

(19)



Евразийское
патентное
ведомство

(21) 202390639 (13) A1

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОЙ ЗАЯВКЕ

(43) Дата публикации заявки
2023.04.12

(51) Int. Cl. *A61M 16/00* (2006.01)
A61M 16/12 (2006.01)

(22) Дата подачи заявки
2021.08.19

(54) АППАРАТ И СПОСОБ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

(31) МХ/а/2020/008822

(72) Изобретатель:

(32) 2020.08.19

Росано Гарсия Хулио Альберто (МХ)

(33) МХ

(74) Представитель:

(86) РСТ/МХ2021/050047

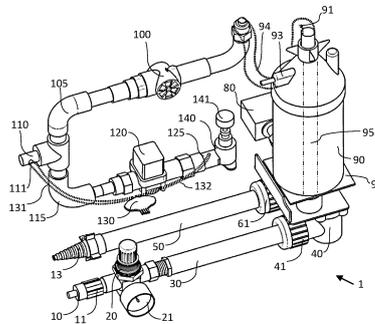
Рыбина Н.А. (RU)

(87) WO 2022/039586 2022.02.24

(71) Заявитель:

ИКУАНТУМ ПАТЕНТ ФАКТОРИ
С.А. ДЕ Ц.В. (МХ)

(57) Изобретение относится к аппарату искусственной вентиляции легких, который обеспечивает респираторную поддержку пациентов, когда они не могут сделать это самостоятельно или испытывают трудности с этим, включающий для этого ряд электронных, механических и контрольных устройств для выполнения таких действий, обеспечивающих постоянный поток воздушно-кислородной смеси к пациенту.



A1

202390639

202390639

A1

АППАРАТ И СПОСОБ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

ТЕХНИЧЕСКАЯ ОБЛАСТЬ

5

Настоящее изобретение относится к технической области человеческих потребностей, а именно к области здравоохранения и медицинских наук, более конкретно к устройствам для введения газов в организм человека, еще более конкретно к устройствам для воздействия на дыхательную систему пациентов посредством газовой обработки путем стимулирования дыхательного движения механическими, пневматическими, электрическими средствами и еще более конкретно, настоящее изобретение относится к устройству и способу помощи при искусственной вентиляции.

15

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ

В настоящее время в уровне техники существует ряд устройств, приспособлений и аппаратов, предназначенных для обеспечения помощи дыхания пациента с затрудненным дыханием. По этой причине такие устройства, также называемые вентиляторами, относятся, как правило, к аппаратам ИВЛ, которые включают в себя, как правило, малоинерционные средства тяги воздушного потока с регулируемой скоростью, специально предназначенные для обеспечения полной функциональности вентилятора; предшествующий уровень техники включает широкий спектр аппаратов ИВЛ для пациентов, нуждающихся в респираторной поддержке.

К сожалению, такие аппараты ИВЛ традиционно конструировались как относительно большие устройства, занимающие относительно большой объем ограниченного пространства, доступного в операционных и послеоперационных палатах. Кроме того, аппараты ИВЛ предшествующего уровня техники обычно имеют низкий КПД, в связи с чем для работы устройства требуется относительно большое количество энергии. Кроме того,

аппараты ИВЛ предшествующего уровня техники не являлись действительно портативными устройствами в том смысле, что такие устройства имели относительно большой вес и объем, ограничивающий их портативность.

5 Кроме того, в целом механические вентиляторы обладают улучшенными функциональными возможностями в отношении их способности обеспечивать пациенту различные режимы дыхания за счет использования вихревых компрессоров низкого давления с вращающимся приводом. Такие вихревые компрессоры могут работать в режиме переменной или постоянной
10 скорости.

Механические вентиляторы, работающие в режиме переменной скорости, обеспечивают поддержку вдоха (т. е. помощь при вдохе) пациенту путем быстрого набора оборотов компрессора из нейтрального состояния, с
15 последующим быстрым замедлением во время фазы выдоха дыхательного цикла. К сожалению, такое быстрое ускорение и замедление требуют сложной схемы привода компрессора и высокого потребления электроэнергии. Потребление электроэнергии в таких вихревых компрессорах с регулируемой скоростью относительно велико, что увеличивает общую
20 стоимость механического вентилятора. Кроме того, высокие требования к потреблению электроэнергии требуют добавления громоздких и тяжелых аккумуляторов для обеспечения резервного питания от аккумуляторов на случай аварийной ситуации, если аппарат ИВЛ не подключен к
стационарному источнику питания.

25

Иначе, ротационные вихревые компрессоры могут работать в режиме постоянной скорости с целью снятия ограничений, налагаемых высокими требованиями к расходу электропитания в компрессорах с переменной
30 скоростью. К сожалению, работающим в режиме постоянной скорости вихревым компрессорам, присущ ряд собственных недостатков, умаляющих общую полезность механического вентилятора. Например, поскольку компрессор работает с постоянной скоростью, потребляемая мощность

5 остается неизменной даже во время фазы выдоха, когда пациенту не подается воздух или газ. Хотя энергопотребление может быть снижено за счет рециркуляции воздушного потока во время выдоха к входному отверстию компрессора, для работы аппарата ИВЛ, не подключенного к стационарному источнику питания, по-прежнему требуется значительный объем резервного питания от батареи.

10 Как видно, в данной области техники существует потребность в аппарате ИВЛ небольшого размера и малой массы для повышения его портативности. Кроме того, в данной области техники существует потребность в портативном аппарате ИВЛ, способном обеспечивать респираторную поддержку пациента в течение продолжительных периодов времени без ограничений, налагаемых стационарным источником питания. Кроме того, в данной области техники существует потребность в портативном аппарате
15 ИВЛ, способном обеспечивать респираторную поддержку в режимах контроля объема и давления и который можно безопасно и бесшумно эксплуатировать в чувствительных к шуму средах операционных, отделений интенсивной терапии, и послеоперационных палатах.

20 В настоящее время не существует описанного выше устройства, способного записывать всю информацию, введенную и полученную во время функционирования. Такая информация может быть обработана и размещена в сети Интернет, что способствовало бы улучшению клинических протоколов и процедур.

25 Также известно, что в европейском патенте №0324275 В1 широко описан синхронизатор вентиляции, в котором обнаруживается нарастающий фронт сигнала сопротивления, указывающий на начало спонтанного вдоха, и подача газа осуществляется через вентилятор, синхронизирующийся
30 посредством синхронизатора вентиляции с выбранную точку в течение периода времени спонтанного вдоха. Кроме того, обнаруживаются состояния апноэ для активации резервной системы периодической подачи воздуха к пациенту, несмотря на отсутствие спонтанного дыхания, и, при желании,

запуск и отключение аппарата ИВЛ не обязательно синхронизируются по времени с началом вдоха и выдоха; вместо этого, это можно сделать в определенный момент после начала вдоха или выдоха. Активация и деактивация аппарата ИВА также могут быть выполнены таким образом, чтобы свести к минимуму влияние блуждающей базовой линии. Вместо использования электрического сопротивления между двумя точками на груди пациента для определения спонтанного дыхания, могут использоваться и другие сигналы, такие как, например, электромиограммы, сигналы, указывающими на сокращения грудных мышц, сигналы от пневматических устройств, указывающими на движение брюшной полости пациента и ультразвуковые сигналы, указывающие на движение диафрагмы пациента.

Также известен портативный аппарат ИВЛ с вихревым компрессором, подробно описанный в заявке на патент США №20030230307A1, в которой описывается вентиляционное устройство и система, включающая ротационный компрессор, предпочтительно вихревой компрессор, в начале каждой фазы инспирации ускоряющийся до скорости, достаточной для доставки желаемого инспираторного потока газа, а затем останавливающийся или замедляющийся до базового уровня потока с целью обеспечения возможности фазы экспираторной вентиляции. Вентиляционное устройство является достаточно маленьким и легким для использования в портативных устройствах. Вентиляционное устройство является достаточно эффективным для работы в течение длительного времени от внутренних или внешних батарей. Также предложено устройство для смешивания кислорода, в котором используются соленоидные клапаны с отверстиями определенного размера для смешивания требуемых количеств кислорода с потоком дыхательного газа. Также предусмотрен клапан выдоха, снабженный датчиком потока выдоха, который включает в себя базу данных радиочастот для предоставления вспомогательному контроллеру конкретной калибровочной информации для датчика потока выдоха.

Также известен патент США №9925346B2, описывающий системы и способы вентиляции с неизвестным потоком выдоха; при этом предусмотрены системы и способы вентиляции, которые позволяют пациенту активировать или инициировать начало вдоха. Кроме того, предусмотрены системы и способы для инициирования вентиляции, когда поток выдоха неизвестен или ненадежен для аппарата ИВЛ. В патенте США №8051852B2 описывается ряд способов и устройств для изменения резервной скорости вентилятора, в котором вентиляционное устройство обеспечивает вентиляционную поддержку пациента в резервном режиме синхронизации, когда дыхание пациента не определяется, или в спонтанном режиме, когда дыхание пациента определяется. Пороговое значение времени, управляющее резервным режимом, выбирается так, чтобы отклоняться от ожидаемого нормального времени дыхания с тем, чтобы стимулировать спонтанно инициированную пациентом подачу воздуха, но разрешать резервную вентиляцию в случае апноэ. Автоматическая регулировка временного порога в режиме синхронизации осуществляется от менее строгого временного порога до более строгого порога в момент ожидаемого нормального дыхания пациента или около него. Такие регулировки могут выполняться от минимальной до максимальной настройки времени сторожевого таймера, или с приращением между ними в зависимости от времени в режиме синхронизации, что предпочтительно является количеством подаваемых аппаратом ИВЛ циклов.

Наконец, заявка на патент США №20190143059A1 известна как документ, наиболее близкий к настоящему изобретению, в котором раскрываются системы и способы вентиляции пациента, предусматривающие аппарат ИВЛ, включающий экран приборной панели, на котором отображается текущий статус вентиляции пациента на глобальной или универсальной схеме механики вентиляции. Экран приборной панели динамически обновляется в зависимости от состояния пациента и показывает тенденции вентиляции пациента с течением времени. На схеме указаны рекомендуемые безопасные и небезопасные области вентиляции для

пациента, а аппарат ИВЛ может отображать информационный текст, активировать звуковые и/или визуальные сигналы тревоги и передавать сообщения о тревоге если пациент приближается или вошел в небезопасную область.

5

Недостатки, обнаруженные в известном уровне техники, заключаются главным образом в том, что современные аппараты ИВЛ включают чрезмерное количество элементов, что, помимо увеличения их веса, требует проведения мероприятий по техническому обслуживанию, усложняющих работу персонала, который их эксплуатирует и обслуживает, в дополнение к увеличению риска отказа узлов и дополнительному весу и габаритам аппарата за счет расположения компонентов. Кроме того, нет сведений об аппаратах ИВЛ, надежно считывающих параметры пациента при его транспортировке. Вышеизложенное приводит к общеизвестным недостаткам для пользователя, поскольку не позволяет располагать надежным аппаратом ИВЛ, который можно использовать в сложных условиях, с достаточно прочной механической и структурной базой для функционирования без осложнений. По этим причинам существует потребность в устройстве, дающим возможность предоставить средства искусственной вентиляции для нуждающихся в этом пациентов с респираторными заболеваниями, и которое могло бы функционировать без сбоев оборудования и без осложнений для пациента.

Аналогичным образом, при возрастающем количестве датчиков и соленоидных клапанов в предшествующем уровне техники микропроцессору требуется все большее количество времени и ресурсов для связи со своими периферийными устройствами, так что микропроцессор неспособен обрабатывать данные о каждом дыхательном цикле чаще нескольких раз в секунду, в связи с чем необходимые поправки к заданным значениям вводятся постепенно, а не сразу, что задерживает указанные поправки от достижения ожидаемых или заданных значений на один или несколько дыхательных циклов.

