



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ(21)(22) Заявка: **2009113454/14**, **12.10.2007**(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
12.10.2007

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
13.10.2006 US 60/829,502(43) Дата публикации заявки: **20.11.2010** Бюл. № 32(45) Опубликовано: **10.05.2012** Бюл. № 13(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **US 6131571 A, 17.10.2000. US 6000396 A, 14.12.1999. US 6131571 A, 17.10.2000. RU 18917 U1, 10.08.2001. RU 2084215 C1, 20.07.1997.**(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: **13.05.2009**(86) Заявка РСТ:
US 2007/081198 (12.10.2007)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2008/048876 (24.04.2008)

Адрес для переписки:

**191036, Санкт-Петербург, а/я 24,
"НЕВИНПАТ", пат.пов. А.В.Поликарпову,
рег.№ 009**

(72) Автор(ы):

**КУК Ричард Генри (GB),
ОНГ Николас (US),
ХЭЙЗ Рой (US)**

(73) Патентообладатель(и):

Спэйслэбс Хелткер, ЭлЭлСи (US)**(54) АППАРАТ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ С БЫСТРОЙ ОТВЕТНОЙ РЕАКЦИЕЙ НА СОСТОЯНИЕ РЕСПИРАТОРНОГО ЗАБОЛЕВАНИЯ**

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицине. Регулируемый механический аппарат искусственной вентиляции легких содержит впуск для газа, соединенный с газовым резервуаром, трубку вдоха, соединенную с газовым резервуаром и предназначенную для подачи газа к дыхательному устройству, клапан регулирования расхода, предназначенный для регулирования расхода газа от трубки вдоха к камере засасывания воздуха, соединенной через первую и вторую

трубки с проходом для приема атмосферного воздуха. Дыхательное устройство соединено с указанной камерой засасывания воздуха с помощью трубки. Газовый отсечной механизм регулирует давление в трубке вдоха. Раскрыты варианты аппарата, отличающиеся выполнением регуляторов с возможностью адаптации к изменению потребностей пациента и дополнительными средствами регулирования параметров. Технический результат состоит в упрощении эксплуатации. 3 н. и 23 з.п. ф-лы, 5 ил.



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2009113454/14, 12.10.2007**

(24) Effective date for property rights:
12.10.2007

Priority:

(30) Convention priority:
13.10.2006 US 60/829,502

(43) Application published: **20.11.2010 Bull. 32**

(45) Date of publication: **10.05.2012 Bull. 13**

(85) Commencement of national phase: **13.05.2009**

(86) PCT application:
US 2007/081198 (12.10.2007)

(87) PCT publication:
WO 2008/048876 (24.04.2008)

Mail address:

**191036, Sankt-Peterburg, a/ja 24, "NEVINPAT",
pat.pov. A.V.Polikarpovu, reg.№ 009**

(72) Inventor(s):

**KUK Richard Genri (GB),
ONG Nikolas (US),
KhEhJZ Roj (US)**

(73) Proprietor(s):

Spehjslehbs Kheltker, EhEhSi (US)

(54) **ARTIFICIAL PULMONARY VENTILATION APPARATUS WITH RAPID RESPONSE ON CONDITION OF RESPIRATORY DISEASE**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions refers to medicine. An adjustable mechanical artificial pulmonary ventilation apparatus comprises a gas inlet coupled with a gas tank, a respiratory tube coupled with the gas tank and designed for gas supply to a respiratory device, a flow control valve designed for gas flow control from the respiratory tube to an air entrainment chamber coupled through first and

second tubes with an atmospheric air intake pass. The respiratory device is coupled with said air entrainment chamber by means of a tube. A gas cutoff gear controls pressure in the respiratory tube. There are disclosed versions of the apparatus differing by arranging the regulators adjustable with changing patient's requirements and additional control facilities.

EFFECT: simplified operation.

26 cl, 5 dwg

RU 2 449 814 C2

RU 2 449 814 C2

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ

Данное изобретение относится в целом к аппаратам искусственной вентиляции легких (аппаратам ИВЛ), а конкретно к аппарату ИВЛ, предназначенному для использования при дыхательной недостаточности вследствие вспышки эпидемии или пандемии. Более конкретно, данное изобретение представляет собой аппарат ИВЛ с системой управления и рабочим диапазоном, отвечающим потребностям пациентов с острым респираторным дистресс-синдромом (ОРДС) на различных стадиях, от тяжелого состояния до выздоровления. В частности, данное изобретение представляет собой аппарат ИВЛ, который может быть изготовлен быстро и с минимальными требованиями в квалифицированной рабочей силе и может быть быстро задействован в условиях эпидемического респираторного заболевания.

ПРЕДПОСЫЛКИ СОЗДАНИЯ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Дыхательная недостаточность может быть вызвана возбудителем инфекции при начале эпидемии в среде здорового населения. Дыхательная недостаточность может быть вызвана несколькими формами болезни, включая (но не ограничиваясь) тяжелый острый респираторный синдром (или ТОРС) и птичий грипп. Тяжелый острый респираторный синдром, который является тяжелой формой пневмонии, приводящей к дыхательной недостаточности, а иногда и к смерти, стал в последнее время новой эпидемической угрозой. Каждый новый подтвержденный случай ТОРС и/или птичьего гриппа является потенциальной возможностью возникновения вспышки заболевания и, что еще хуже, общей пандемии. Самыми характерными симптомами ТОРС являются лихорадка, кашель, затруднение дыхания и/или другие респираторные симптомы. В большинстве случаев требуется применение заместительной терапии, такой как использование дополнительного кислорода, физиотерапия грудной клетки и/или искусственная вентиляция легких. Птичий грипп является еще одной возникающей эпидемической угрозой, которая приводит к тяжелой дыхательной недостаточности с еще более быстрым возникновением симптомов.

Дыхательная недостаточность, среди прочих симптомов, включает пониженную способность организма пациента обеспечивать эффективное насыщение кислородом. Однако, независимо от эпидемии или возбудителя инфекции, затруднение дыхания у тяжелобольных пациентов, связанное с условиями протекания болезни, может быть облегчено и во многих случаях быстро приведено в норму путем подключения пациента к аппарату ИВЛ. Обычно для облегчения затрудненного дыхания пациента усыпляют и осуществляют механическую вентиляцию легких с использованием метода вентиляции по объему или давлению.

Работа стандартного аппарата ИВЛ основана либо на нагнетании газа под давлением (в аппарате ИВЛ с положительным давлением) в легкие, либо на расширении грудной полости пациента для всасывания газа в легкие (в аппарате ИВЛ с отрицательным давлением) с определенным и задаваемым оператором аппарата составом газа, давлением и расходом потока.

В настоящее время в традиционных аппаратах ИВЛ используются микропроцессоры, управляющие параметрами вентиляции, и содержатся датчики давления и расхода, которые передают информацию в виде электрических сигналов (через аналого-цифровые преобразователи) в микропроцессоры для отображения контролируемых параметров и для сигнализации режимов процесса или аварийных ситуаций.

Кроме того, традиционные аппараты ИВЛ требуют либо использования больших установок со сложным оборудованием и настройкой для изготовления различных

металлических деталей, либо применения сложной технологической оснастки и литья, необходимых для изготовления высоконадежных пластмассовых деталей. С появлением новых особенностей и режимов вентиляции сложность работы увеличивается, так как к существующим элементам управления и контроля добавляются требования к облегчению ввода информации и отображению новой информации. Таким образом, традиционные аппараты ИВЛ являются сложными, дорогостоящими в изготовлении и эксплуатации устройствами.

