсердии в момент начала следующего сжатия, DRA, мм. рт. ст.), 10 волна сжатия (C, см), скорость тока крови (F, мл/мин), и давление в правом предсердии (RA, мм. рт. ст.). Следует отметить, что сигнал DRA представляет собой сигнал RA в момент начала каждого сжатия.

15 В данном примере компрессионные сжатия выполняют со скоростью 120 сжатий в минуту, с рабочим циклом в 40% в течение первых 200 секунд и с рабочим циклом в 60% в течение последующих 200 секунд. Рабочий цикл определяют в виде отношения периода (C) сжатия к общему сжатию (C+Rx), см. фиг. 2. На двух верхних графиках показан полный период в 400 секунд, а на нижних трех графиках показана увеличенная часть на участке смены рабочих циклов.

20 В момент времени t=2847 секунд, рабочий цикл компрессионных сжатий изменяют с 40% до 60%, что приводит к уменьшению промежутка времени между сжатиями и к нарушению венозного возврата, что приводит к пониженному давлению заполнения правого предсердия. Указанному процессу сопутствует постепенное уменьшение объема 25 крови при каждом последующем сжатии. На трех нижних рядах показаны увеличенные виды изменения рабочего цикла в пределах 4 компрессионных сжатий. Первые два сжатия выполняют с рабочим циклом в 40%, а последующие два сжатия - с рабочим циклом в 60%. При выполнении сжатий с рабочим циклом в 40% обеспечен промежуток времени, достаточный для осуществления венозного возврата, на что указывает прекращение тока крови (т.е. пологий участок кривой при 0 мл/сек). Конечное диастолическое давление в правом предсердии составляет 12 мм. рт. ст. При переходе 30 к более быстрому рабочему циклу компрессионные сжатия инициируют слишком рано, до возвращения тока крови к нулевому значению. Кроме того, понижено конечное диастолическое давление в правом предсердии (3 мм. рт. ст.), что указывает на незавершенный венозный возврат.

35 Из уровня техники известны устройства СЛР, направленные на улучшение венозного возврата. Указанные устройства направлены на повышение градиента давления от ткани к предсердию, и соответственно, на содействие венозному возврату. Например, в публикации WO96/10984 раскрыто использование брюшных компрессионных сжатий между компрессионными сжатиями грудной клетки, выполняемых с целью повышения давления в ткани и градиента давления от ткани к предсердию. В публикации WO 02/ 40 091905 раскрыто снижение давления внутри грудной клетки в период между компрессионными сжатиями путем активного поднятия грудной клетки. В публикации US 5 692 498 раскрыт подход, согласно которому давление внутри грудной клетки уменьшают посредством устройства ограничения сопротивления. Указанное устройство представляет собой клапан, размещаемый на конце эндотрахеальной трубы. Устройство 45 предотвращает приток воздуха в легкое путем открытия клапана лишь при наличии определенного градиента давления. При каждом компрессионном сжатии воздух выкачивают, что приводит к уменьшению давления внутри грудной клетки. В ходе выполнения компрессионных сжатий градиент давления недостаточен для открытия

клапана и обеспечения притока воздуха. При осуществлении вентиляции легких (например, при помощи устройства клапана мешка Амбу) градиент давления превышает пороговое значение устройства ограничения сопротивления и обеспечен приток воздуха. Несмотря на то, что вышеприведенные подходы способствуют венозному возврату,

5 они не направлены на определение завершения венозного возврата; следовательно, указанные подходы не обеспечивают оптимизации частоты компрессионных сжатий. Таким образом, использование исключительно вышеприведенных подходов не гарантирует оптимальный венозный возврат и оптимальную частоту компрессионных сжатий.

10 В настоящем изобретении измерение физиологического параметра пациента используют для определения момента завершения венозного возврата, в который следует инициировать новое компрессионное сжатие СЛР, и соответственно, определяют оптимальную частоту компрессионных сжатий грудной клетки для конкретного пациента.