Таким образом, задача настоящего изобретения состоит в том, чтобы предложить устройство и способ, которые устранили бы ранее описанные недостатки и предлагали бы значительные преимущества, поскольку речь
5 идет об аппарате искусственной вентиляции легких с характеристиками, аналогичными описанным в вышеупомянутых патентах, включающем серию узлов, позволяющих легко и просто работать с ними, включающем также встроенные схемы и функциональность для обработки данных, не пренебрегая в любой момент безопасностью как самого устройства, так и его
10 функционирования.

Благодаря тому, что предлагаемый аппарат искусственной вентиляции легких содержит минимальное количество компонентов и датчиков, обработка микропроцессором измеренных параметров позволяет его ответу быть
15 немедленным, поскольку при средней частоте одной оценки в тысячную долю секунды, ответ, отправленный на электромагнитный клапан для исправления параметра, займет для выполнения коррекции только время, необходимое на механическое передвижение указанного компонента, и это движение занимает доли секунды.

20

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Аппарат искусственной вентиляции легких, содержащий впускную
25 секцию, состоящую из пневмопровода, питаемого воздушным компрессором, и канала с кислородом, подаваемым из кислородного баллона, причем оба канала расположены параллельно и предпочтительно горизонтально; данные впускные каналы имеют, в первом аспекте, пневматический разъем, состоящий из обычного впускного канала для воздуха, в то время как второй
30 канал имеет впускную часть для кислорода, состоящим таким же из канала для кислорода, соединенным с впускным патрубком для кислорода, отличающейся тем, что воздухозаборник имеет первичный канал,

образованный цилиндрическим проводником, включающим разъем предпочтительно шестиугольной формы, непрерывно соединенным с регулятором давления, который, в свою очередь, соединен с первым исходным пневмопроводом, расположенным горизонтально и

5 предпочтительно имеющим длину, по крайней мере на два порядка превышающую обычное впускное отверстие для воздуха, направляющий воздух до момента его попадания в двухпозиционный электромагнитный клапан; для входа кислорода имеется входной патрубок для кислорода, непрерывно соединенный с исходной кислородной трубкой, каждый из концов

10 которой снабжен резьбовым ребром, которое в определенный момент соединяется с впускным патрубком для кислорода, а на противоположном конце этого соединения расположен двухпозиционный электромагнитный клапан, где позже смешиваются кислород и воздух, и указанная смесь подается на электромагнитный клапан регулирования давления, соединенный

15 с увлажнителем для увлажнения смеси и повышения ее температуры по сравнению с входной; в дальнейшем смесь измеряется датчиком расхода и направляется в легкие пациента посредством выхода воздуха и кислорода, в то время как для выхода газов из тела пациента предназначен выход CO₂, соединенный с электромагнитным клапаном выхода CO₂, проводящий этот

20 газ через газоотводную трубку к клапану ПДКВ, который также включает датчик перепада давления.

В соответствии с объектом изобретения способ искусственной вентиляции включает следующие этапы: получение потока кислорода от

25 источника кислорода через впускной патрубок для кислорода; получение потока воздуха от источника сжатого воздуха через воздухозаборник; регулировка подачи кислорода с помощью регулятора давления кислорода; регулировка потока воздуха с помощью регулятора давления воздуха; предустановка через разнообразие графических пользовательских

30 интерфейсов, отображаемых через один пользовательский интерфейс, значений, относящиеся к дыхательному объему, положительному давлению конца выдоха, срабатывания по давлению, O₂ фракции в дыхательной смеси,

частоте дыхания и коэффициенту вдоха/выдоха в соответствии с потребностями пациента; управление прохождением потока кислорода, регулируемого с помощью двухпозиционного электромагнитного клапана подачи кислорода; управление прохождением воздушного потока, регулируемого с помощью двухпозиционного электромагнитного клапана подачи воздуха; смешивание кислорода и воздуха, подаваемых двухпозиционными электромагнитными клапанами подачи кислорода и воздуха; увлажнение и повышение температуры увлажненной воздушно-кислородной смеси с помощью увлажнителя; измерение значений, относящихся к количеству литров воздуха в минуту (объем) увлажненной смеси с помощью датчика расхода; измерение значений, относящихся к давлению газов вдоха и выдоха посредством датчика перепада давления входа/выхода; направление увлажненной смеси при заранее определенном давлении и объеме к выпускному каналу для воздушно-кислородной смеси, ведущему к пациенту во время процесса вдоха; контроль значения CO₂, содержащегося в выдыхаемых газах, посредством датчика качества выдыхаемого воздуха для установления.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

20

На **фиг. 1** показан изометрический вид аппарата искусственной вентиляции легких (1), соединенного с воздушным компрессором (6) и кислородным баллоном (7), а также выход с маской (17).

25

На **фиг. 2** показан изометрический вид аппарата искусственной вентиляции легких, соединенного с системой подачи воздушно-кислородной смеси и маской (17).

30

На **фиг. 3** показан изометрический вид аппарата искусственной вентиляции легких (1).

На **фиг. 4** показан изометрический вид аппарата искусственной вентиляции легких, соединенного с системой подачи воздушно-кислородной смеси и маской (1).

5 На **фиг. 5** показан изометрический вид аппарата искусственной вентиляции легких (1).

На **фиг. 6** показан изометрический вид аппарата искусственной вентиляции легких (1).

10

На **фиг. 7** показан изометрический вид аппарата искусственной вентиляции легких (1).

15 На **фиг. 8** показан изометрический вид аппарата искусственной вентиляции легких (1).

На **фиг. 9** показана блок-схема, относящаяся к способу искусственной вентиляции легких согласно настоящему изобретению;

20 На **фиг. 10** показан пример экрана аппарата искусственной вентиляции легких в режиме отображения стартового меню.

На **фиг. 11** показан пример экрана аппарата искусственной вентиляции легких во время задания дыхательного объема.

25

На **фиг. 12** показан пример экрана аппарата искусственной вентиляции легких во время задания положительного давления в конце выдоха.

30 На **фиг. 13** показан пример экрана аппарата искусственной вентиляции легких во время задания срабатывания по давлению или триггеру.

На **фиг. 14** показан пример экрана аппарата искусственной вентиляции легких во время задания O₂ фракции в дыхательной смеси.

5 На **фиг. 15** показан пример экрана аппарата искусственной вентиляции легких во время задания частоты дыхания.

На **фиг. 16** показан пример экрана аппарата искусственной вентиляции легких во время задания коэффициента вдоха/выдоха.

10 На **фиг. 17** показан пример экрана аппарата искусственной вентиляции легких.

На **фиг. 18** показан пример экрана аппарата искусственной вентиляции легких во время отображения заданных значений.

15

ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Для лучшего пониманию принципов изобретения ниже будет приведен
20 предпочтительный вариант осуществления, показанный на чертежах, используя определенный язык для его описания. Следует понимать, что это не ограничивает объем изобретения, и предполагаются такие дальнейшие изменения и модификации проиллюстрированного устройства и такие дальнейшие применения проиллюстрированных в нем принципов
25 изобретения, которые могут обычно возникнуть сейчас или в будущем у специалиста в области, к которой относится изобретение.

Настоящее изобретение относится к аппарату искусственной
вентиляции легких (1), который обеспечивает респираторную поддержку
30 пациентов, когда они не могут сделать это самостоятельно или испытывают трудности с этим, в общем случае, причем для конфигурации аппарата и программирования потока дыхательного газа к пациенту к пациенту в

качестве входных данных требуется только вес пациента, выраженный в килограммах, рост пациента, выраженный в сантиметрах, и пол пациента (мужской или женский). Аппарат, являющийся объектом настоящего изобретения, обеспечивает введение воздушно-кислородной смеси в легкие пациента; в общем случае аппарат состоит из впускной секции газа, секции проведения газа внутри аппарата, части для впуска газов к пациенту с помощью устройства для выброса газа и системы контроля и введения содержащихся внутри устройства газов, включающую плату управления с микроконтроллером, который позволяет выбирать режимы работы аппарата, управляемого с пользовательского интерфейса, который отображает множество графических интерфейсов выбора, через которые персонал, отвечающий за эксплуатацию оборудования, вводит значения, соответствующие данным, необходимым для того, чтобы поток воздушно-кислородной смеси от аппарата к пациенту был оптимальным.

15

Предварительно, имеется впускная секция (5) аппарата ИВЛ, снабженная пневмопроводом (8а), питаемый воздушным компрессором (6), а также канал для кислорода (9), питаемый из кислородного баллона (7). Упомянутые каналы для воздуха и кислорода (8а, 9), в свою очередь, соединены с впускной секцией (5) посредством воздушного патрубка (8) и кислородного патрубка (12), которые расположены параллельно и предпочтительно горизонтально.

Настоящее изобретение также имеет выпускной канал воздушно-кислородной смеси (16), расположенный на одном из концов впускной секции (5) аппарата ИВЛ и присоединенный к впускной секции (5) аппарата ИВЛ с помощью выходного соединения (16а), где после того, как смесь прошла через внутреннюю часть аппарата (1), она выбрасывается для поступления к пациенту через маску (17) или эндотрахеальную трубку (не показана).

30

Во втором предпочтительном варианте осуществления изобретения аппарат обладает соединениями с источниками воздуха и кислорода смеси

(15), которые уже имеются в медицинских учреждениях, поэтому требуются только каналы для воздуха (8а) и кислорода (9), соединенные с соответствующими соединениями для воздуха (8) и кислорода (12). В этом варианте осуществления изобретения выпускной канал воздушно-кислородной смеси (16) остается соединенным с впускной секцией аппарата ИВЛ (5) посредством соединения (16а), а свободный конец канала (16) доступен для крепления дыхательной маски (17) или эндотрахеальной трубки (не показана).

10 Для поступления обычного воздуха имеется первичный канал (10), образованный предпочтительно полым цилиндрическим проводником, имеющим разъем (11) предпочтительно шестиугольной формы, непрерывно соединенный с регулятором давления (20), отвечающим за значения давления, которые определяются врачом или медицинским персоналом, 15 отвечающим за программирование устройства, и в свою очередь, снабженный манометром (21) для отображения показаний заданного давления. Данный регулятор давления подключен к первому исходному пневмопроводу (30), расположенному горизонтально и имеющему предпочтительную длину по крайней мере на два порядка больше, чем воздухозаборник для обычного 20 воздуха (10), через внутреннюю часть которого проходит обычный воздух, попадая в двухпозиционный электромагнитный клапан подачи воздуха (40), соединенный при помощи соединения двухпозиционного электромагнитного клапана подачи воздуха (41), который обеспечивает герметичность посредством механического уплотнения, которое регулируется с помощью 25 резьбы, присутствующей в первом исходном пневмопроводе (30) и электромагнитном клапане (40).

Кислород поступает через непрерывно расположенную от кислородного разъема (12) впускного патрубка для кислорода (13) исходную кислородную 30 трубку (50), каждый их концов которой снабжен резьбовым ребром, которое в определенный момент соединяется с впускным патрубком для кислорода (13), а на противоположном конце этого соединения через соединение с

двухпозиционным электромагнитным клапаном подачи кислорода (61) закреплен двухпозиционный электромагнитный клапан подачи кислорода (60). В одном варианте осуществления настоящего изобретения на впускном отверстии для кислорода (13) имеется также регулятор давления и манометр (не показан на фигурах) для регулирования кислорода, равно как и воздуха, в случае в случае отсутствия такового в источнике подачи кислорода.