Кроме того, традиционные аппараты ИВЛ предназначены для обслуживания пациентов с широким диапазоном состояний болезни. Например, пациент в отделении интенсивной терапии больницы обычно имеет множество нарушений или болезненных состояний, при которых существует опасность отказа систем организма. Отделение интенсивной терапии также должно иметь возможность обслуживания пациентов с широким диапазоном недугов, включая хирургические, травмы, болезни сердца, инфекции и т.д. Таким образом, традиционные аппараты ИВЛ имеют большое количество режимов работы, которые обеспечиваются сложным набором элементов, требующих квалифицированного технического специалиста для настройки системы.

Поэтому необходимо, чтобы аппарат ИВЛ имел простую конструкцию и был прост в эксплуатации, изготавливался из легкодоступных материалов, а также мог быть изготовлен с применением более простой, недорогой технической оснастки и методов.

Кроме того, необходимо, чтобы аппарат ИВЛ обеспечивал адаптацию к изменению состояния дыхательной недостаточности, вызванной возбудителем инфекции в среде здорового населения. Также необходимо, чтобы аппарат ИВЛ адаптировался к изменению потребностей пациентов. Также необходимо, чтобы аппарат ИВЛ обеспечивал удовлетворение потребностей пациентов с ОРДС в диапазоне от критического состояния до состояния, при котором пациента можно безопасно отключить от аппарата ИВЛ.

Также необходимо, чтобы аппарат ИВЛ был прост, экономически эффективен в изготовлении в больших количествах в любое время при обнаружении респираторной эпидемии.

Кроме того, необходимо, чтобы аппарат ИВЛ мог быть быстро изготовлен в любом месте, до наступления пика эпидемии. Также необходимо, чтобы аппарат ИВЛ требовал меньше ресурсов в определенных условиях.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Данное изобретение предлагает регулируемый механический аппарат ИВЛ. В одном из вариантов выполнения регулируемый механический аппарат ИВЛ содержит впуск для газа, соединенный с газовым резервуаром, трубку вдоха, соединенную с указанным резервуаром для подачи газа к узлу присоединения дыхательного устройства, клапан регулирования расхода, управляющий расходом газа от трубки вдоха к камере засасывания воздуха, которая через первую и вторую трубки соединена с проходом для подачи атмосферного воздуха, узел присоединения дыхательного устройства, соединенный с указанной камерой засасывания воздуха трубкой, и газовый отсечной механизм, который регулирует давление в трубке вдоха. В первой трубке может быть расположен клапан для предотвращения выхода воздуха из указанного прохода в окружающую среду. Вторая трубка может иметь первый конец, соединенный с первой трубкой, и второй конец, соединенный с камерой засасывания воздуха, причем диаметр второй трубки уменьшается от первого конца ко второму и, таким образом, ее диаметр больше на первом конце, чем на втором. Количество атмосферного воздуха, подаваемого через узел присоединения

дыхательного устройства, может регулироваться закрытием указанного прохода.

В другом варианте выполнения данное изобретение содержит впуск для газа, соединенный с газовым резервуаром, клапан регулирования расхода газа, подаваемого пациенту, функционально присоединенный для регулирования поступления газа из газового резервуара через трубку вдоха, узел присоединения дыхательного устройства, отделенный от трубки вдоха указанным регулирующим клапаном, газовый отсечной механизм, который регулирует давление в трубке вдоха, благодаря чему по меньшей мере один параметр аппарата ИВЛ адаптируется к изменениям потребностей пациента.

В другом варианте выполнения предложенный регулируемый механический аппарат ИВЛ содержит впуск для газа, соединенный с газовым резервуаром, клапан регулирования расхода подаваемого пациенту газа, функционально присоединенный для регулирования поступления газа из газового резервуара через трубку вдоха, узел присоединения дыхательного устройства, отделенный от трубки вдоха указанным регулирующим клапаном, газовый отсечной механизм, который регулирует давление в трубке вдоха; при этом аппарат ИВЛ также содержит средства регулирования по меньшей мере одного из следующих параметров: пикового давления вдоха (ПДВ), положительного давления в конце выдоха (ПДКВ), степени насыщения кислородом и частоты дыхания.

Аппарат ИВЛ может также содержать увлажняющий фильтр для изменения содержания влаги и температуры, а также стерилизационный материал. Клапан регулирования расхода подаваемого пациенту газа выполнен с возможностью обеспечения определенного расхода газа; расход газа может быть установлен по меньшей мере в одном из режимов: для взрослых, для детей, для новорожденных. Величина ПДВ может находиться в диапазоне от 20 см до 35 см водяного столба. Впуск для газа может также имеет узел подключения к емкости с газом под давлением. Дыхательное устройство может представлять собой устройство, предназначенное для принятия выдыхаемого пациентом газа и для подачи газа пациенту, и может быть выполнено в виде дыхательной маски, эндотрахеальной трубки или ларингеальной маски.

Клапан регулирования расхода может быть конструктивно соединен с ручкой, с помощью которой его можно регулировать, регулируя тем самым частоту дыхания. Аппарат ИВЛ может также иметь трубку выдоха и клапан выдоха, функционально соединенный с узлом присоединения дыхательного устройства или с датчиком давления, и схему сигнализации, функционально соединенную с датчиком давления, при этом схема сигнализации подает предупредительный сигнал при изменении давления, измеряемого датчиком давления. Частоту дыхания можно изменять, не меняя время вдоха и изменяя время выдоха, а также плавно изменяя ПДКВ в диапазоне от 5 см до 20 см водяного столба. Аппарат ИВЛ может также иметь встроенный манометр, расположенный вблизи узла присоединения дыхательного устройства и предназначенный для измерения и отображения мгновенного значения давления в дыхательных путях.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Эти и другие особенности и преимущества данного изобретения станут более понятны и очевидны из последующего подробного описания со ссылкой на сопроводительные чертежи, на которых:

Фиг.1 изображает первый вариант выполнения предложенного аппарата ИВЛ;

Фиг.2 представляет собой схематический чертеж компоновки элементов системы

первого варианта выполнения предложенного аппарата ИВЛ;

Фиг.3 представляет собой принципиальную схему первого варианта выполнения предложенного аппарата ИВЛ;

Фиг 4 представляет собой принципиальную электрическую схему варианта выполнения цепи сигнализации, используемой в предложенном аппарате ИВЛ;

Фиг.5 представляет собой принципиальную схему другого варианта выполнения предложенного аппарата ИВЛ.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Данное изобретение относится к аппарату ИВЛ, который может быть быстро изготовлен с минимальными требованиями в квалифицированной рабочей силе и быстро введен в действие в условиях эпидемического респираторного заболевания.

Данное изобретение предполагает множество вариантов выполнения.

Формулировки, используемые в этом описании, не должны пониматься как общее отрицание какого-либо конкретного варианта выполнения или использоваться для ограничения формулы изобретения используемыми в ней терминами. Далее приведено подробное описание отдельных вариантов выполнения изобретения. Несмотря на то, что изобретение описано вместе с конкретными вариантами выполнения, оно не ограничивается одним вариантом выполнения.

В одном из вариантов выполнения данное изобретение относится к аппарату ИВЛ с минимальным количеством органов управления. В одном из вариантов выполнения данное изобретение относится к аппарату ИВЛ, предназначенному для искусственной вентиляции легких или механического дыхания пациента, страдающего ОРДС. В одном из вариантов выполнения искусственная вентиляция легких согласно данному изобретению основана на регулировании давления и предполагает изменение давления, частоты дыхания и насыщения кислородом.