15 В результате временного согласования компрессионных сжатий грудной клетки на основании момента завершения венозного возврата (путем измерения физиологической переменной) венозный возврат максимально увеличивают, в результате чего смещение крови от сердца к другим органам минимизировано, что приводит к улучшению долгосрочной циркуляции крови, а не лишь к смещению объема крови. Указанный 20 процесс приводит к обеспечению более эффективной СЛР, что может обеспечивать более высокую вероятность выживания при остановке сердца.

25 В настоящем способе частота компрессионных сжатий оптимизирована для конкретных пациентов. Обратная связь для лица, осуществляющего СЛР, может быть обеспечена на основании индивидуального измерения, а не на основании целевых указаний, основанных на средних значениях для группы лиц.

Измерение физиологического параметра используют в качестве датчика венозного возврата, а сигнал обрабатывают с целью определения завершения венозного возврата и последующего запуска следующего компрессионного сжатия СЛР. Выход системы может быть использован для запуска компрессионных сжатий грудной клетки в 30 автоматизированном устройстве СЛР с целью автоматической настройки оптимальной частоты сжатий для пациента в определенный момент времени, или может быть использован в качестве сигнала обратной связи в устройстве мониторинга для неотложной помощи, обеспечивающем обратную связь, указывающую на оптимальную (индивидуальную) частоту сжатий для лица, осуществляющего СЛР.

35 На фиг. 5 проиллюстрировано применение некоторых сигналов физиологического параметра для определения завершения венозного возврата.

На верхнем графике показаны глубина сжатий СЛР (С, см), на втором графике показана скорость тока крови (F, мл/мин), на третьем графике показано давление в правом предсердии (RA, мм. рт. ст.), на четвертом графике показана производная 40 давления в правом предсердии по времени (dRA/dt, мм. рт. ст./сек), а на пятом графике показан сигнал ФПГ. По оси x отложено время.

В нижеследующем описании приведен ряд возможных примеров датчиков, которые могут быть использованы для определения момента завершения венозного возврата. Затем примеры объяснены в контексте использования возможной обработки сигнала.

45 Пример датчика 1

Для определения завершения венозного возврата может быть использован датчик тока крови. Указанный датчик тока крови может представлять собой, например, инвазивный допплеровский ультразвуковой датчик тока крови или внешний

ультразвуковой датчик тока крови. Датчик тока крови может быть размещен на любой крупной артерии, предпочтительно на сонной артерии на шейном участке тела.

Пример датчика 2

Для определения завершения венозного возврата может быть использовано давление в правом предсердии / артериальное давление. Указанный процесс может быть выполнен на основании датчика-катетера кровяного давления, который в идеальном варианте размещают поблизости от правого предсердия, или на основании системы мониторинга кровяного давления любого другого вида. Применение датчика кровяного давления в качестве датчика венозного возврата может быть обосновано физиологией тока крови: вследствие того, что ток крови пропорционален разности кровяного давления, неизменное давление (или отсутствие изменений производной кровяного давления) указывает на отсутствие изменений, и следовательно, на нулевой поток и завершение венозного возврата.

Пример датчика 3

Для определения завершения венозного возврата может быть использован (фото-) плеизографический сигнал (ПГ). Указанный подход может быть реализован, например, посредством ПГ-датчика, размещенного на лбу или на конечности, например, на пальце. Применение плеизографического датчика (т.е. датчика объема) в качестве датчика венозного возврата может быть обосновано физиологией тока крови; вследствие того, что объем крови является составной частью тока крови, неизменный ПГ-сигнал указывает на отсутствие потока и завершение венозного возврата.

Пример алгоритма 1

Завершение венозного возврата может быть задано в виде момента времени, в котором сигнал физиологического параметра (ток крови, давление или ФПГ) находится между верхним и нижним пограничными значениями (UL и LL на фиг. 5) в течение заданного промежутка времени. Указанный подход отображен на фиг. 5 на графике давления в правом предсердии, а момент времени обозначен позицией T1 в конце промежутка Δt времени.