Учитывая, что двухпозиционный электромагнитный клапан подачи воздуха (40) и двухпозиционный электромагнитный клапан подачи кислорода (60) соединены вместе, внутри образуется воздушно-кислородная смесь, которая направляется в увлажнитель (90) с помощью электромагнитного клапана регулирования давления (70), который соединен с выпускным каналом воздушно-кислородной смеси (65), при этом указанный электромагнитный клапан регулирования давления (70) в свою очередь управляется серводвигателем (80), в котором в одном варианте осуществления изобретения используется шаговый двигатель, регулирующий каждый дыхательный цикл. Как описано ранее, упомянутый электромагнитный клапан регулирования давления (70) представляет собой электромагнитный клапан, соединенный с увлажнителем (90) посредством соединительного устройства (91), при этом увлажнитель (90) встроен в контейнер цилиндрической формы, не ограничиваясь этой формой, расположенный по центру в верхней части пластины контейнера (92), которая в свою очередь находится над расположением двухпозиционного электромагнитного клапана подачи воздуха (40) и двухпозиционного электромагнитного клапана подачи кислорода (60) таким образом, что выделяемое последним тепло передается в увлажнитель (90) и его содержимое, повышая температуру воды, что позволяет повысить температуру воды внутри увлажнителя (90) и, соответственно, обеспечить влажность воздушно-кислородной смеси и повысить ее температуру, поскольку имеется восходящий путь через увлажнитель (90), так как внутри него имеется разъем (95), который проходит по всей его высоте и где, в свою очередь, выход смеси (93) расположен в области, близкой к верхней части

указанного увлажнителя (90), который соединен с помощью разъема (94), направляющего смесь на уровень, близкий к верхней части увлажнителя (90), где она измеряется датчиком расхода (100), отвечающим за управление и мониторинг заданного количества литров воздуха в минуту в соответствии с требованиями состояния пациента, и который также передает сигнал микроконтроллеру для изменения расхода газа через электромагнитный клапан регулирования давления (70). Датчик расхода (100) подключен к средству проведения воздушно-кислородной смеси (105), направленному вниз, что в конечном итоге приводит смесь к выпускному каналу для воздушно-кислородной смеси (110), расположенному в средней зоне между входом для газа и датчиком расхода, и расположенному вертикально по отношению к выходу (111), который расположена перпендикулярно осевой оси выпускного отверстия (110) выпускного канала для воздушно-кислородной смеси, направленного к пациенту во время процесса вдоха.

15

Когда воздушно-кислородная смесь заканчивает действие в теле пациента и уступает место выходящему газу, в котором присутствует CO₂, указанный газ, поступающий из легких в процессе выдоха, направляется в сторону выхода CO₂ (115), который расположен в нижней части выпускного канала для воздушно-кислородной смеси (110) и соединен с электромагнитным клапаном выхода CO₂ (120), проводящим данный газ посредством газоотводной трубки (125) к клапану ПДКВ (140), причем последний поддерживает, выпуская CO₂ в атмосферу, положительное давление в аппарате ИВЛ и как следствие, остаточный объем в конце выдоха с целью сохранения открытости альвеол и снижения риска повреждения легких из-за коллапса альвеол. Данный клапан ПДКВ (140) управляется серводвигателем, (141) который, в свою очередь, управляется микроконтроллером. В одном варианте осуществления настоящего изобретения серводвигатель (141) может быть заменен шаговым двигателем.

30

Кроме того, существует датчик перепада давления (130), соединенный одним концом с первичным проводником перепада давления (131) который, в

свою очередь, соединен со сквозным отверстием (111), расположенным в выпускном канале воздушно-кислородной смеси (110), а противоположным концом соединенный с вторичным проводником перепада давления (132), который расположен в газоотводной трубке (125) на входе клапана ПДКВ (140), причем данный датчик перепада давления (130) несколько раз в секунду измеряет давление вдоха и выдоха, а также давление газа на входе/выходе, чтобы при необходимости с помощью электромагнитного клапана регулирования давления (70) увеличить или уменьшить давление для поддержания заданных значений, требуемых состоянием пациента.

10

В одном предпочтительном варианте осуществления газоотводная трубка (125) снабжена внутри датчиком качества воздуха для контроля CO₂ при выдохе.

15

Процесс обработки газовой смеси и ее подачи пользователю осуществляется микроконтроллером, который управляет открытием и закрытием двухпозиционного электромагнитного клапана подачи воздуха (40) и двухпозиционного электромагнитного клапана подачи кислорода (60) посредством реле двойного действия (не показано), а также управляет электромагнитным клапаном выхода CO₂ (120), который управляет выдохом, посредством того же реле, следующим образом:

20

Определив закрытие электромагнитного клапана выхода CO₂ (120), микроконтроллер открывает двухпозиционный электромагнитный клапан подачи воздуха (40) и двухпозиционный электромагнитный клапан подачи кислорода (60), чтобы позволить заранее заданному количеству воздушно-кислородной смеси достичь пациента; таким образом, при закрытии электромагнитного клапана выхода CO₂ (120) предотвращается потеря давления через выпускное отверстие, тем самым гарантируя, что воздушно-кислородная смесь, направленная к пациенту, сможет выйти только через выпускное отверстие для воздушно-кислородной смеси (110) в легкие.

30

По достижении точки выдоха микроконтроллер закрывает двухпозиционный электромагнитный клапан подачи воздуха (40) и двухпозиционный электромагнитный клапан подачи кислорода (60), а также открывает электромагнитный клапан выхода CO₂ (120), позволяя 5 выдыхаемому газу выйти через выход для CO₂ (115) и не позволяя выдыхаемому газу отклониться или вернуться через средство проведения воздушно-кислородной смеси (105).

В соответствии с фиг. 9, способ (300) искусственной вентиляции 10 включает следующие этапы: получение потока кислорода (301a) от источника кислорода через впускной патрубок для кислорода; получение потока воздуха (301b) от источника сжатого воздуха через воздухозаборник; регулировка подачи кислорода (302a) с помощью регулятора давления кислорода; регулировка потока воздуха с помощью регулятора давления воздуха; 15 управление регулируемым потоком кислорода (303a) посредством двухпозиционного электромагнитного клапана; управление регулируемым потоком воздуха (303b) посредством двухпозиционного электромагнитного клапана; предустановка (304) через разнообразие графических пользовательских интерфейсов, отображаемых через один пользовательский 20 интерфейс, значений, относящиеся к дыхательному объему, положительному давлению конца выдоха, срабатывания по давлению, O₂ фракции в дыхательной смеси, частоте дыхания и коэффициенту вдоха/выдоха в соответствии с потребностями пациента; смешивание (305) кислорода и воздуха, подаваемых двухпозиционными электромагнитными клапанами 25 кислорода и воздуха; увлажнение и повышение температуры (306) увлажненной воздушно-кислородной смеси с помощью увлажнителя; измерение (307) значений, относящихся к количеству литров воздуха в минуту (объем) увлажненной смеси с помощью датчика расхода; измерение (308) значений, относящихся к давлению газов вдоха и выдоха посредством 30 датчика перепада давления входа/выхода; направление (309) увлажненной смеси при заранее определенном давлении и объеме к выпускному каналу для воздушно-кислородной смеси, ведущему к пациенту во время процесса

вдоха; контроль (310) значения CO₂, содержащегося в выдыхаемых газах, посредством датчика качества выдыхаемого воздуха для установления; автоматическое управление (311) в режиме реального времени давлением кислорода, направляемого пациенту и количеством литров воздуха в минуту
5 (объема) увлажненной смеси;

Следует отметить, что в нормальных условиях заданные значения должны быть абсолютными и постоянными для поддержания оптимального дыхания пациента. Однако на практике это не всегда так, так как состояние
10 больного всегда меняется, в связи с чем заданные значения становятся относительными и переменными.

По этой причине в микропроцессоре запрограммированы алгоритмы управления, которые специалист в данной области сможет различить как не
15 типичные для компьютерной программы, выполняющейся на любом обычном компьютере. Упомянутые алгоритмы были специально разработаны для работы настоящего изобретения для изменения указанных значений в режиме реального времени, которые без использования сложных уравнений принимают решение об увеличении или уменьшении давления, уровня потока
20 и времени только на основе различий между заданными значениями и измеренными значениями каждого дыхательного цикла; таким образом, микропроцессор отправляет поправки на электромагнитные клапаны с целью компенсации различий, которые могут возникнуть между заданными значениями и реальными значениями.

25

Таким образом, на основе измеренных (приблизительно 1000 раз в секунду) значений посредством датчиков перепада давления и потока, в каждом дыхательном цикле микропроцессор выполняет следующие действия: управление с помощью электромагнитных клапанов воздуха и кислорода
30 потоком и давлением воздуха и кислорода, подаваемых пациенту в каждом дыхательном цикле на основе предварительно заданных значений, относящихся к вдоху, плато и выдоху, а также положительного давления в

конце выдоха; обработка измеренных значений, относящихся к давлению газов вдоха и выдоха для определения в режиме реального времени на основе указанного результата фактического давления увлажненной смеси, подаваемой пациенту; обработка измеренных значений, связанных с 5 объемом увлажненной смеси, для определения в режиме реального времени количества объема увлажненной смеси, доставляемой пациенту; обработка измеренных значений, относящихся к давлению газов вдоха и выдоха, и определение в режиме реального времени на основе указанного результата фактического давления увлажненной смеси; обработка и определение 10 значений уровня CO₂ в выдыхаемых газах с целью определения открытия и закрытия электромагнитного клапана выхода CO₂, выпускающего газы, образующиеся при выдохе; определение в режиме реального времени соответствия заданных значений измеряемым значениям, которые должны быть абсолютными и постоянными для поддержания дыхания пациента на 15 оптимальном уровне; отправка в режиме реального времени по меньшей мере одного управляющего сигнала на двухпозиционные электромагнитные клапаны подачи кислорода и/или воздуха с целью компенсировать по меньшей мере одну разницу в давлении между заданными и измеренными значениями при каждом дыхательном цикле; отправка в режиме реального 20 времени по меньшей мере одного управляющего сигнала на электромагнитный клапан регулирования давления с целью компенсировать по меньшей мере одну разницу между заданным в соответствии с требованиями состояния пациента значением литров воздуха в минуту и измеренными значениями при каждом дыхательном цикле; отправка в 25 режиме реального времени хотя бы одного управляющего сигнала на электромагнитный клапан выхода CO₂ в случае, если значение остаточного объема в конце выдоха является меньшим, чем заданное значение.

Таким образом, при наступлении момента вдоха микроконтроллер 30 закрывает электромагнитный клапан выхода CO₂, и открывает двухпозиционный электромагнитный клапан подачи воздуха и двухпозиционный электромагнитный клапан подачи кислорода, позволяя

заранее заданному количеству воздушно-кислородной смеси достичь пациента; таким образом, предотвращается потеря давления через выпускное отверстие, тем самым гарантируя, что воздушно-кислородная смесь, направленная к пациенту, сможет выйти только через выпускное отверстие
5 для воздушно-кислородной смеси в легкие.

Подобным образом, при наступлении момента выдоха микроконтроллер закрывает двухпозиционный электромагнитный клапан подачи воздуха и двухпозиционный электромагнитный клапан подачи
10 кислорода, и открывает электромагнитный клапан выхода CO₂, позволяя выдыхаемому газу выйти через выход для CO₂ и не позволяя выдыхаемому газу отклониться или вернуться через средство проведения воздушно-кислородной смеси.

15 Кроме того, во втором варианте осуществления изобретения имеется пульсоксиметр, измеряющий насыщение крови кислородом и частоту сердцебиения; поэтому отслеживаются следующие показатели жизнедеятельности:

- 20
- Частота дыхания
 - Частота сердцебиения
 - насыщение крови кислородом.