Предпочтительно, аппарат ИВЛ выполнен с возможностью быстрой установки. Кроме того, аппарат ИВЛ предпочтительно является максимально простым и интуитивно понятным в эксплуатации. Также аппарат ИВЛ предпочтительно способен поддерживать по меньшей мере 75% пострадавших от эпидемической дыхательной недостаточности, которым необходима искусственная вентиляция легких вплоть до восстановления нормального дыхания.

В другом варианте выполнения данное изобретение представляет собой простое, безопасное и эффективное средство подачи обогащенного кислородом воздуха к аппарату ИВЛ, когда аппарат ИВЛ используется в аварийных случаях и работает в сложных ситуациях вне стандартных больничных условий.

В другом варианте выполнения данное изобретение представляет собой аппарат ИВЛ с быстрой ответной реакцией, который также предусматривает использование увлажняющего фильтра для изменения содержания влаги и температуры для пациентов при длительном использовании.

В другом варианте выполнения данное изобретение представляет собой аппарат ИВЛ с быстрой ответной реакцией, выполненный с возможностью изготовления и распространения в достаточных количествах и с очень низкими затратами в значительной части стран мира.

Еще в одном варианте выполнения данное изобретение представляет собой аппарат ИВЛ с быстрой ответной реакцией, который может быть безопасно и надежно утилизирован после использования.

Данное изобретение также представляет собой аппарат ИВЛ, который имеет простую конструкцию и прост в эксплуатации. Кроме того, данное изобретение

представляет собой аппарат ИВЛ, который, согласно первому варианту выполнения, изготовлен из легкодоступных материалов. В других вариантах выполнения предложенный аппарат ИВЛ может быть изготовлен с применением простой, недорогой технологической оснастки и способов.

5 В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ представляет собой простое устройство с формованным корпусом, которое требует незначительного регулирования или не требует его вовсе. Простое устройство с формованным корпусом, не требующее регулирования, выгодно тем, что не
10 представляет никакого дополнительного риска для пациента. В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ имеет ограниченное количество органов управления.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ изготавливается с использованием стандартной технологической оснастки, хранящейся на
15 стратегических производственных площадках.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ изготавливается с помощью технологической оснастки из менее долговечного материала в начале
20 эпидемии. В одном из вариантов выполнения используемый материал представляет собой алюминий, но не ограничивается им. Специалисты в данной области техники должны понимать, что в данном изобретении могут быть использованы любые технологические материалы и технологические процессы, включая, например (но не ограничиваясь ими), спекание бронзового порошка и производство стали. В одном из
25 вариантов выполнения выбор материалов и технологических процессов зависит от потребностей населения и условий эпидемии и/или пандемии. Например (но не ограничиваясь им), определяющим фактором использования материалов для существующей технологической оснастки и технологических процессов может являться необходимое для изготовления количество аппаратов.

30 В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ изготавливается из деталей, которые производятся в автоматизированной системе. Таким образом, в этом варианте выполнения фактически не создается никакой технологической оснастки.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ изготавливается с использованием стандартной технологической оснастки. Предпочтительно
35 технологическая оснастка изготавливается заранее и хранится в заданных, стратегических производственных площадках. Такой вариант выполнения особенно выгоден при использовании в условиях глобальной пандемии, при которых должно быть быстро и эффективно произведено большое количество аппаратов. Таким
40 образом, в этом варианте выполнения предложенный аппарат ИВЛ может быть изготовлен в больших количествах при помощи технологической оснастки в ответ на развитие глобальной пандемии. В одном из вариантов выполнения технологическая оснастка изготавливается из высококачественной стали.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ изготавливается с
45 использованием материала с более низкой долговечностью, чем у стали, при наступлении эпидемии. В одном из вариантов выполнения материалом с более низкой долговечностью является алюминий. Предпочтительно, материалы являются легкодоступными для производства большего количества устройств для большего
50 количества локализованных вспышек заболевания, а технологическая оснастка разрабатывается так, чтобы аппараты могли быть произведены достаточно быстро.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ изготавливается из деталей, произведенных в автоматизированной системе непосредственно по

проектной документации. Таким образом, фактически не создается никакой технологической оснастки. Такой вариант выполнения особенно выгоден при необходимости поддержания отдаленных областей, в случае, когда главная задача заключается в транспортировке пациентов в крупные центры с обеспечением их при

этом временной вспомогательной искусственной вентиляцией легких. Предпочтительно, в этом варианте выполнения технологический процесс позволяет изготавливать аппараты ИВЛ по первой необходимости без затрат времени на изготовление технологической оснастки.

В каждом из описанных выше вариантов выполнения сборка аппарата проста и не требует высокоспециализированных кадров или обучения. Таким образом, аппарат ИВЛ может быть использован минимально обученным медицинским персоналом для эффективного и безопасного облегчения дыхания пациентов в широком диапазоне окружающих условий.

Кроме того, предложенный аппарат ИВЛ эффективен при поддержке большинства пациентов с тяжелыми респираторными инфекциями, которые не имеют других серьезных осложнений, или тех пациентов, для которых обычно используются традиционные аппараты ИВЛ.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ тестируется на соответствие эксплуатационных характеристик заданным диапазонам или границам. В другом варианте выполнения предложенный аппарат ИВЛ может подавать по меньшей мере один предупредительный сигнал оператору при превышении ожидаемого срока службы или выходе за границы диапазона рабочих характеристик устройства.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ выполнен с возможностью работы в нескольких режимах, включая режимы для взрослых, детей и новорожденных. В одном из вариантов выполнения оператор выбирает режим путем регулирования расхода вдыхаемого газа, изменяя таким образом время вдоха или время, необходимое для достижения заданного максимального давления.

В одном из вариантов выполнения максимальное давление задается оператором. В одном из вариантов выполнения аппарат ИВЛ работает при максимальном давлении, что подходит для большинства пациентов и не вызывает каких-либо нарушений их состояния. В одном из вариантов выполнения аппарат ИВЛ работает в диапазоне давлений от 10 см до 70 см водяного столба. В другом варианте выполнения аппарат ИВЛ может обеспечивать искусственную вентиляцию с управлением по давлению до давления 20 см водяного столба. В другом варианте выполнения аппарат ИВЛ может обеспечивать искусственную вентиляцию с управлением по давлению до давления 25 см водяного столба. Еще в одном варианте выполнения аппарат ИВЛ может иметь дополнительно трубку Вентури для обеспечения по меньшей мере 60%-ной кислородной смеси. Необходимо отметить, что оператором может быть задано любое количество величин давления в зависимости от индивидуальных показаний и/или потребностей пациента.

В другом варианте выполнения предложенный аппарат ИВЛ выполнен с возможностью отвечать потребностям пациента. В частности, в одном из вариантов выполнения, если пациент неожиданно начинает дышать сам, предложенный аппарат ИВЛ переходит в пассивный режим. В другом варианте выполнения, если пациент не в состоянии осуществлять самостоятельное дыхание, аппарат ИВЛ начинает работать и обеспечивает доставку кислорода в легкие пациента.

В одном из вариантов выполнения данное изобретение представляет собой

одноразовый аппарат ИВЛ. В другом варианте выполнения данное изобретение представляет собой устройство ограниченного использования, в котором ограничения использования могут представлять собой одно из множества ограничений, например: использование только одним пациентом, время работы или срок службы. В одном из вариантов выполнения данное изобретение представляет собой одноразовый аппарат ИВЛ для использования только одним пациентом, без определенного срока службы.