Пример алгоритма 2

Завершение венозного возврата может быть задано в виде момента времени, в который временная производная сигнала физиологического параметра (тока крови, давления или ФПГ) находится между верхним и нижним пограничными значениями (вновь отмеченными позициями UL и LL на фиг. 5) в течение заданного промежутка времени. Указанный подход отображен на фиг. 5 на графике производной давления в правом предсердии, а момент времени обозначен позицией T2 в конце промежутка Δt времени (который может быть отличным от промежутка времени, показанного на графике сигнала давления в правом предсердии).

Пример алгоритма 3

Завершение венозного возврата может быть задано в виде момента времени, в который сигнал физиологического параметра (ток крови, давление или ПГ) имеет максимальное значение после завершения компрессионного сжатия грудной клетки. Указанный подход отображен на фиг. 5 на графике тока крови, а момент времени обозначен позицией T3.

Пример алгоритма 4

В примере реализации, основанном на токе крови, завершение венозного возврата может быть задано в виде момента установления положительного тока крови после первого крупного (отрицательного) пика колебания тока крови. Указанный подход отображен на фиг. 5 на графике тока крови, а момент времени обозначен позицией T4.

Пример алгоритма 5

Во всех указанных примерах реализации момент времени венозного возврата может быть изменен с внесением фиксированного значения задержки для компенсации задержки, обусловленной различием между физическим местоположением датчика венозного возврата и фактическим завершением венозного возврата. Значение задержки отображено на фиг. 5 на графике тока крови, а итоговый момент времени обозначен позицией Т5. Оценочное значение указанной задержки может быть получено путем вычитания момента времени запуска волны компрессионного сжатия из временного момента запуска измерения физиологического параметра, например, значение δT задержки, показанное на фиг. 5, основано на запуске импульса измерения потока после начала цикла компрессионных сжатий. Естественно, для осуществления указанного подхода необходимо обеспечение волны компрессионного сжатия в качестве входных данных для процессора.

Указанный подход может быть применен в отношении любого сигнала датчиков, используемых системой. Таким образом, замедление может по существу быть получено путем измерения замедления между началом цикла компрессионных сжатий СЛР и началом ответа сигнала датчика измерений физиологического параметра на указанный цикл компрессионных сжатий СЛР.

Несколько датчиков венозного возврата (датчики тока крови, давления в правом предсердии и ФПГ) могут быть совмещены с образованием датчика венозного возврата. В вышеуказанных алгоритмах могут быть использованы различные пусковые точки (пограничные значения, пограничные значения производных, или максимальное значение сигнала) для одного пациента в зависимости от природы сигнала.

Точность и надежность пускового момента могут быть улучшены путем применения приемов обработки сигнала, таких как усреднение нескольких пусковых моментов и прогнозирование пусковых моментов на основании предшествующих пусковых моментов.

На фиг. 6 проиллюстрирован способ мониторинга СЛР. На этапе 60 выполняют измерение физиологического параметра с целью выработки сигнала датчика, передающего данные, касающиеся момента времени, в который завершен венозный возврат после осуществления компрессионного сжатия СЛР. Датчик представляет собой датчик одного или нескольких вышеуказанных видов. На этапе 62 сигнал датчика обрабатывают с целью определения моментов времени, в которые следует выполнять циклы компрессионных сжатий СЛР, на основании факта завершения венозного возврата. На указанном этапе используют один или несколько из вышеуказанных примеров алгоритмов.

На этапе 64 обеспечивают выходные данные, относящиеся к определенным моментам времени.

Выходные данные могут быть использованы для управления автоматизированным устройством СЛР, а компрессионные сжатия инициируют в заданные моменты времени, что позволяет оптимизировать частоту компрессионных сжатий для конкретного пациента в конкретный промежуток времени. Моменты времени могут быть выбраны таким образом, что сжатие выполняют максимально быстро после завершения венозного возврата с целью обеспечения наиболее высокого тока крови без смешения крови от сердца к другим частям тела. Вместо управления частотой СЛР или в дополнение к нему рабочий цикл компрессионных сжатий также может быть изменен на основании венозного возврата. Например, рабочий цикл может быть сокращен в случае, если венозный возврат не завершен.