25 При этом эти значения также предпочтительно показаны в графическом пользовательском интерфейсе экрана на фиг. 18.

Последовательность в микроконтроллере задана таким образом, чтобы обеспечить постоянный поток воздушно-кислородной смеси и иметь
30 возможность управлять электромагнитными клапанами системы, для чего требуется знать только пол и вес пациента, выраженный в килограммах; таким образом, микроконтроллер выполняет следующие шаги:

Измерить рост пациента

Рассчитать прогнозируемый вес = $(\text{см}-152,4)0,9+G$

G=50 для МУЖЧИН

5 G=45,5 для ЖЕНЩИН

ЗАПРОГРАММИРОВАТЬ ИВЛ

ДЫХ ОБЪЕМ----- 6 мл X (прогнозируемый вес)

10 ПДКВ SaO₂/FiO₂

Если ПДКВ > 190 . ПДКВ = 5-8 мм вод. ст.

Если ПДКВ < 190 ПДКВ = 10 мм вод. ст.

15 FiO₂ ----- SaO₂ от 88 до 94%

Срабатывание ----- 2 см H₂O л / мин

ЧАС 16 А при 20 X мин ----- PaCO₂ в норме (35-45) (<60 мм рт. ст.)

I:E настроить поток: Ti ----- 1:2

20 Поэтому, как показано на фиг. 10, имеется пользовательский интерфейс (200), который, согласно предпочтительному варианту осуществления изобретения, состоит из сенсорного экрана (не ограничиваясь им), который отображает первый графический интерфейс, на котором отображаются параметры, подлежащие мониторингу в устройстве: дыхательный объем, 25 положительное давление конца выдоха (ПДКВ), срабатывание по давлению (disp), доля вдыхаемого кислорода (FiO₂), частота дыхания (f) и коэффициент вдоха/выдоха (I:E), а также кнопка запуска .

30 Согласно фиг. 11, имеется второй графический интерфейс, который отображает пользовательский интерфейс (200), на котором вводятся данные, относящиеся к: полу (201) (МУЖСКОЙ ИЛИ ЖЕНСКИЙ), рост (202) в сантиметрах и вес (203) в килограммах, причем ввод данных можно

регулировать с помощью двух кнопок (204) для увеличения или уменьшения параметров генерации потока; когда эти параметры введены, нажимается кнопка ВВОД (205).

5 Аналогично, на фиг. 12-16 показаны другие графические интерфейсы, отображаемые пользовательским интерфейсом (200), которые в определенный момент отображают следующие данные: дыхательный объем, положительное давление конца выдоха (ПДКВ) (206), срабатывание по давлению (disp) (207), доля вдыхаемого кислорода (FiO2) (208), частота
10 дыхания (f) (209) и коэффициент вдоха/выдоха (I:E) (210).

Наконец, как показано на фиг. 17, данные собираются на экране для окончательного просмотра (211) и создания графика (212), который выводится на экран для отображения частоты дыхания пациента, как показано на фиг.
15 17.

Для выбора параметров в каждом из интерфейсов имеются кнопки выбора (214), расположенные в нижней части каждого из интерфейсов и позволяющие варьировать выбор выбранного параметра; эти кнопки выбора
20 деактивируются, когда их использование не требуется.

В третьем дополнительном варианте осуществления изобретения включена дополнительная схема для обеспечения хранения, причем она подключена проводным или беспроводным способом к сети, посредством
25 которой она предоставляет информацию для хранения в облаке, где она состоит из блока хранения и распределения данных для передачи этих данных для депонирования в интегрированное хранилище, включая локальное хранилище и облачное хранилище; также имеется блок
управления хранилищем, который подключается к встроенному хранилищу
30 для упорядочивания данных и предоставления информации о параметрах, отслеживаемых в аппарате искусственной вентиляции легких, где уровни хранения связаны с объемом хранимых данных; также имеется блок

манипулирования данными для предоставления встроенного хранилища в качестве виртуального хранилища данных независимо от места хранения данных, и блок подключения хранилища для предоставления пользовательского интерфейса к виртуальному хранилищу данных в качестве
5 единого виртуального хранилища; кроме того, этот блок манипуляции данными обеспечивает функцию буфера записи или функцию кэширования чтения для данных и уменьшает время отклика для операции записи или операции чтения данных, используя высокоскоростное хранилище.

10 Таким образом, приведенная выше схема работает посредством предоставления хранилища для предоставления услуги в облаке, выполняемым устройством предоставления хранилища для предоставления услуги в облаке, которое образовано из распределителя данных для хранения данных во встроенном хранилище, включая локальное хранилище и облачное
15 хранилище; и посредством управления данными, предоставляя встроенное хранилище в качестве виртуального хранилища данных, независимо от расположения этих данных в облаке.

В четвертом варианте осуществления изобретения предусмотрено
20 устройство обнаружения тревоги, сконфигурированное для сравнения физиологических данных, полученных через блок наблюдения за пациентом, при этом устройство обнаружения тревоги реагирует на предварительно заданное измерение физиологических данных, таких как гипертония или гипотония, частота сердечных сокращений вне параметров, гипоксия,
25 гипервентиляция, где, в свою очередь, устройство обнаружения тревоги сконфигурировано для инициирования сигнала тревоги, и включает, по меньшей мере, один динамик с первой частотой, формой волны или рабочим циклом, сконфигурированный для подачи первого сигнала тревоги и второго сигнала тревоги, имеющего вторую частоту, форму волны или рабочий цикл,
30 которые отличаются от первой частоты, формы волны или рабочего цикла; дополнительно имеется устройство подачи тревоги, подающее второй сигнал, если подается первый сигнал и механизм подтверждения тревоги не

активирован до указанного события, при этом устройство подачи тревоги настроено на постепенное увеличения второй частоты второго сигнала тревоги до тех пор, пока вторая частота не достигнет пиковой частоты или пока не будет активирован механизм уведомления о подтверждении.

5

Также предусмотрено устройство оповещения о сбое электроснабжения, которое, помимо включения питания от резервной батареи, включает в себя акустический датчик, настроенный на генерацию сигнала датчика в ответ на звуковой сигнал тревоги, указывающий на сбой электроснабжения, блок обработки сигналов, находящийся в связи с акустическим датчиком и настроенный на генерирование сигнала идентификации, когда сигнал датчика акустического датчика удовлетворяет критерию идентификации.

15

Таким образом, система сигналов подключена к интерфейсному блоку, находящимся в связи с блоком обработки сигналов, и настроена на создание и отправку сигнала сообщения в систему оповещения медицинского центра в ответ сигнал идентификации обработки сигнала.

20

Хотя предпочтительный примерный вариант осуществления показан и подробно описан на чертежах и в описании выше, они должны рассматриваться как чисто иллюстративные, а не как ограничивающие изобретение. В связи с этим следует отметить, что показан и определен только предпочтительный примерный вариант осуществления, а все изменения и модификации подлежат защите в настоящее время или в будущем в рамках объема охраны изобретения, определенного в формуле изобретения.

25

ССЫЛКИ

30

аппарат искусственной вентиляции легких (1)
впускная секция аппарата ИВЛ (5)

- воздушный компрессор (6)
- кислородный баллон (7)
- пневматический разъем (8)
- второй канал подачи кислорода (9)
- 5 разъемы с подачей воздушно-кислородной смеси (15)
- выход воздушно-кислородной смеси (16)
- маска (17)
- первичный канал (10)
- разъем (11)
- 10 регулятор давления (20)
- манометр (21)
- первый исходный пневмопровод (30)
- двухпозиционный электромагнитный клапан подачи воздуха (40)
- разъем двухпозиционного электромагнитного клапана подачи воздуха (41)
- 15 кислородный разъем (12)
- впускной патрубок для кислорода (13)
- исходная кислородная трубка (50)
- двухпозиционный электромагнитный клапан подачи кислорода (60)
- соединение с двухпозиционным электромагнитным клапаном подачи
- 20 кислорода (61)
- выход воздушно-кислородной смеси (65)
- электромагнитный клапан регулирования давления (70)
- шаговый двигатель или серводвигатель (80)
- увлажнитель (90)
- 25 соединительное средство (91)
- пластина контейнера (92)
- выход смеси (93)
- разъем (95)
- датчик расхода (100)
- 30 средство проведения воздушно-кислородной смеси (105)
- выпускное отверстие для воздушно-кислородной смеси (110)
- выход (111)

- выход CO₂ (115)
- электромагнитный клапан выхода CO₂ (120)
- газоотводная трубка (125)
- клапан ПДКВ (140)
- 5 шаговый двигатель (141)
- первичный проводник перепада давления (131)
- вторичный проводник перепада давления (132)
- датчик перепада давления (130)
- пол (201)
- 10 рост (202)
- вес (203)
- кнопки (204)
- ввод (205)
- Положительное давление конца выдоха (ПДКВ) (206)
- 15 срабатывание по давлению (disp) (207)
- доля вдыхаемого кислорода (FiO₂) (208)
- частота дыхания (f) (209)
- коэффициент вдоха/выдоха (I:E) (210)
- окончательный просмотр (211)
- 20 график (212)
- кнопки выбора (214)

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Аппарат искусственной вентиляции легких (1), включающий:

воздухозаборник обычного воздуха (10), состоящий из цилиндрического проводника, соединенного с устройством, состоящим из разъема (11), регулятора давления (20), манометра (21), исходного пневмопровода (30) и двухпозиционного электромагнитного клапана подачи воздуха (40);

впускной патрубок для кислорода (13), состоящее из системы, включающей исходную кислородную трубку (50), снабженную ребром на каждом из своих концов, и двухпозиционного электромагнитного клапана подачи кислорода (60);

электромагнитный клапан регулирования давления (70), соединенный с увлажнителем (90) посредством соединительного канала (91);

выпускной канал воздушно-кислородной смеси (110), соединенный со средством проведения смеси (105), которое, в свою очередь, соединено с датчиком расхода (100) и с выходом смеси (93) из увлажнителя (90) посредством разъема (94); и

средство выхода CO₂ (115), соединенное с электромагнитным клапаном выхода CO₂ (120), который, в свою очередь, соединен с газоотводной трубкой (125) и с клапаном ПДКВ (140);

микроконтроллер, который на основе параметров, измеренных датчиком расхода (100) и датчиком перепада давления (130), в каждом дыхательном цикле выполняет следующие этапы:

управление с помощью электромагнитных клапанов воздуха и кислорода потоком и давлением воздушно-кислородной смеси, подаваемой пациенту в каждом дыхательном цикле на основе предварительно заданных значений, относящихся к вдоху, плато и выдоху, а также положительного давления в конце выдоха; обработка измеренных значений, относящихся к давлению газов вдоха и выдоха для определения в режиме реального времени на основе указанного результата фактического давления увлажненной смеси, подаваемой пациенту;

обработка измеренных значений, связанных с объемом увлажненной смеси, для определения в режиме реального времени количества объема увлажненной смеси, доставляемой пациенту; обработка измеренных значений, относящихся к давлению газов вдоха и выдоха,

определение в режиме реального времени на основе указанного результата фактического давления увлажненной смеси; обработка и определение значений

уровня CO₂ в выдыхаемых газах с целью определения открытия и закрытия электромагнитного клапана выхода CO₂, выпускающего газы, образующиеся при выдохе;

определение в режиме реального времени соответствия заданных значений измеряемым значениям, которые должны быть абсолютными и постоянными для поддержания дыхания пациента на оптимальном уровне; отправка в режиме реального времени по меньшей мере одного управляющего сигнала на двухпозиционные электромагнитные клапаны подачи кислорода и/или воздуха с целью компенсировать по меньшей мере одну разницу в давлении между заданными и измеренными значениями при каждом дыхательном цикле;

отправка в режиме реального времени по меньшей мере одного управляющего сигнала на электромагнитный клапан регулирования давления с целью компенсировать по меньшей мере одну разницу между заданным в соответствии с требованиями состояния пациента значением литров воздуха в минуту и измеренными значениями при каждом дыхательном цикле; отправка в режиме реального времени хотя бы одного управляющего сигнала на электромагнитный клапан выхода CO₂ в случае, если значение остаточного объема в конце выдоха является меньшим, чем заданное значение.

2. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 1, отличающийся тем, что двухпозиционный электромагнитный клапан подачи воздуха (40) и двухпозиционный электромагнитный клапан подачи кислорода (60) соединены вместе.

3. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 1 или 2, отличающийся тем, что он дополнительно содержит выпускной канал воздушно-кислородной смеси (65), соединенный с электромагнитным клапаном регулирования давления (70).

4. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 3, отличающийся тем, что серводвигатель (80) управляет электромагнитным клапаном регулирования давления (70).

5. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 4, отличающийся тем, что управление электромагнитным клапаном регулирования давления (70)

осуществляется с помощью шагового двигателя.

6. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 1, отличающийся тем, что увлажнитель (90) выполнен в виде цилиндрического контейнера.

7. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 6, отличающийся тем, что увлажнитель (90) расположен по центру в верхней части пластины контейнера (92), которая, в свою очередь, расположена над двухпозиционным электромагнитным клапаном подачи воздуха (40) и двухпозиционным электромагнитным клапаном подачи кислорода (60) с целью нагрева увлажненного воздуха.

8. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 1, отличающийся тем, что он также содержит датчик перепада давления (130), соединенный посредством линии дифференциального давления (131) с отверстием (111) выпускного канала воздушно-кислородной смеси (110) и посредством вторичного проводника (132) с газоотводной трубкой (125).

9. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 1, отличающийся тем, что он также содержит серводвигатель и/или шаговый двигатель (141), управляющий клапаном ПДКВ (140).

10. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 9, отличающийся тем, что серводвигатель и/или шаговый двигатель (141) управляется микроконтроллером.

11. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 1, отличающийся тем, что газоотводная трубка (125) содержит внутри датчик качества воздуха.

12. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 1, отличающийся тем, что он также содержит систему сбора, обработки и проводной или беспроводной передачи данных.

13. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 1, отличающийся тем, что первый пневматический разъем (8) и второй кислородный разъем (12)

расположены параллельно и горизонтально.

14. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 1, отличающийся тем, что он также содержит разъем шестиугольной формы (11) между исходным пневмопроводом (30) и двухпозиционным электромагнитным клапаном подачи воздуха (40).

15. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 1, отличающийся тем, что он также содержит разъем шестиугольной формы (61) между исходной кислородной трубкой (50) и двухпозиционным электромагнитным клапаном подачи кислорода (60).

16. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 1, отличающийся тем, что он также содержит компьютерную схему, позволяющую сбор данных и передачу данных их в облако, откуда они поступают в базу данных, рекомбинируя и комбинируя данные с помощью алгоритмов и методов интеллектуальной обработки данных и искусственного интеллекта.

17. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 1, отличающийся тем, что он также содержит систему сигналов на случай подтвержденного выхода какого-то параметра за допустимые пределы.

18. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 1, отличающийся тем, что пневмопровод (8а) и кислородный канал (9) питаются от источников воздуха и кислорода (15), которые уже имеются в медицинских учреждениях.

19. Аппарат искусственной вентиляции легких (1) по п. 1, отличающийся тем, что он также содержит регулятор давления и манометр на впускном отверстии для кислорода (13).

20. Способ респираторной поддержки, характеризующийся тем, что включает этапы:

управление прохождением потока кислорода, регулируемого с помощью двухпозиционного электромагнитного клапана кислорода;

управление прохождением воздушного потока, регулируемого с помощью

двухпозиционного электромагнитного клапана подачи воздуха;

предустановка через разнообразие графических пользовательских интерфейсов, отображаемых через один пользовательский интерфейс, значений, относящихся к дыхательному объему, положительному давлению конца выдоха, срабатыванию по давлению, O₂ фракции в дыхательной смеси, частоте дыхания и коэффициенту вдоха/выдоха в соответствии с потребностями пациента;

смешивание кислорода и воздуха, подаваемых двухпозиционными электромагнитными клапанами подачи кислорода и воздуха;

увлажнение и повышение температуры увлажненной воздушно-кислородной смеси с помощью увлажнителя;

измерение значений, относящихся к количеству литров воздуха в минуту (объем) увлажненной смеси с помощью датчика расхода;

измерение значений, относящихся к давлению газов вдоха и выдоха посредством датчика перепада давления входа/выхода;

направление увлажненной смеси при заранее определенном давлении и объеме к выпускному каналу для воздушно-кислородной смеси, ведущему к пациенту во время процесса вдоха;

контроль значения CO₂, содержащегося в выдыхаемых газах, посредством датчика качества выдыхаемого воздуха для установления;

регулирование автоматически и в режиме реального времени посредством микроконтроллера давление кислорода, подаваемого пациенту, а также количество литров воздуха в минуту (объем) увлажненной смеси;

причем этап, связанный с регулированием кислорода и количества литров воздуха в минуту, включает этапы:

управление с помощью электромагнитных клапанов воздуха и кислорода потоком и давлением воздушно-кислородной смеси, подаваемой пациенту в каждом дыхательном цикле на основе предварительно заданных значений, относящихся к вдоху, плато и выдоху, а также положительного давления в конце выдоха; обработка измеренных значений, относящихся к давлению газов вдоха и выдоха для определения в режиме реального времени на основе указанного результата фактического давления увлажненной смеси, подаваемой пациенту;

обработка измеренных значений, связанных с объемом увлажненной смеси, для определения в режиме реального времени количества объема увлажненной смеси, доставляемой пациенту; обработка измеренных значений, относящихся к давлению газов вдоха и выдоха,

определение в режиме реального времени на основе указанного результата фактического давления увлажненной смеси; обработка и определение значений уровня CO₂ в выдыхаемых газах с целью определения открытия и закрытия электромагнитного клапана выхода CO₂, выпускающего газы, образующиеся при выдохе;

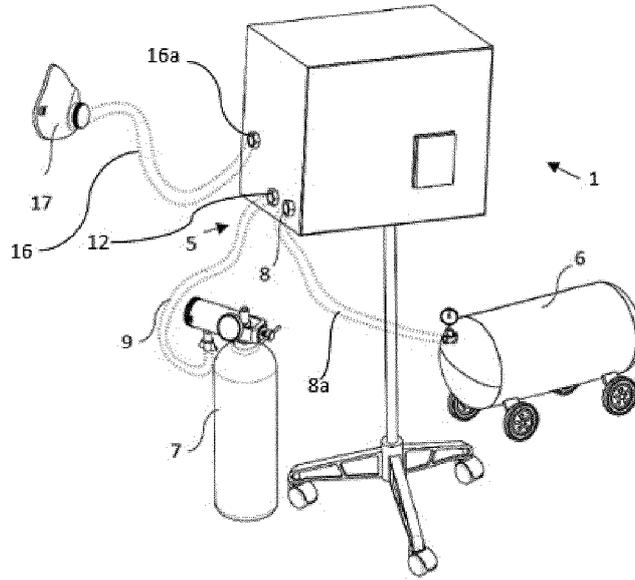
определение в режиме реального времени соответствия заданных значений измеряемым значениям, которые должны быть абсолютными и постоянными для поддержания дыхания пациента на оптимальном уровне; отправка в режиме реального времени по меньшей мере одного управляющего сигнала на двухпозиционные электромагнитные клапаны подачи кислорода и/или воздуха с целью компенсировать по меньшей мере одну разницу в давлении между заданными и измеренными значениями при каждом дыхательном цикле;

отправка в режиме реального времени по меньшей мере одного управляющего сигнала на электромагнитный клапан регулирования давления с целью компенсировать по меньшей мере одну разницу между заданным в соответствии с требованиями состояния пациента значением литров воздуха в минуту и измеренными значениями при каждом дыхательном цикле; отправка в режиме реального времени хотя бы одного управляющего сигнала на электромагнитный клапан выхода CO₂ в случае, если значение остаточного объема в конце выдоха является меньшим, чем заданное значение.

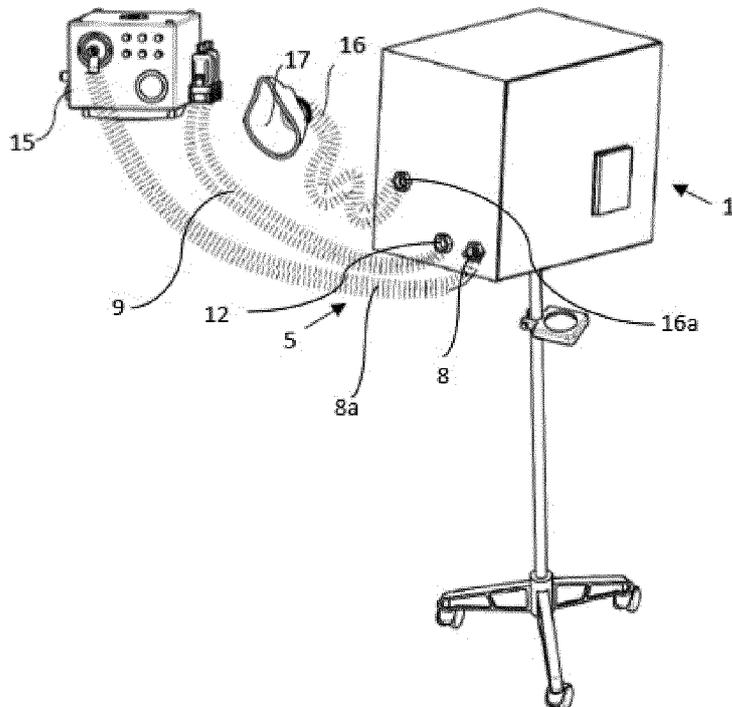
21. Способ респираторной поддержки по п. 20, отличающийся тем, что при наступлении момента вдоха микроконтроллер закрывает электромагнитный клапан выхода CO₂, и открывает двухпозиционный электромагнитный клапан подачи воздуха и двухпозиционный электромагнитный клапан подачи кислорода, позволяя заранее заданному количеству воздушно-кислородной смеси достичь пациента; таким образом, предотвращается потеря давления через выпускное отверстие, тем самым гарантируя, что воздушно-кислородная смесь, направленная к пациенту, сможет выйти только через выпускное отверстие для воздушно-кислородной смеси в легкие.