Фиг.1 представляет собой первый вариант выполнения предложенного аппарата ИВЛ. В одном из вариантов выполнения аппарат ИВЛ 100 содержит основной корпус 101 с элементами аппарата ИВЛ. В одном из вариантов выполнения аппарат 100 является одноразовым. В другом варианте выполнения аппарата 100 предназначен для использования одним пациентом. Еще в одном варианте выполнения аппарат 100 предназначен для использования несколькими пациентами и, таким образом, может быть использован повторно. Предпочтительно аппараты ИВЛ, предназначенные для повторного использования, должны быть разработаны и изготовлены с возможностью простой разборки и очистки.

В другом варианте выполнения аппарат 100 изготавливается с использованием материалов, которые могут быть стерилизованы при предпочтительной температуре стерилизации 138°C или при стандартной температуре автоклава. К таким материалам относятся термостойкие пластики, которые требуют более сложную техническую оснастку. В одном из вариантов выполнения аппарат ИВЛ многократного использования изготовлен из легкоплавкого пластика, что позволяет при его изготовлении применять экономически эффективную технологическую оснастку.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ с быстрой ответной реакцией изготавливается из соединяемых частей. Соединяемые части аппарата ИВЛ могут соединяться различными способами, неразъемно или разъемно, например (но не ограничиваясь) склеиванием, креплением болтами, сваркой или любым другим общеизвестным способом, подходящим для соединения частей аппарата.

Аппарат 100 также содержит клапан регулирования расхода или ручку 125 управления частотой дыхания, элемент 103 сигнализации/активации батареи, по меньшей мере один проход 120 для подсоединения дыхательного устройства и проход 105 подачи газа, который соединяется с источником газа (не показан) с помощью шланга 106.

В одном из вариантов выполнения предложенного аппарата ИВЛ ручка 125 управления частотой дыхания является единственным органом управления, предназначенным для регулировки оператором. С помощью ручки 125 можно выбрать различные режимы работы аппарата, включая (но не ограничиваясь) режим для взрослых, режим для детей и режим для новорожденных. Как описано выше, оператор выбирает режим путем регулирования расхода вдыхаемого газа, изменяя таким образом время вдоха или время, необходимое для достижения заданного максимального давления.

Согласно фиг.1 для использования предложенного аппарата 100 с быстрой ответной реакцией оператор должен сначала извлечь аппарат ИВЛ из упаковки, которая предпочтительно является стерильной. В одном из вариантов выполнения аппарат 100 затем устанавливается в безопасном и устойчивом положении над пациентом рядом с ним. Затем оператор удаляет элемент 103 активации сигнализации с батареи аппарата ИВЛ, вытягивая его в обозначенном направлении.

В одном из вариантов выполнения после извлечения из упаковки и установки

аппарата ИВЛ оператор или кто-то другой из компетентного и обученного персонала усыпляет пациента и вводит ему дыхательную трубку. Затем аппарат 100 соединяют с эндотрахеальной трубкой пациента с помощью стандартного дыхательного контура и дополнительного увлажняющего фильтра (не показан) в проходе 120. В другом
 5 варианте выполнения аппарат 100 соединяют с пациентом через дыхательное устройство, присоединяемое к проходу 120. Еще в одном варианте выполнения аппарат 100 соединяют с пациентом через ларингеальную маску (ЛМА). Ниже, со ссылкой на фиг.3 и 5, подробно описаны различные устройства для присоединения
 10 аппарата к пациенту, предназначенные для подачи кислорода в дыхательные пути. Затем оператор настраивает режим вентиляции при помощи ручки 125 управления частотой дыхания. Для определения частоты дыхания используются предпочтительно физические данные пациента, например рост и вес. Затем шланг 106, подключенный к проходу 105 подачи газа, соединяют с источником кислорода (не показан), после чего
 15 аппарат ИВЛ готов к работе.

Аппарат 100 также содержит выпускной проход 135, работа которого описана подробно ниже со ссылкой на фиг.3. В одном из вариантов выполнения рабочее давление источника кислорода находится в диапазоне 40-70 фунтов на квадратный дюйм (275-485 кПа). Затем по показаниям насыщения кислородом пациента
 20 устанавливают положительное давление в конце выхода (далее ПДКВ). ПДКВ представляет собой остаточное положительное давление в дыхательных путях в конце цикла выдоха. Оно поддерживается для предотвращения полного сжатия легких и, таким образом, улучшения газообмена в легких.

Вентиляция осуществляется с постоянным наблюдением за состоянием сигнализации (описано ниже) и процессом насыщения кислородом легких пациента. В одном из вариантов выполнения после завершения или прекращения вентиляции аппарат ИВЛ и элемент дыхательного контура помещают в герметичный
 30 одноразовый пакет и направляют к ближайшей точке для утилизации. В другом варианте выполнения после завершения или прекращения вентиляции аппарат ИВЛ и элементы дыхательного контура соответствующим образом стерилизуют и повторно упаковывают для последующего использования, как описано выше.

На фиг.2 приведен подробный чертеж, показывающий элементы первого варианта выполнения предложенного аппарата ИВЛ. В одном из вариантов выполнения аппарат 200 ИВЛ содержит проход 220 для присоединения к аппарату дыхательного устройства, газовый предохранительный клапан 202a с крышкой 202b клапана, калиброванное отверстие 265, первое мембранное исполнительное устройство 250,
 40 трубку исполнительного устройства или трубку 215 вдыхания, диск 206, сильфонное уплотнение 207, первое уплотнение 208, патрубков 205 сжатого газа, трубку 245 контура, уплотнительное кольцо 211, первую крышку 212 калиброванного отверстия, уплотнение 213 верхней крышки, выключатель 214 электроники, печатную плату (PCB) 240, ручку 225 управления частотой дыхания и выпускной проход 235. В
 45 возможном варианте выполнения аппарат 200 также содержит трубку Вентури (не показана).

В одном из вариантов выполнения узел 220 присоединения дыхательного устройства содержит патрубок 220a возврата воздуха от пациента и патрубок 220b подачи кислорода пациенту.
 50

Рабочие характеристики системы элементов, показанной на фиг.2, подробно описаны ниже со ссылкой на фиг.3. Кроме того, печатная плата 240 цепи сигнализации, которая в одном из вариантов выполнения функционально связана с

предложенным аппаратом ИВЛ выключателем 214, подробно описана ниже со ссылкой на фиг.4.

На фиг.3 показана принципиальная схема первого варианта выполнения предложенного аппарата ИВЛ. Рабочие характеристики первого варианта выполнения предложенного аппарата ИВЛ с быстрой ответной реакцией описаны со ссылкой на принципиальную схему на фиг.3. Следует еще раз отметить, что приведенное ниже описание работы является примером и что формулировки, используемые в этом описании, не должны толковаться как общее отрицание какого-либо конкретного варианта выполнения.

Как показано на фиг.3, аппарат 300 ИВЛ содержит узел 305 подачи сжатого газа, который также содержит резервуар 399 для сжатого газа, который при эксплуатации аппарата соединяется с источником газа под давлением (не показан). В одном из вариантов выполнения газом под давлением является кислород. В другом варианте выполнения газом под давлением является медицинский сжатый воздух. В одном из вариантов выполнения узел 305 подачи сжатого газа является входным проходом.

Аппарат 300 также содержит газовый регулирующий клапан 310, который с одной стороны соединен с резервуаром 399, а с другой стороны - с трубкой 315 вдыхания. Трубка 315 вдыхания функционально соединена с патрубком 320 для присоединения дыхательных масок через клапан 325 регулирования расхода. В одном из вариантов выполнения клапан 325 регулирования расхода представляет собой ручку, выполненную с возможностью вращения, для управления частотой дыхания пациента. В другом варианте выполнения клапан 325 регулирования расхода представляет собой насадку фиксированного расхода, обеспечивающую частоту дыхания пациента пропорционально его весу.