В другом варианте выходные данные могут быть использованы для обеспечения подачи выходных данных на устройство мониторинга для неотложной помощи. Указанные данные затем обеспечивают лицу, оказывающему помощь, указания о моментах времени, в которые следует осуществлять компрессионные сжатия. Например, 5 указанные данные могут обеспечивать оповещение в случае начала сжатия, предшествующего одному из заданных моментов времени на промежуток времени, превышающий (первый) заданный промежуток времени, и/или следующего за заданным моментом времени на промежуток времени, превышающий (второй) заданный промежуток времени.

10 В другом варианте устройство мониторинга может предоставлять лицу, выполняющему СЛР, оптимальное значение частоты компрессионных сжатий в виде значения частоты, с которой надлежит выполнять сжатия. Указанное значение частоты компрессионных сжатий основано на данных венозного возврата после предшествующих сжатий. Согласно любому из указанных подходов, частота ручных компрессионных 15 сжатий может быть оптимизирована для конкретного пациента.

Сходным образом может быть обеспечено управление рабочим циклом, например, путем обеспечения сигналов, указывающих на завершение фазы удержания. С целью сокращения рабочего цикла пользователю может быть передана качественная обратная связь (вместо количественной обратной связи). Указанная качественная обратная связь 20 может состоять из таких команд, как "отводите быстрее".

Следует отметить, что физиологический датчик может быть комбинирован с другими известными устройствами и способами, направленными на содействие венозному возврату, такими как устройства ограничения сопротивления, активная декомпрессия или промежуточные брюшные компрессионные сжатия.

25 На фиг. 7 показано устройство, используемое в качестве элемента устройства мониторинга для содействия ручной СЛР.

Система содержит датчик 70 согласно вышеприведенному описанию и блок 72 обработки и вывода. Блок 72 содержит процессор 74, обрабатывающий сигналы датчика (согласно вышеприведенному описанию) и вырабатывающий выход, например, 30 визуальный выход на дисплее 76 или на группе светодиодов, и звуковой выход из динамика 78. Датчик может измерять сигналы физиологического параметра, используемые для определения завершения венозного возврата и, при необходимости, также может измерять и циклы компрессионных сжатий, например, для определения данных о временной задержке согласно вышеприведенному описанию.

35 На фиг. 8 показано устройство, используемое в качестве элемента автоматизированного устройства СЛР, содержащего устройство 80 для компрессионного сжатия грудной клетки, управляемое контроллером 82, который содержит процессор 74, обрабатывающий сигналы, получаемые от датчика 70. В данном случае процессор выполняет функцию устройства вывода, передающего управляющие сигналы на устройство 80 для компрессионного сжатия грудной клетки. Устройство для 40 компрессионного сжатия грудной клетки может представлять собой пояс или поршневое устройство. В данном случае временным согласованием цикла компрессионных сжатий управляет система, и соответственно, нет необходимости в использовании дополнительного датчика для выведения данных о временном согласовании 45 компрессионных сжатий (для обеспечения получения значений задержки, согласно вышеприведенному описанию).

В обоих случаях устройства направлены на усовершенствование медицинской помощи при остановке сердца путем принятия в расчет индивидуального ответа пациента на

СЛР.

Согласно вышеприведенному описанию, может быть выбран сигнал датчика, передающий данные, указывающие на момент возврата тока крови к нулевому (или близко к нулевому) после цикла компрессионных сжатий СЛР. Указанные данные 5 могут быть выведены непосредственно из измерений тока крови или опосредованно на основании другого (замещающего) сигнала, например, временной производной давления или временной производной объема.