22. Способ респираторной поддержки по п. 20, отличающийся тем, что при наступлении момента выдоха микроконтроллер закрывает двухпозиционный электромагнитный клапан подачи воздуха и двухпозиционный электромагнитный клапан подачи кислорода, и открывает электромагнитный клапан выхода CO₂,

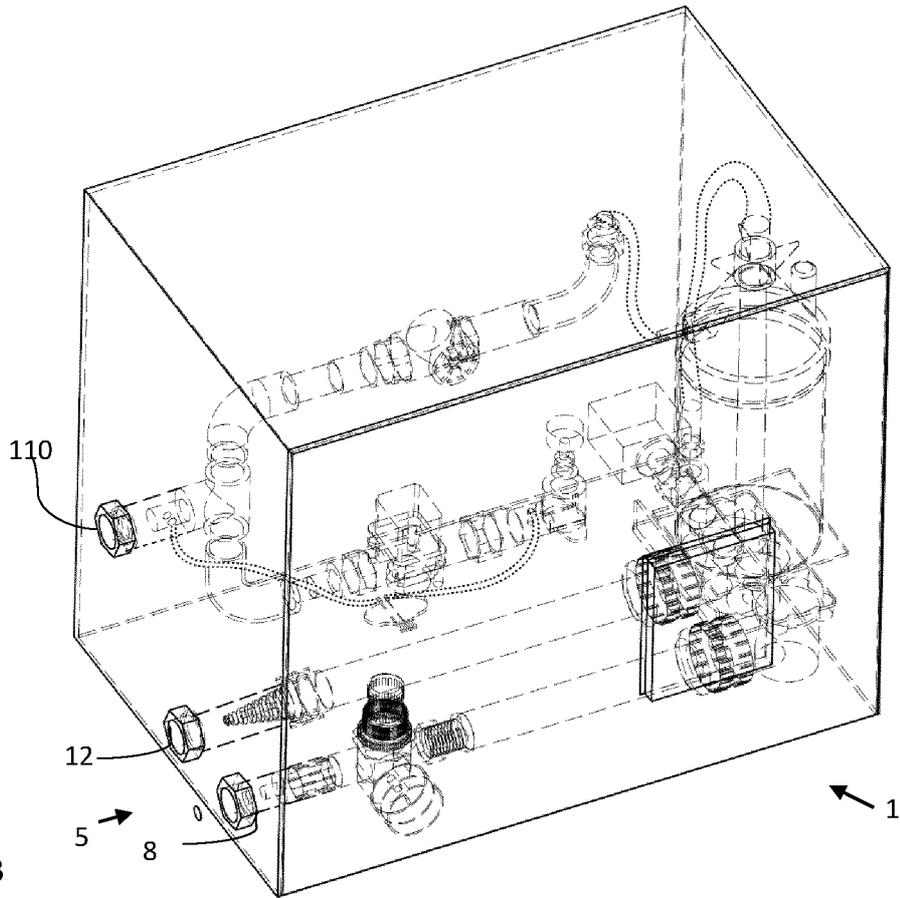
позволяя выдыхаемому газу выйти через выход для CO₂ и не позволяя выдыхаемому газу отклониться или вернуться через средство проведения воздушно-кислородной смеси.