В одном из вариантов выполнения узел присоединения дыхательных масок содержит патрубок 320а возврата воздуха от пациента и патрубок 320b подачи кислорода пациенту.

В одном из вариантов выполнения патрубки 320а и 320b соединяются с дыхательным устройством. В другом варианте выполнения патрубки 320а и 320b соединяются с эндотрахеальной трубкой. Еще в одном варианте выполнения патрубки 320а и 320b соединяются с ларингеальной маской (LMA). Ларингеальные маски широко известны специалистам в данной области техники и используются в анестезии и при оказании экстренной медицинской помощи для поддержания проходимости дыхательных путей. В частности, они представляют собой трубку с надувной манжетой, которая вводится в глотку. Ларингеальная маска вызывает меньше боли и рефлексов кашля, чем эндотрахеальная трубка, и ее также легче вставлять. Следует, однако, заметить, что ларингеальная маска не рекомендуется для использования при опасности аспирации легких.

Трубка 315 вдыхания, которая находится вблизи патрубка 320b, проходит от патрубка 320b к каналу узлу выхода, который включает в себя выпускной проход 335. Выпускной проход 335 регулируется клапаном 340 выхода, который находится в проточном сообщении с трубкой 345 и с трубкой 315 вдоха, которая находится вблизи газового регулирующего клапаном 310. В одном из вариантов выполнения механизм регулирования ПДКВ соединен с клапаном 340 выдоха. Значение ПДКВ устанавливается с помощью внешнего клапана 385 ПДКВ по показателям насыщения кислородом легких пациента.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ также содержит датчик 314 давления. В одном из вариантов выполнения датчик 314 давления

соединяется с системой сигнализации, показанной на фиг.4. В одном из вариантов выполнения датчик 314 давления представляет собой электронный мембранный исполнительный механизм, который преобразует параметры аппарата ИВЛ в сигнал, который может быть использован для извещения оператора об определенных событиях, как подробно описано ниже.

Мембранный исполнительный механизм 350 соединен со патрубком 320b через трубку 355 и обратный клапан 395. Мембранный исполнительный механизм 350 герметично соединен с газовым регулирующим клапаном 310 с помощью толкательного штока 360. Мембранный исполнительный механизм 350 может быть герметично соединен с газовым регулирующим клапаном любым известным специалистам способом, например с помощью уплотнительного кольца. Шток 360 приводит газовый регулирующий клапан 310 в действие при перемещении мембранного исполнительного механизма 350. Мембранный исполнительный механизм 350 также оборудован сервоклапаном 365, который подробно описан ниже.

При работе сжатый газ подается в аппарат 300 ИВЛ из источника, например из баллона, предпочтительно под давлением не менее 5 фунтов на квадратный дюйм (35 кПа). В одном из вариантов выполнения газом под давлением является кислород. Регулятор подачи газа (не показан) регулирует подачу сжатого газа под необходимым давлением для использования в аппарате 300. В одном из вариантов выполнения давление подаваемого сжатого газа должно находиться в диапазоне 5-60 фунтов на квадратный дюйм (35-420 кПа). В одном из вариантов выполнения давление подаваемого сжатого газа составляет 50 фунтов на квадратный дюйм (350 кПа). В одном из вариантов выполнения давление подаваемого сжатого газа составляет 30 фунтов на квадратный дюйм (210 кПа).

Вдыхание обеспечивается подачей регулируемого потока кислорода через газовый регулирующий клапан 310 и через трубку 315 вдыхания к клапану 325 регулирования расхода, таким образом давление в трубке 315 вдыхания увеличивается. Результирующее противодействие в трубке 315 вдыхания, создаваемое клапаном 325 регулирования расхода, передается через обратный клапан 390 к трубке 345, которая затем приводит в действие клапан 340 выхода. После приведения в действие клапан 340 выдоха перекрывает выпускной проход 335, обеспечивая подачу кислорода пациенту и приводя к повышению давления.

Мембранный механизм 350 воспринимает результирующее увеличение давления через обратный клапан 395 и трубку 355 и толкает шток 360, который перемещается к газовому регулирующему клапану 310, закрывая его, в результате чего поток газа прекращается.

Давление в мембранном механизме 350 поддерживается сервоклапаном 365. Сервоклапаном 365 управляет мембранный сервопривод 380. В частности, калиброванное отверстие 382 понижает давление в сервоприводе 380, пока газовый регулирующий клапан 310 закрыт. Когда газовый клапан 310 открывается, сервоклапан 365 открывается и понижает давление газа, удерживающее мембранный привод 350 в рабочем положении, останавливая таким образом поток газа через клапан 325 регулирования расхода. Когда сервоклапан 365 закрывается, подача кислорода пациенту возобновляется, таким образом, цикл повторяется.

Начальное противодействие, закрывающее клапан 340 выдоха, выравнивается через регулирующий клапан 325. Противодействие сбрасывается через калиброванное отверстие 375, которое управляет временем вдоха, позволяя клапану 340 открываться в атмосферу. Выдох происходит спонтанно, когда избыточное давление, запасенное в

легких при вдохе, высвобождается. Избыточное давление в легких пациента высвобождается через выпускной проход 335 в виде выброса газа. Кроме того, калиброванное отверстие 382 определяет время выдоха. Таким образом, калиброванные отверстия 375 и 382 определяют частоту дыхания и отношение
5 «вдох/выдох».

Как показано на фиг.3, в одном из вариантов выполнения предложенного аппарата ИВЛ установленное регулировкой диаметра калиброванного отверстия 382 и регулировкой внутреннего объема сервомембраны 380 время выдоха равно по
10 меньшей мере 1,5 секундам. В одном из вариантов выполнения установленное время выдоха равно 2 секундам. В одном из вариантов выполнения аппарата ИВЛ частота дыхания установлена в диапазоне 10-45 вдохов в минуту.

В одном из вариантов выполнения данного изобретения регулирующий клапан или ручка 325 управления частотой дыхания является единственным органом управления,
15 которым должен манипулировать оператор. Ручкой 325 можно выбрать различные режимы работы, включая (но не ограничиваясь) режим для взрослых, для детей и для новорожденных.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ работает в режиме
20 с управлением по давлению. В одном из вариантов выполнения данного изобретения регулятор 381 давления в дыхательных путях, расположенный рядом с патрубком 320b, предназначен для установки в системе управления заданного давления для данного пациента. В одном из вариантов выполнения давление вентиляции фиксировано и определено габаритами мембранного исполнительного
25 механизма 350 и возможными настройками регулятора. В одном из вариантов выполнения давление подходит для большинства пациентов без каких-либо осложнений. В одном из вариантов выполнения давление вентиляции является переменным и устанавливается оператором. В одном из вариантов выполнения
30 аппарат 300 работает в диапазоне давлений от 10 см до 70 см водяного столба. В другом варианте выполнения аппарат 300 работает в диапазоне давлений от 20 см до 35 см водяного столба. В одном из вариантов выполнения аппарат 300 работает с максимальным давлением 20 см водяного столба. В другом варианте выполнения аппарат 300 может осуществлять вентиляцию с управлением по давлению на заданном
35 уровне 25 см водяного столба. В контуре подачи газа пациенту установлен предохранительный клапан 302, предотвращающий подачу газа под избыточным давлением сверх необходимого.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ изготавливается с
40 применением заранее изготовленной технологической оснастки. Предпочтительно технологическая оснастка изготавливается заранее и хранится на определенных стратегических производственных площадках. Этот вариант выполнения особенно выгоден при использовании в условиях глобальной пандемии, когда необходимо
45 быстро и эффективно изготовить большое количество аппаратов. Таким образом, в этом варианте выполнения предложенный аппарат ИВЛ может быть изготовлен в больших количествах при помощи технологической оснастки в условиях развития глобальной пандемии. В одном из вариантов выполнения технологическая оснастка изготавливается из высококачественной стали.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ изготавливается с
50 использованием материала с более низкой долговечностью, чем у стали, при наступлении эпидемии. В одном из вариантов выполнения материалом с более низкой долговечностью является алюминий. Предпочтительно, материалы являются

легкодоступными для производства большего количества устройств для большего количества локализованных вспышек заболевания, а технологическая оснастка разрабатывается так, чтобы аппараты могли быть произведены достаточно быстро.