Согласно вышеприведенному описанию, для анализа сигнала физиологического датчика используют процессор. Процессор может быть реализован различным образом, 10 посредством программного и/или аппаратного обеспечения, с целью выполнения различных требуемых функций. В процессоре могут быть использованы один или несколько микропроцессоров, которые могут быть запрограммированы посредством программного обеспечения (например, микрокоманд) на выполнение требуемых функций. В другом варианте процессор может быть реализован в виде совокупности 15 специализированного аппаратного обеспечения для выполнения некоторых функций, и в виде программного процессора (например, одного или нескольких запрограммированных микропроцессоров и связанных с ними схем) для выполнения других функций.

Примеры компонентов, которые могут быть использованы в различных примерах 20 реализации настоящего изобретения, без ограничения включают в себя стандартные микропроцессоры, специализированные интегральные микросхемы (ASIC), и программируемые логические интегральные схемы (FPGA).

В различных вариантах реализации процессор или контроллер может быть связан с одним или несколькими носителями данных, такими как энергозависимая и 25 энергонезависимая компьютерная память, такая как ОЗУ, ППЗУ, стираемое ППЗУ и электрически стираемое ППЗУ. Носители данных могут содержать одну или несколько программ, которые выполняют требуемые функции при исполнении указанных программ посредством одного или нескольких процессоров и/или контроллеров. Различные носители данных могут быть несъемными и встроенными в процессор или 30 контроллер, или могут быть портативными, в результате чего одна или несколько программ, сохраненных на носителях, могут быть загружены в процессор или контроллер.

Другие вариации раскрытых примеров реализации могут быть обнаружены и реализованы специалистом в области, к которой относится настояще изобретение, на 35 основании чертежей, описания, и сопутствующей формулы изобретения. Использование термина "содержащий" или "включающий" в пунктах формулы изобретения не исключает выполнения других элементов или этапов, а грамматические показатели единственного числа не исключают множества. Тот факт, что некоторые из признаков изобретения раскрыты в отличных зависимых пунктах формулы изобретения, не указывает на 40 невозможность реализации комбинации указанных признаков с обеспечением преимущества. Любые позиции, указанные в формуле изобретения, не должны рассматриваться как ограничивающие объем изобретения.

(57) Формула изобретения

45 1. Система содействия сердечно-легочной реанимации (СЛР), содержащая:

датчик (70), выполненный с возможностью измерения физиологического параметра для выработки сигнала датчика, передающего данные, касающиеся момента времени, в который завершен венозный возврат;

процессор (74), выполненный с возможностью обработки сигнала датчика для определения моментов времени, в которые следует выполнять циклы компрессионных сжатий СЛР, на основании момента времени, в который завершен венозный возврат; и

5 устройство (76, 78; 74) вывода, обеспечивающее визуальные или звуковые выходные данные, относящиеся к моментам времени, в которые следует выполнять циклы компрессионных сжатий СЛР.

10 2. Система по п. 1, в которой сигнал датчика передает данные, указывающие на момент возврата тока крови к нулевому после цикла компрессионных сжатий сердечно-легочной реанимации.

15 3. Система по п. 1 или 2, в которой датчик (70) содержит датчик тока крови, такой как внешний ультразвуковой датчик тока крови.

4. Система по п. 3, в которой процессор (74) выполнен с возможностью определения момента установления положительного тока крови после отрицательного пика тока 20 крови.

15 5. Система по любому из предыдущих пунктов, в которой датчик (70) содержит датчик давления для измерения давления в правом предсердии или плеизомографический датчик.

20 6. Система по любому из предыдущих пунктов, в которой процессор (74) выполнен с возможностью определения:

момента времени, в который сигнал датчика для измерения физиологического параметра находится в промежутке между верхним и нижним пограничными значениями в течение заданного промежутка времени, или момента времени, в который производная сигнала датчика для измерения физиологического параметра находится в промежутке

25 между верхним и нижним пограничными значениями в течение заданного промежутка времени; или

момента времени, в который сигнал датчика для измерения физиологического параметра имеет максимальное значение после завершения компрессионного сжатия грудной клетки.

30 7. Система по любому из предыдущих пунктов, в которой процессор (74) выполнен с возможностью применения значения задержки после обнаружения завершения венозного возврата для компенсации задержки, обусловленной различием между физическим местоположением датчика и фактическим завершением венозного возврата.