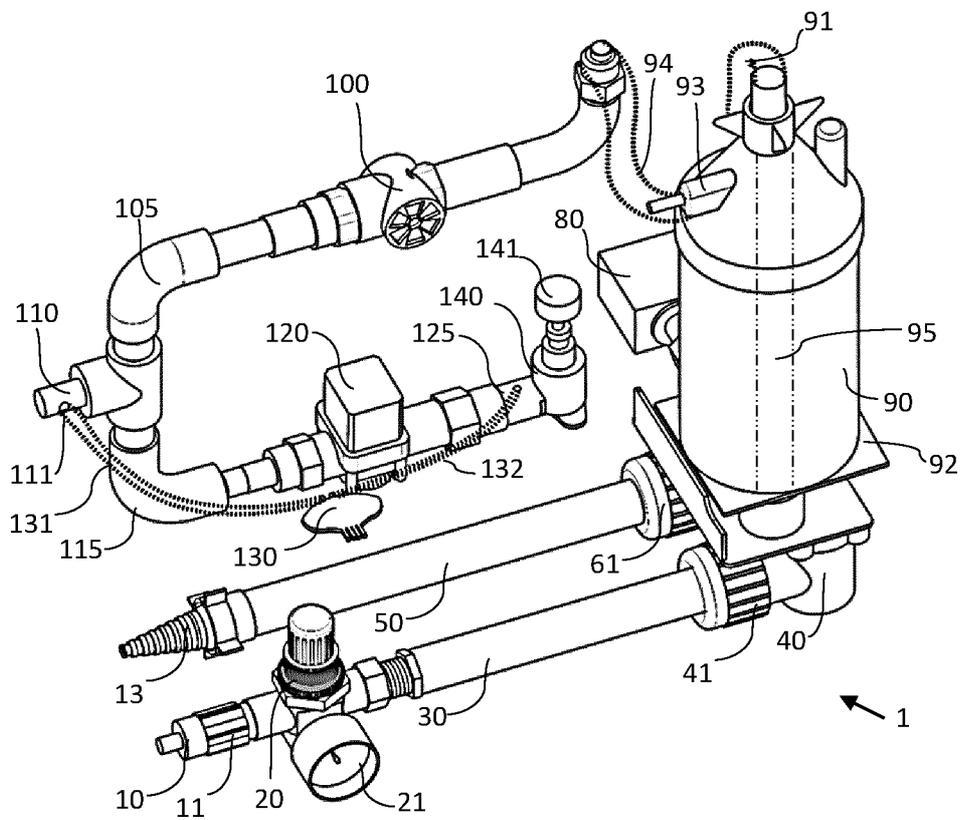
Фиг. 1



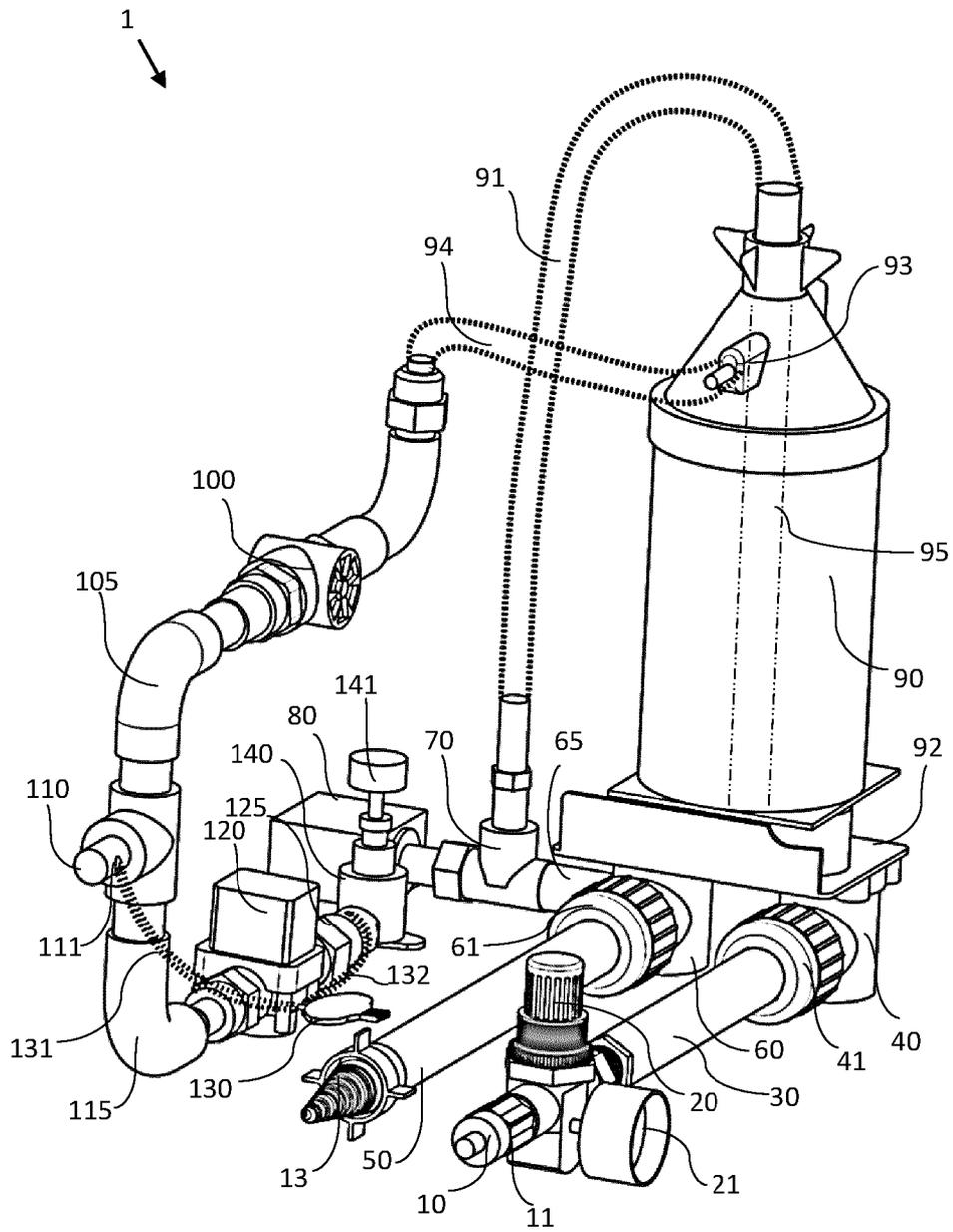
Фиг. 2



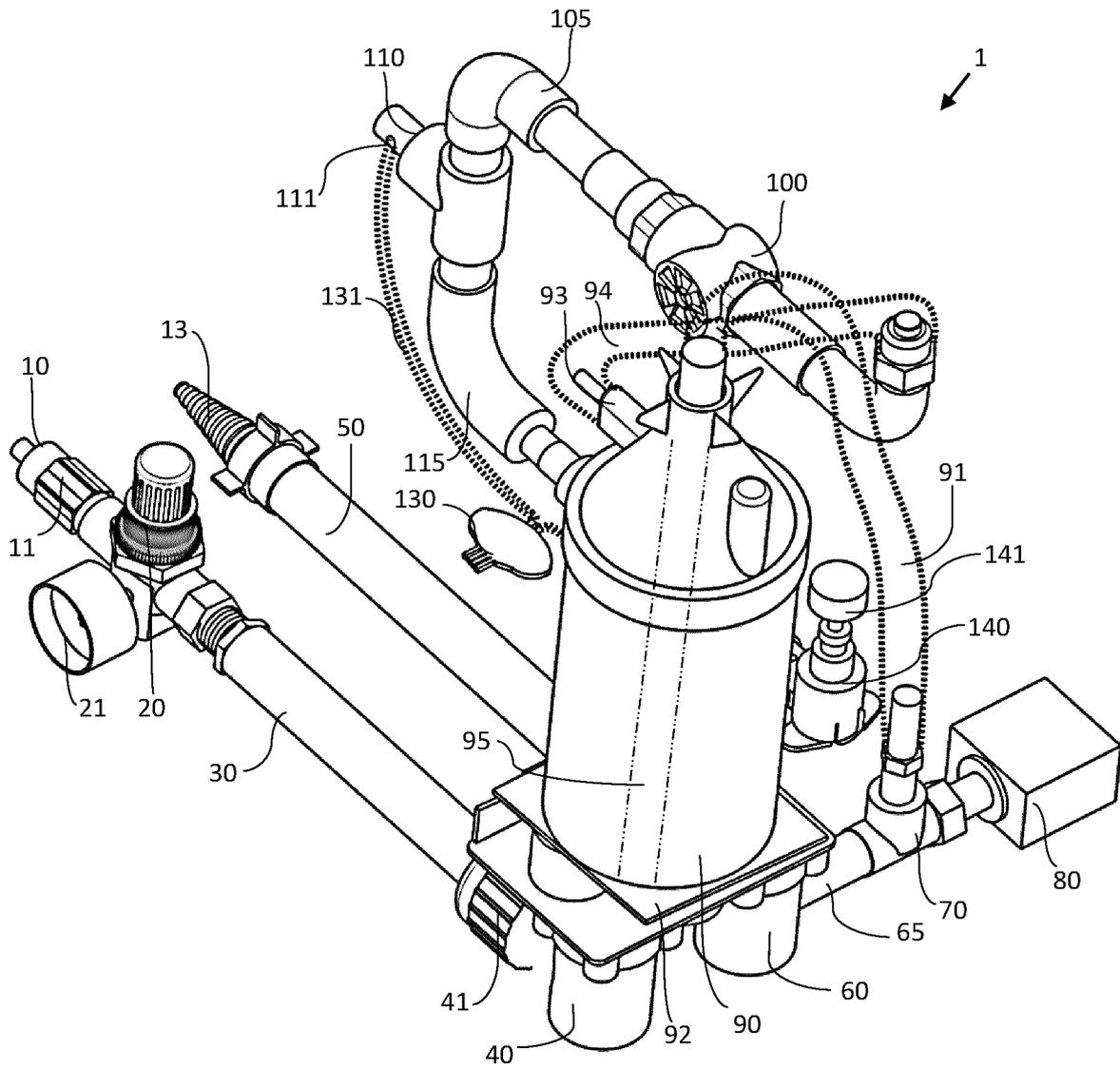
Фиг. 3



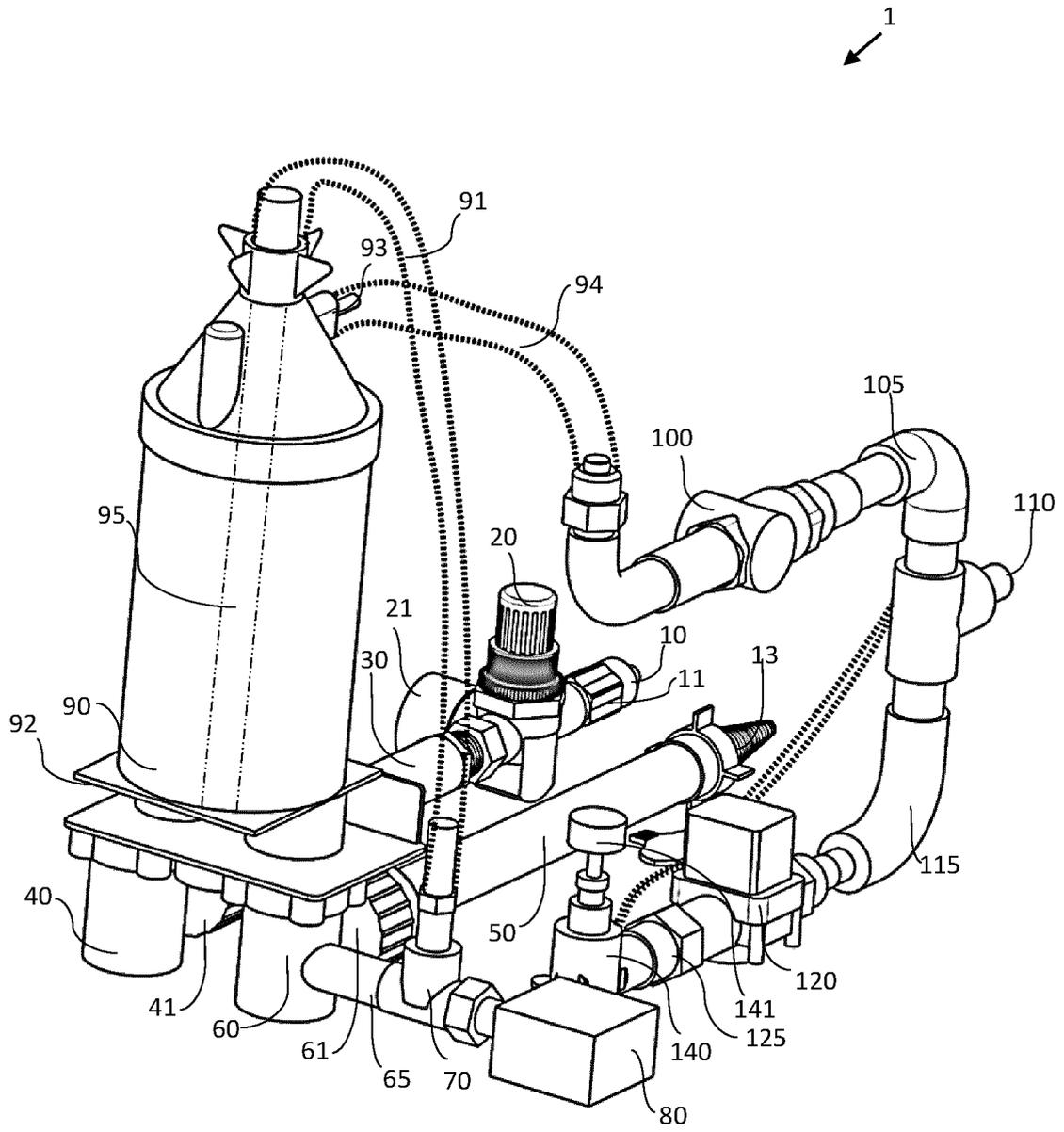
Фиг. 4



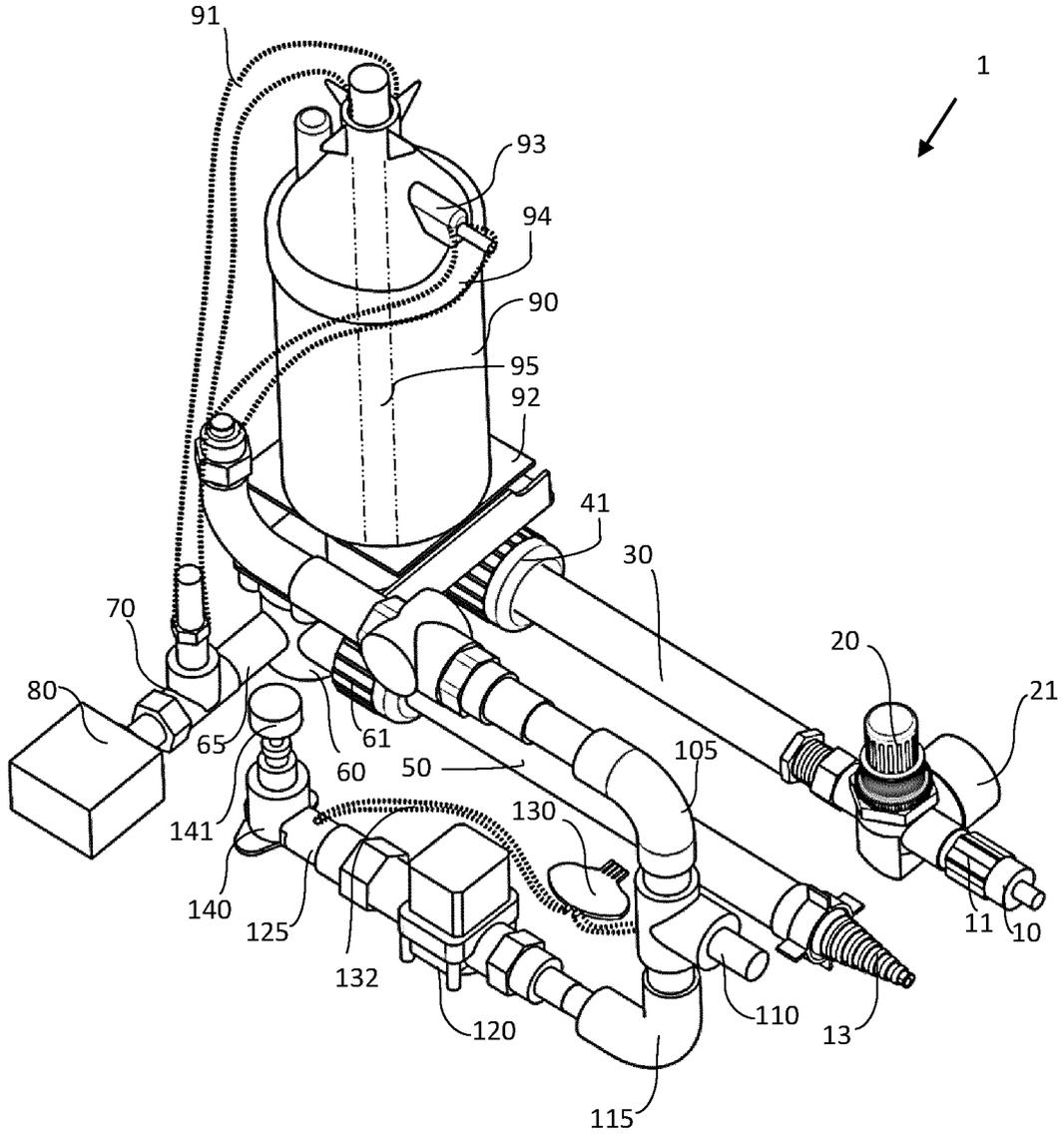
Фиг. 5



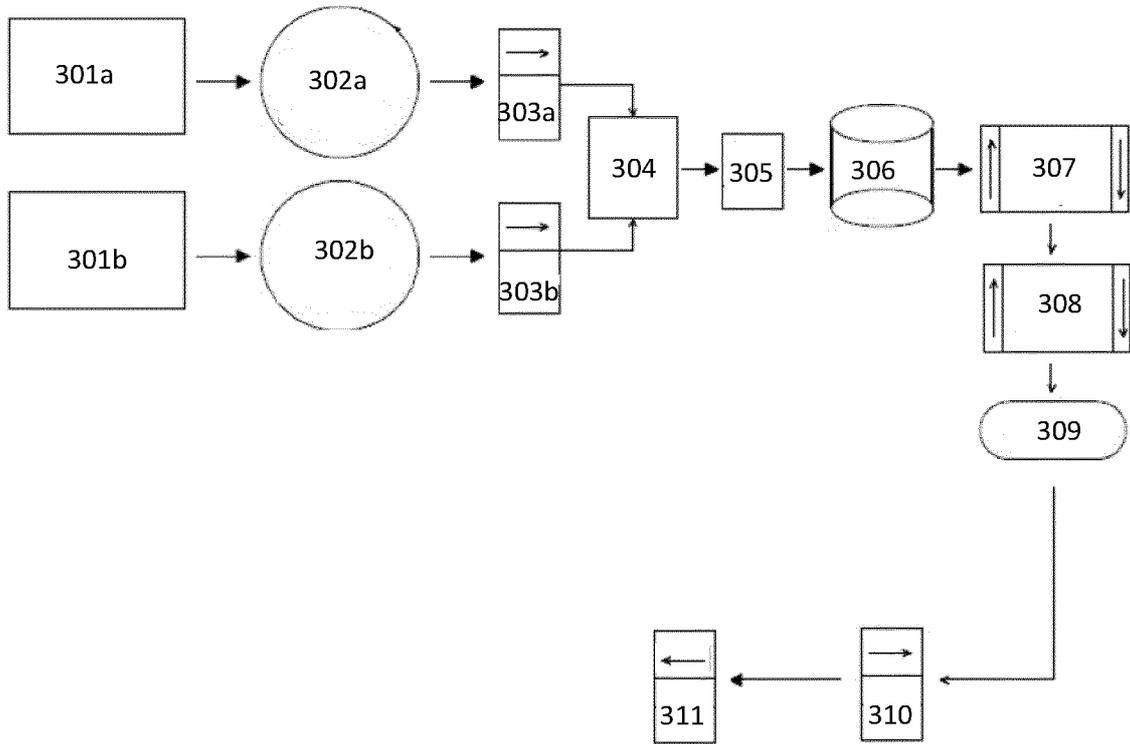
Фиг. 6



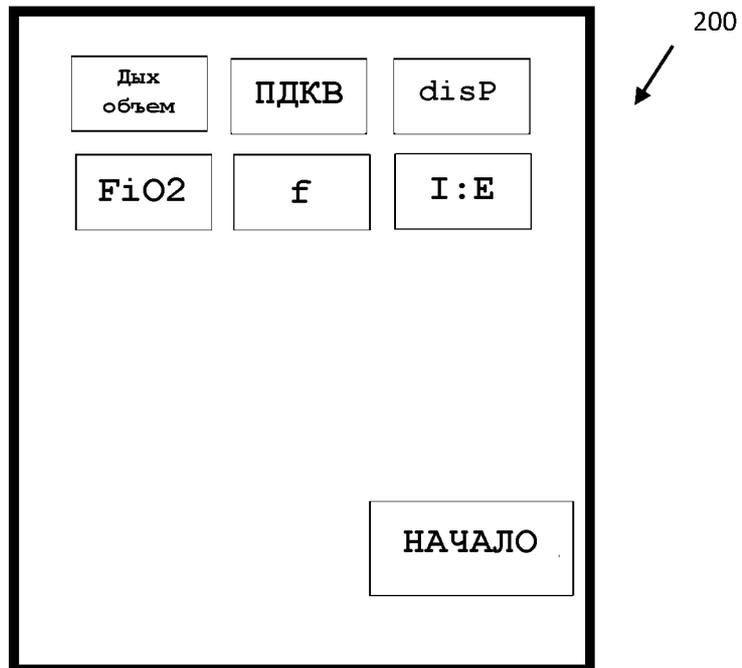
Фиг. 7



Фиг. 8



Фиг. 9



Фиг. 10

201 ПОЛ: МУЖ

202 РОСТ: 175

ВЕС: <> 60

ПРОГНОЗИРУЕМЫЙ ВЕС ОБЩИЙ ОБЪЕМ