5 В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ изготавливается из деталей, произведенных в автоматизированной системе непосредственно по проектной документации. Таким образом, фактически не создается никакой технологической оснастки. Такой вариант выполнения особенно выгоден при необходимости поддержания отдаленных областей, в случае, когда главная задача 10 заключается в транспортировке пациентов в крупные центры с обеспечением их при этом временной вспомогательной искусственной вентиляцией легких. Предпочтительно, в этом варианте выполнения технологический процесс позволяет изготавливать аппараты ИВЛ по первой необходимости без затрат времени на изготовление технологической оснастки.

15 В каждом из описанных выше вариантов выполнения сборка аппарата проста и не требует высокоспециализированных кадров или обучения.

Аппарат ИВЛ может быть использован минимально обученным медицинским персоналом для эффективного и безопасного облегчения дыхания пациентов в 20 широком диапазоне окружающих условий.

Кроме того, предложенный аппарат ИВЛ эффективен при поддержке большинства пациентов с тяжелыми респираторными инфекциями, которые не имеют других серьезных осложнений, или тех пациентов, для которых обычно пользуются традиционные аппараты ИВЛ.

25 В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ проходит испытания на соответствие эксплуатационных характеристик заданным диапазонам или границам. В другом варианте выполнения предложенный аппарат ИВЛ может подавать по меньшей мере один предупредительный сигнал оператору при 30 превышении ожидаемого срока службы или выходе за границы диапазона рабочих характеристик устройства.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ с быстрой ответной реакцией выполнен с возможностью работы автономно от источников электроснабжения.

35 В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ с быстрой ответной реакцией снабжается кислородом под регулируемым давлением.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ с быстрой ответной реакцией работает с питанием от батареи.

40 В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ с быстрой ответной реакцией также содержит систему сигнализации.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ с быстрой ответной реакцией имеет звуковую и/или световую сигнализацию, которая срабатывает при неисправности батареи либо когда напряжение батареи падает ниже 45 определенного допустимого уровня. Таким образом, в одном из вариантов выполнения электронная аппаратура сигнализации питается от батареи, например от аккумуляторной батареи щелочного типа, ртутно-цинковой батареи или батареи любого другого типа, широко известного специалистам в данной области техники. Когда напряжение батареи достигает определенного, заданного уровня, срабатывает световая сигнализация, выполненная, например, в виде мигающего красного светодиода. Дополнительно также включается звуковой сигнал, например, в виде щелчков. Такая сигнализация извещает о необходимости замены батареи. В одном из 50

вариантов выполнения уровень заряда батареи считается низким, когда напряжение батареи падает ниже 2,5 В.

Система сигнализации также контролирует работу аппарата ИВЛ, и, в случае обнаружения аварийной ситуации, подает световой и/или звуковой сигнал. В одном из вариантов выполнения аварийной ситуацией является низкое давление подаваемого газа. В другом варианте выполнения аварийной ситуацией является отсоединение аппарата ИВЛ от пациента. Еще в одном варианте выполнения аварийной ситуацией является неисправность системы вентиляции.

Таким образом, система сигнализации используется для подачи звукового и/или светового сигнала об остановке дыхания. В одном из вариантов выполнения система сигнализации генерирует короткие вспышки светодиода, предпочтительно зеленого цвета, при каждом цикле дыхания для подтверждения того, что предложенный аппарат ИВЛ отрегулирован и работает должным образом. Если в течение заданного интервала времени дыхание не осуществляется, включается вибрирующий звуковой сигнал вместе с миганием светодиода, предпочтительно красного цвета, сообщая об аварийном состоянии аппарата ИВЛ. В одном из вариантов выполнения заданный интервал времени для обнаружения дыхания устанавливается при изготовлении в диапазоне 15-20 секунд.

В одном из вариантов выполнения, описанном выше со ссылкой на фиг.3, система сигнализации функционально связана с предложенным аппаратом ИВЛ через электронный мембранный исполнительный механизм 314. В частности, механизм 314 функционально связан с печатной платой (не показана) плунжером на электронном мембранном исполнительном механизме, который перемещается с каждым циклом дыхания при работе аппарата ИВЛ и таким образом передает сигнал, считываемый системой сигнализации. На печатной плате также размещаются элементы цепи питания/батареи, присоединяемые через разъемы к клеммам батареи, как показано на фиг.4. Кроме того, с предложенным аппаратом ИВЛ связаны звуковой аварийный сигнал и светодиоды, выполняющие функцию визуальной и звуковой сигнализации оператора. В одном из вариантов выполнения изменение давления определяется мембранным исполнительным механизмом, который преобразует это изменение в аппарате ИВЛ в сигнал, который используется печатной платой для оповещения о каких-либо определенных ситуациях, например, о смещении мембраны под давлением при увеличении давления.

В одном из вариантов выполнения при первом вдохе пациента питание от аккумуляторной батареи подается к системе сигнализации, включая ее в работу, и, таким образом, система сигнализации готова для автоматического обнаружения аварийного состояния уже при осуществлении первого вдоха, сводя к минимуму риск того, что оператор может забыть включить систему сигнализации самостоятельно. Последующие циклы дыхания представляют собой чередования вдохов, в течение которых воздух подается аппаратом ИВЛ в легкие пациента, и выдохом, в течение которого воздух выходит из клапана выдоха.

На фиг.4 приведена принципиальная электрическая схема первого варианта выполнения цепи сигнализации (печатная плата), используемая в предложенном аппарате ИВЛ. Как показано на фиг.2, для формирования цепи сигнализации в предложенном аппарате ИВЛ используется печатная плата 240. Как показано на фиг.4, схема 400 сигнализации предпочтительно выполнена на печатной плате, содержащей электронные компоненты. В одном из вариантов выполнения схема 400 сигнализации также содержит первый каскад 405 схемы обнаружения дыхания,

который также содержит выключатель с нажимной кнопкой или мембрану 406, которая приводится в действие плунжером электронного исполнительного механизма (не показан), описанного со ссылкой на фиг.3. Плунжер электронного исполнительного механизма перемещается один раз на каждый вдох и, таким образом, на каждый вдох "открывает" или "закрывает" выключатель 406 с нажимной кнопкой в зависимости от положения плунжера.