35 8. Система по п. 7, в которой процессор (74) выполнен с возможностью определения значения задержки путем ее измерения между началом цикла компрессионных сжатий сердечно-легочной реанимации и началом ответа сигнала датчика измерений физиологического параметра на указанный цикл компрессионных сжатий сердечно-легочной реанимации.

40 9. Устройство мониторинга для неотложной помощи, содержащее систему содействия сердечно-легочной реанимации по любому из предыдущих пунктов, в котором процессор (74) выполнен с возможностью обеспечения:

выдачи визуального или звукового оповещающего сигнала на устройстве вывода в случае начала компрессионного сжатия сердечно-легочной реанимации раньше на предварительно заданное время до и/или позже на предварительно заданное время

45 после заданных моментов времени надлежащего применения циклов компрессионных сжатий сердечно-легочной реанимации; или

указания о надлежащей частоте компрессионных сжатий, соответствующей заданным моментам времени или ранее определенным моментам времени.

10. Автоматизированное устройство сердечно-легочной реанимации, содержащее: систему содействия сердечно-легочной реанимации по любому из пп. 1-8 для временного согласования работы системы компрессионного сжатия грудной клетки, и

5 систему (80) компрессионного сжатия грудной клетки, выполненную возможностью управления контроллером (82) системы содействия сердечно-легочной реанимации, при этом контроллер (82) системы содействия сердечно-легочной реанимации содержит процессор (74), выполненный с возможностью передавать управляющие сигналы на систему компрессионного сжатия грудной клетки.