70.57 423

кг ВВОД мл

204 - <> + 204

200

203

205

Фиг. 11

Заданный дыхательный
объем: 423 мл

ПДКВ см
8.0 H₂O

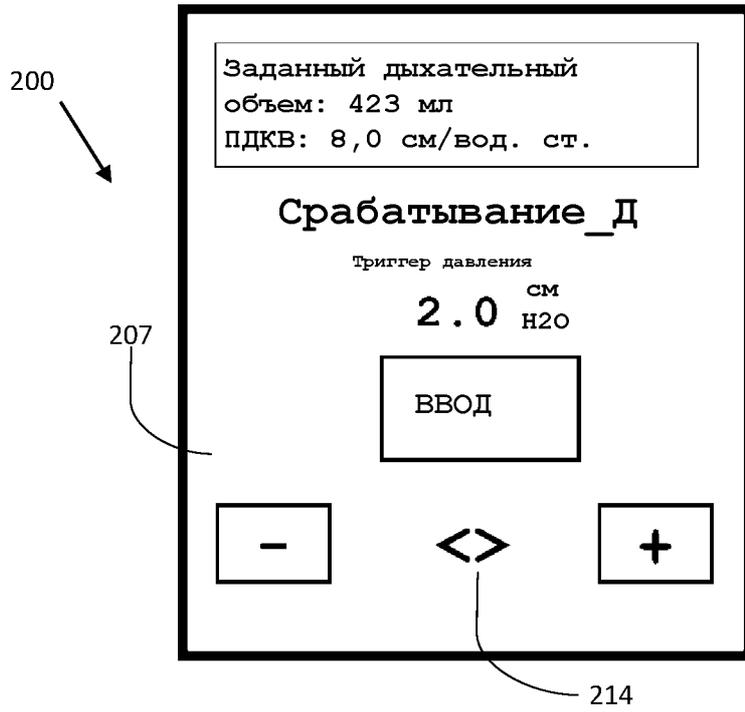
ВВОД

- <> +

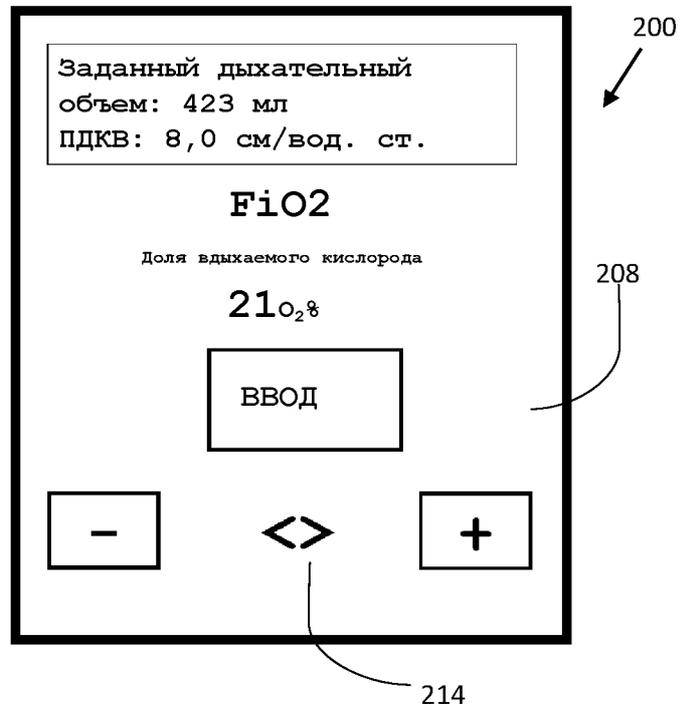
200

206

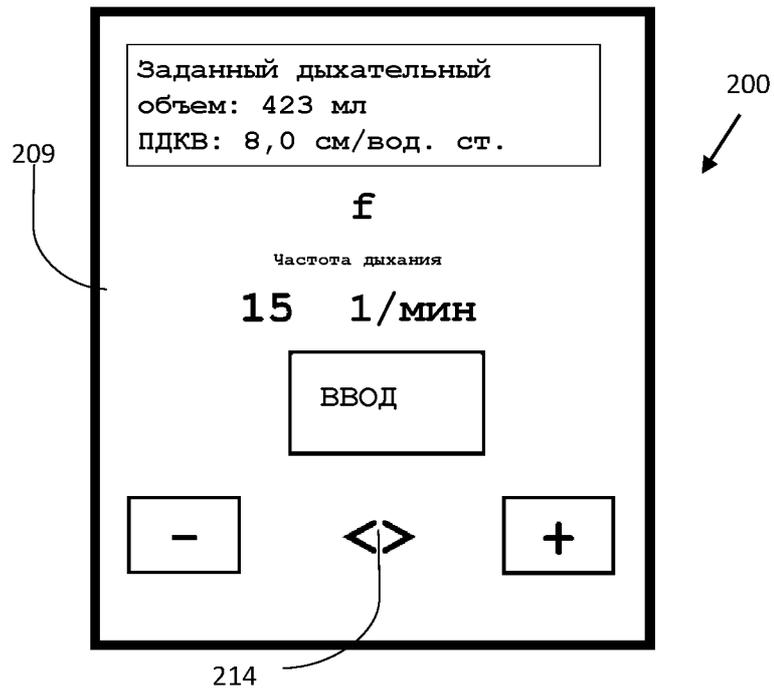
Фиг. 12



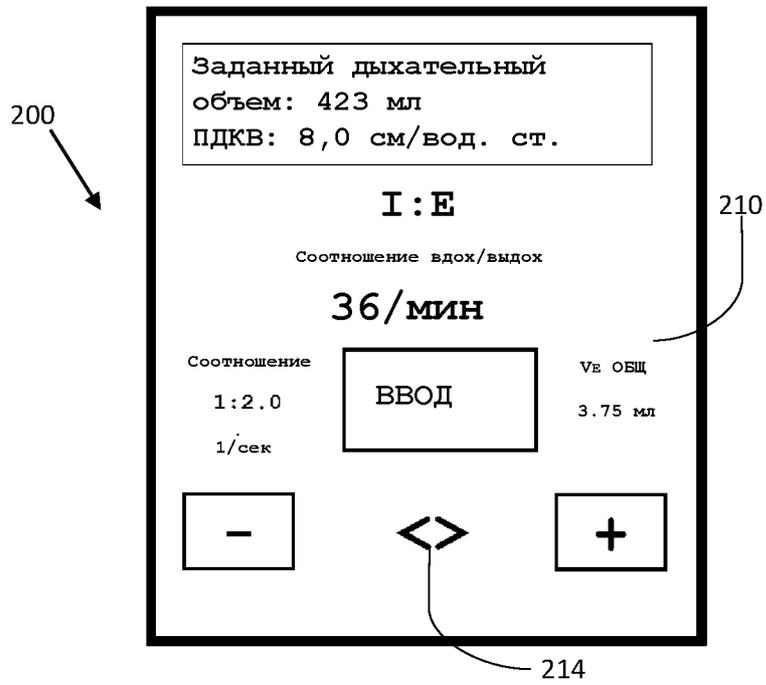
Фиг. 13



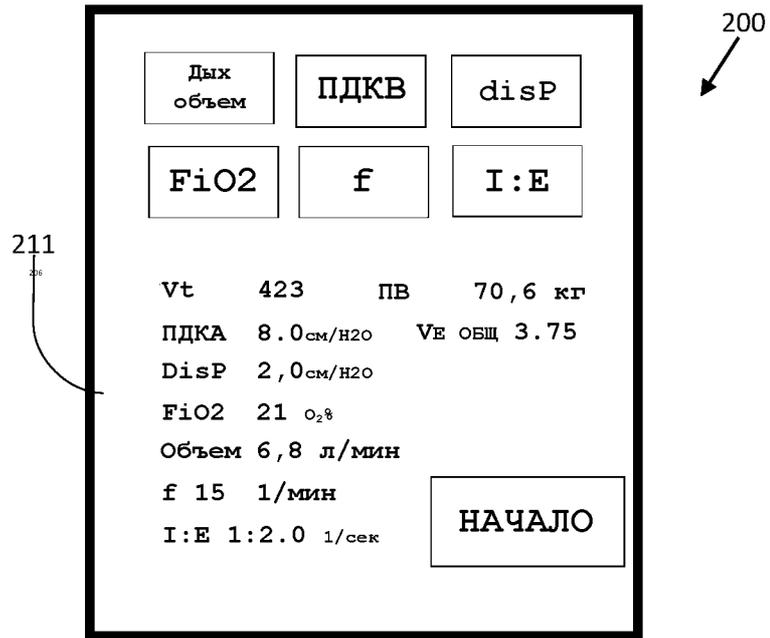
Фиг. 14



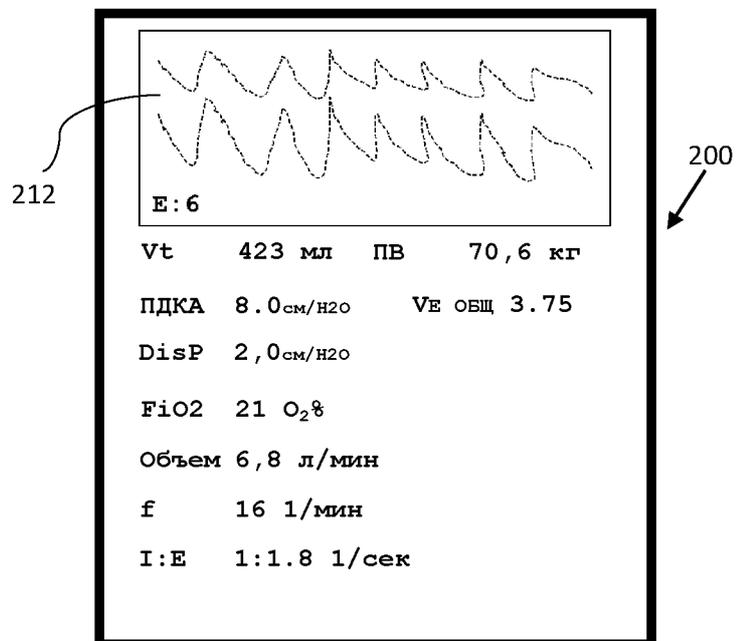
Фиг. 15



Фиг. 16



Фиг. 17



Фиг. 18