В первом каскаде схемы сигнализации, когда выключатель 406 с нажимной кнопкой замкнут, импульс тока проходит по цепи через конденсатор 407 к светодиоиду 408, для получения короткой подтверждающей вспышки, описанной выше. Вспышка затухает по мере заряда конденсатора 407, чтобы минимизировать потребление электроэнергии от батареи. Устанавливается максимальный ток, чтобы обеспечить гальваническую связь с контактами выключателя 406. Ток переходного процесса обнаруживается вентилем 409, который затем открывается для разрядки конденсатора 410. Если выключатель 406 не закрывается или не срабатывает, и, таким образом, остается открытым, то конденсатор 410 будет заряжаться до тех пор, пока напряжение на отрицательном входе компаратора 411 не превысит напряжение на положительном входе компаратора 411. Затем открытый выход 1 компаратора 411 переключается в состояние индикации и сигнализации. В одном из вариантов выполнения компаратор 411 представляет собой компаратор напряжения, выполненный в виде отдельной микросхемы.

Второй каскад схемы 400 сигнализации представляет собой асимметричный генератор. Сигнал этого генератора обеспечивает прерывистый звуковой аварийной сигнал, таким образом позволяя оператору легко отличить источник звука, особенно в напряженных условиях и с высоким уровнем шума. Когда уровень сигнала на выходе 1 компаратора 411 низкий, схема генерирует колебания и приближенные импульсы. Скважность и период импульсов определяются значениями сопротивлений 414, 415 и емкостью конденсатора 416. Скважность и период импульсов устанавливаются при изготовлении и могут быть изменены, если требуется иное значение этих параметров. В одном из вариантов выполнения схема генерирует импульсы длительностью 100 мс и периодом 250 мс.

Третий каскад схемы 400 сигнализации представляет собой генератор, который в одном из вариантов выполнения в аварийной ситуации подает на светодиод сигнал с частотой в диапазоне 400 Гц-1 кГц. Когда уровень сигнала на выходе 2 компаратора 412 низкий, потенциал узла пресечения резисторов 417, 418 изменяется, и генератор запускается. Номинальная частота определяется постоянной времени затухания контура, состоящего из резистора 419 и конденсатора 420. Когда выходной сигнал компаратора 421 имеет низкий уровень, светодиод 422 мигает красным светом и с номинальной сигнальной частотой раздается звуковой аварийный сигнал. Выходной сигнал с компаратора 421 в одном из вариантов выполнения может быть усилен, если необходимы более высокие токи для специальных типов звуковой аварийной сигнализации.

Как указано выше, схема 400 сигнализации также используется для контроля напряжения питания батареи 450. В одном из вариантов выполнения используется компаратор 430 для контроля напряжения батареи с опорным диодом 431. Если напряжение в цепи деления напряжения падает ниже значения напряжения опорного диода 431, уровень сигнала на контакте 12 компаратора 430 становится низким, и запускается генератор выходного сигнала, описанный выше. Генератор выходного сигнала выдает короткие импульсные сигналы, которые осуществляют звуковую

сигнализацию в виде щелчков, предупреждающую о том, что батарею питания необходимо заменить.

Система сигнализации предложенного аппарата ИВЛ в одном из вариантов выполнения проста в изготовлении и не требует калибровки.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ может эксплуатироваться в течение ожидаемой продолжительности пика эпидемии.

В другом варианте выполнения предложенный аппарат ИВЛ предназначен для использования одним пациентом, предпочтительно до того момента, пока пациент не начнет дышать самостоятельно и не будет отключен от аппарата ИВЛ.

В другом варианте выполнения предложенный аппарат ИВЛ изготовлен из экологичных материалов и может быть легко утилизирован после использования одним пациентом или после окончания эпидемии.

В другом варианте выполнения данное изобретение представляет собой аппарат ИВЛ с управлением и рабочим диапазоном, позволяющими удовлетворить потребности пациентов с ОРДС на различных стадиях заболевания от тяжелой до выздоровления.

Кроме того, данное изобретение во втором варианте выполнения представляет собой аппарат ИВЛ, выполненный с возможностью быстрой и эффективной реакции на изменение потребностей пациента.

Кроме того, данное изобретение представляет собой аппарат ИВЛ, который способен удовлетворить потребности пациентов с ОРДС, находящихся в любом состоянии: от критического состояния до того момента, когда пациента можно безопасно отключить от аппарата ИВЛ.

Большинство пациентов, страдающих дыхательной недостаточностью в условиях пандемии, имеют признаки острого поражения легких (ОПЛ) или острого респираторного дистресс-синдрома (ОРДС). Современные методы лечения поддерживают использование низких дыхательных объемов (около 6 см^3 на 1 кг идеальной массы тела) и ограничение конечного давления вдоха (обычно менее 30 см водяного столба) при обеспечении адекватного насыщения кислородом, определяемого как артериальное насыщение кислородом, равное 93% или более. Необходимое насыщение кислородом обеспечивается титрованием дополнительного вдыхаемого кислорода и поддержанием ПДКВ.

Кроме того, важно обеспечивать правильную минутную вентиляцию, контролируя артериальное давление CO_2 , определяемое артериальным рН на уровне от $7,3$ до $7,4$. Минутная вентиляция определяется как произведение дыхательного объема и частоты дыхания.

В примере с использованием второго варианта выполнения данного изобретения, показанном на фиг.5, пациент с очень плохим состоянием может иметь очень серьезную гипоксемию, что потребует использования высокого содержания кислорода во вдыхаемой смеси. Высокий уровень содержания кислорода обозначается $\text{FiO}_2=1,0$ и означает, что процент кислорода во вдыхаемом воздухе составляет 100% . Показатель FiO_2 определяет содержание кислорода во вдыхаемой смеси газов и находится в диапазоне от 0 до $1,0$.

Чтобы минимизировать токсичность кислорода, ПДКВ увеличивают с шагом 5 см водяного столба от 5 см до максимума 15 см водяного столба. Это приводит к снижению FiO_2 , обеспечивая артериальное насыщение кислородом выше 92% . Как упоминалось выше, величина ПДКВ представляет собой остаточное положительное давление, которое остается в дыхательных путях в конце цикла выдоха. Оно

поддерживается для того, чтобы предотвратить полное сжатие легких после каждого вдоха, улучшая, таким образом, газообмен в легких.

Из-за своего состояния пациент будет, вероятно, иметь неподатливые (или жесткие) легкие. Таким образом, пациенту первоначально требуется высокое давление при 5 входе для достижения больших дыхательных объемов; это давление в одном из вариантов выполнения находится в диапазоне 30-35 см водяного столба. Если дыхательные объемы достаточно малы, соответствующая им частота дыхания может быть довольно высока (25-30/мин), чтобы гарантировать адекватную минутную 10 вентиляцию и экскрецию углекислого газа. После того как состояние пациента улучшается, податливость легких увеличивается, и давление при вдохе должно быть уменьшено (например, до значения 10-15 см водяного столба), чтобы избежать растяжения легкого. Заданный диапазон изменения объема легких при колебаниях 15 давления для предложенного аппарата ИВЛ составляет 20-50 см³/см водяного столба. Кроме того, поскольку состояние пациента улучшается, улучшается и газовый обмен и требуется меньшая минутная вентиляция для экскретирования углекислого газа, так что частота дыхания может быть также уменьшена (например, до значения 12-15 20 вдохов в минуту). Кроме того, поскольку состояние пациента улучшается, уменьшается также потребность пациента в кислороде, что делает возможным снижение величины ПДКВ (например, до 5 см водяного столба) и уменьшение F_iO₂ (например, до 40%). Возможность измерения и определения этих переменных 25 величин повышает эффективность и безопасность предложенного механического аппарата ИВЛ.

Таким образом, во втором варианте выполнения предложенного аппарата ИВЛ оператор имеет возможность изменять заданное давление дыхательных путей (пиковое давление вдоха - ПДВ), ПДКВ, уровень насыщения кислородом и частоту 30 дыхания. Благодаря этому предложенный аппарат ИВЛ может использоваться более эффективно и для большего числа пациентов, так как он имеет дополнительные управляющие величины.