10

15

20

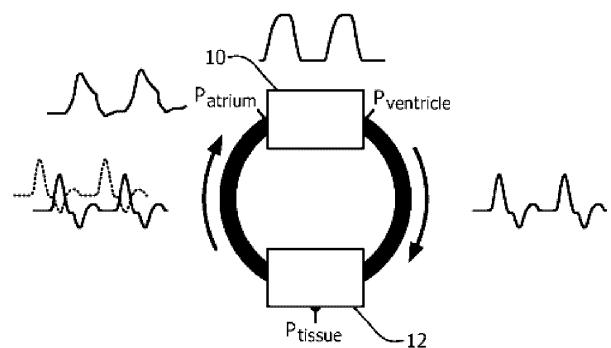
25

30

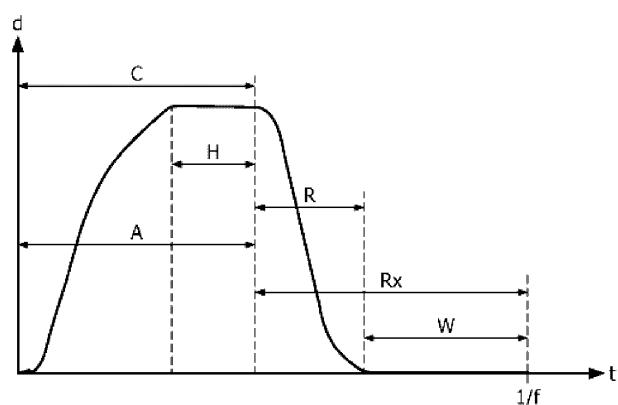
35

40

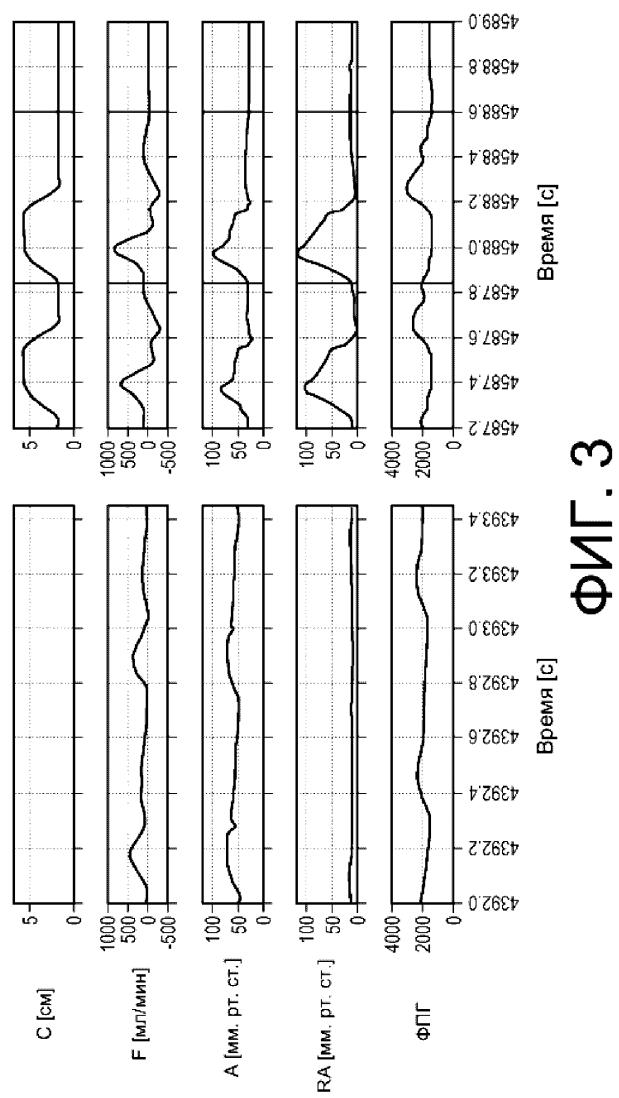
45



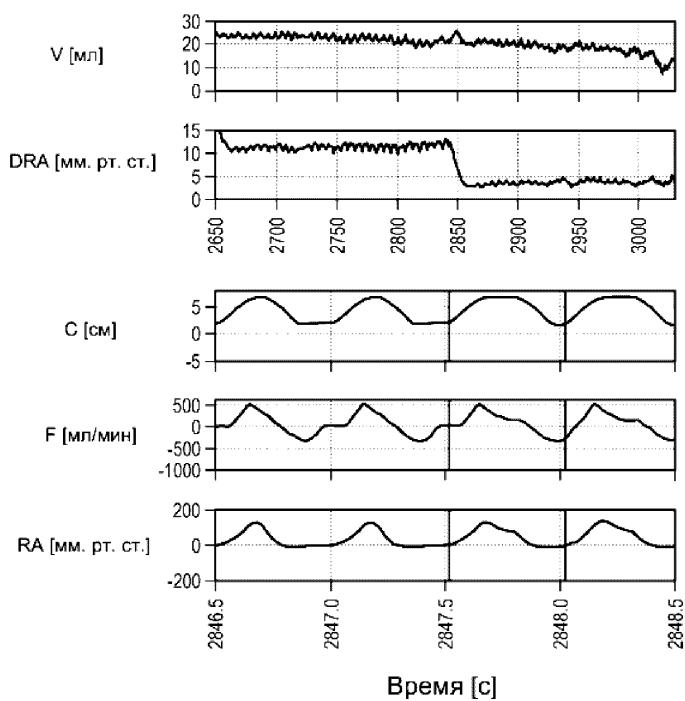
ФИГ. 1



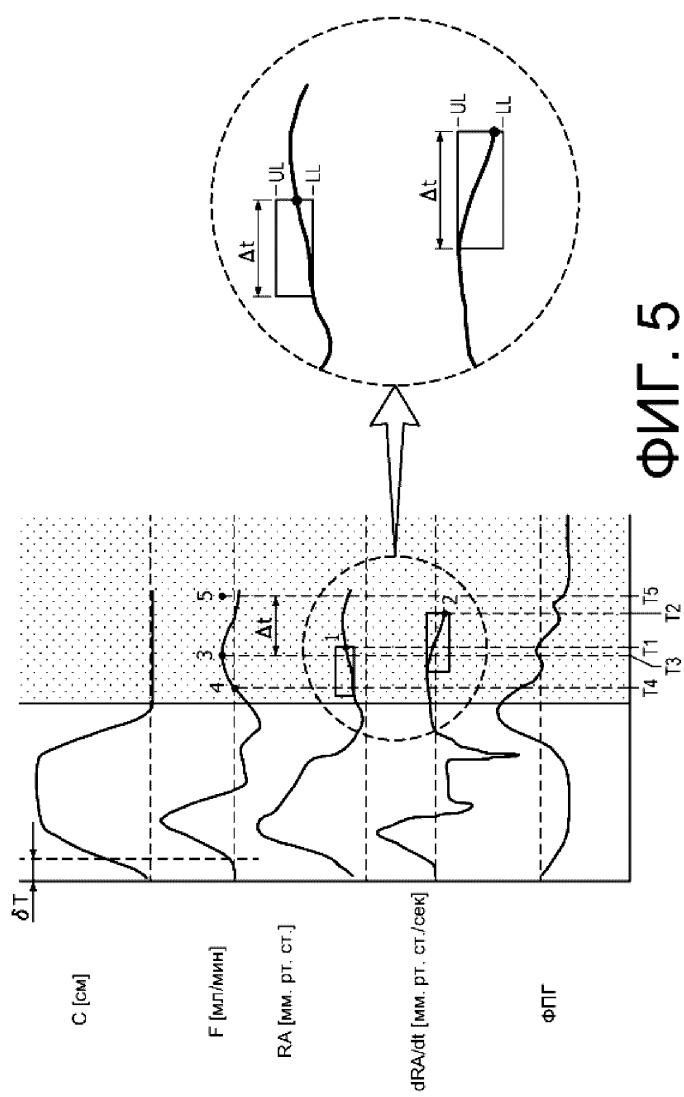
ФИГ. 2

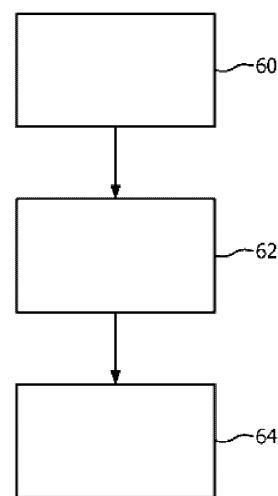


ФИГ. 3

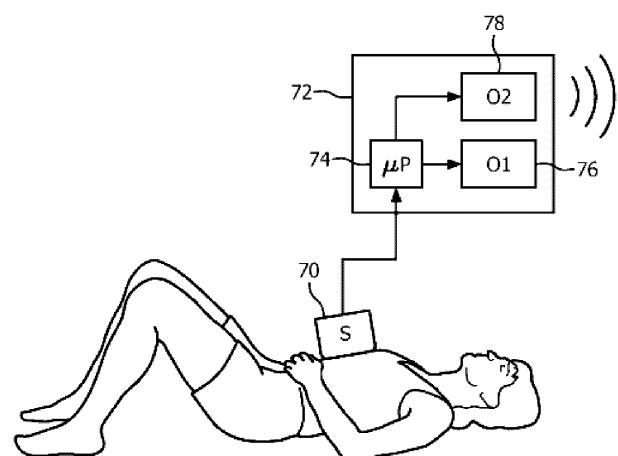


ФИГ. 4

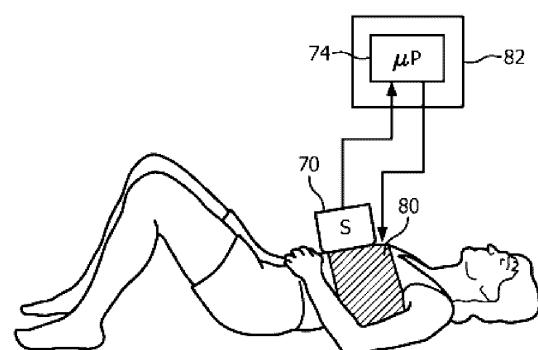




ФИГ. 6



ФИГ. 7



ФИГ. 8