Ниже рассмотрен конкретный вариант выполнения предложенного аппарата ИВЛ с быстрой ответной реакцией с изменяемыми параметрами. Следует заметить, что, 35 несмотря на то, что аппарат имеет оптимальные диапазоны и значения параметров, специалист в данной области техники должен понимать, что каждый пациент индивидуален и что предложенный механический аппарат ИВЛ может работать в режимах, подходящих для большого числа пациентов.

На фиг.5 показана принципиальная схема второго варианта выполнения 40 предложенного аппарата ИВЛ. Как показано на фиг.5, аппарат 500 ИВЛ содержит узел 505 подачи сжатого газа, также содержащий резервуар 599 для сжатого газа, который при работе аппарата соединяется с источником газа под давлением (не показан) при помощи узла 505. В одном из вариантов выполнения газом под давлением является кислород. В другом варианте выполнения газом под давлением 45 является медицинский сжатый воздух. В одном из вариантов выполнения узел 505 подачи сжатого газа является входным проходом.

При работе сжатый газ подается в аппарат 500 из источника, например из баллона, предпочтительно под давлением не менее 5 фунтов на квадратный дюйм (35 кПа). В 50 одном из вариантов выполнения газом под давлением является кислород. Регулятор подачи газа (не показан) регулирует подачу сжатого газа с необходимым давлением для использования в аппарате 500. В одном из вариантов выполнения давление подаваемого сжатого газа находится в диапазоне 5-60 фунтов на квадратный

дюйм (35-420 кПа). В одном из вариантов выполнения давление подаваемого сжатого газа составляет 50 фунтов на квадратный дюйм (350 кПа). В другом варианте выполнения давление подаваемого сжатого газа составляет 30 фунтов на квадратный дюйм (210 кПа).

5 Вдох обеспечивается подачей регулируемого потока кислорода через газовый регулирующий клапан 510 и через трубку 515 вдоха к клапану 525 регулирования расхода, при этом давление в трубке 515 вдоха увеличивается. Результирующее противодействие в трубке 515 вдоха, создаваемое клапаном 525 регулирования расхода, передается через обратный клапан 590 к трубке 545, которая затем приводит в действие клапан 540 выдоха. После приведения в действие клапан 540 выдоха перекрывает выпускной проход 535, обеспечивая подачу кислорода пациенту и приводя к повышению давления.

15 В одном из вариантов выполнения может изменяться уровень насыщения кислородом для подачи смеси кислорода и воздуха. В одном из вариантов выполнения возможны три значения отношения O_2 /воздух: 100%, 75% и 50%. В другом варианте выполнения возможны два значения отношения O_2 /воздух: 100% и 60%. Данное отношение задается камерой 591 всасывания внешнего или атмосферного воздуха, в которой используется эффект Вентури, чтобы получать 60%-ный кислород, подавая воздух через трубку 593с. Трубка 593с имеет один конец, соединенный с входным патрубком 593b и имеет диаметр, равный диаметру входной трубки 593с. У камеры 591 всасывания воздуха диаметр трубки 593с уменьшается относительно входного патрубком 593b. Атмосферный воздух поступает в устройство через проход 593а и клапан 592, который регулирует расход воздуха, входящего через проход 593а и поступающего к камере 591 всасывания воздуха через трубку 593b. Клапан 592, который может быть обратным клапаном или клапаном, выполненным с возможностью регулирования, может перекрываться крышкой 593, обеспечивая 20 подачу 100%-ного кислорода.

30 Аппарат 500 ИВЛ также содержит газовый регулирующий клапан 510, который с одной стороны соединяется с резервуаром 599 для сжатого газа, а с другой стороны - с трубкой 515 вдоха. Трубка 515 вдоха соединяется в рабочем порядке с патрубком 520 для присоединения дыхательных масок через регулирующий клапан 525.

35 В одном из вариантов выполнения клапан 525 регулирования расхода управляется ручкой, выполненной с возможностью вращения для изменения частоты дыхания. В другом варианте выполнения клапан 525 регулирования расхода представляет собой вставку с фиксированным расходом, обеспечивающую пропорциональную весу пациента частоту дыхания.

40 В одном из вариантов выполнения оптимальная частота дыхания находится в диапазоне 15-35 вдохов в минуту. Следует заметить, что в одном из вариантов выполнения для обеспечения изменения частоты дыхания время вдоха фиксировано, а время выдоха изменяется. Например, чтобы получить частоту дыхания 20-35 вдохов в минуту, время вдоха устанавливают равным 1 секунде, а время выдоха изменяется в диапазоне 0,8-2 секунд. В другом примере, чтобы получить частоту дыхания 15-35 вдохов в минуту, время вдоха устанавливают равным 1 секунде, а время выдоха изменяется в диапазоне 0,8-3±0,1 секунд.

50 В одном из вариантов выполнения управление частотой дыхания представляет собой некалиброванное плавное регулирование. В другом варианте выполнения управление частотой дыхания представляет собой некалиброванное ступенчатое регулирование. В одном из вариантов выполнения диапазон регулирования определен

установленными границами, например низкий и высокий уровни, либо низкий, средний и высокий уровни.

В одном из вариантов выполнения узел 520 присоединения дыхательных масок также содержит патрубок 520a возврата воздуха от пациента и патрубок 520b подачи кислорода пациенту.

В одном из вариантов выполнения патрубки 520a и 520b соединены с дыхательным устройством. В другом варианте выполнения патрубки 520a и 520b соединены с эндотрахеальной трубкой. Еще в одном варианте выполнения патрубки 520a и 520b соединены с ларингеальной маской (ЛМА). Ларингеальные маски широко известны специалистам в данной области техники и используются в анестезии и при оказании экстренной медицинской помощи для восстановления проходимости дыхательных путей. В частности, они представляют собой трубку с надувной манжетой, которая вводится в глотку. Ларингеальная маска вызывает меньше боли и рефлексов кашля, чем эндотрахеальная трубка, и ее также легче вставлять. Следует, однако, заметить, что ларингеальная маска не рекомендуется для использования при опасности аспирации легких.

Трубка 515 вдоха, которая находится вблизи патрубка 520b, проходит от патрубка 520b к каналу выдыхаемого потока, который содержит выпускной проход 535. Выпускной проход 535 управляется клапаном 540 выдоха, соединенным с трубкой 545 и с трубкой 515 вдоха, которая соединена с газовым регулирующим клапаном 510.

В одном из вариантов выполнения механизм регулирования ПДКВ соединен с клапаном 540 выдоха. Величина ПДКВ устанавливается клапаном 585 ПДКЗ по показателям насыщения кислородом пациента.

В одном из вариантов выполнения величины ПДКВ регулируется. В одном из вариантов выполнения величина ПДКВ регулируется от 5 см до 20 см водяного столба. В другом варианте выполнения величина ПДКВ регулируется от 10 см до 20 см водяного столба. В одном из вариантов выполнения величина ПДКВ регулируется плавно. В другом варианте выполнения величина ПДКВ регулируется ступенчато с шагом 5 см водяного столба. В одном из вариантов выполнения при удалении эндотрахеальной трубки величина ПДКВ должна быть менее 10 см водяного столба, а более конкретно 5-8 см водяного столба.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ имеет также датчик 514 давления. Датчик 514 соединен с системой сигнализации, показанной на фиг.4. Датчик 514 представляет собой электронный мембранный исполнительный механизм, преобразующий давление потока в аппарате ИВЛ в сигнал, который может быть использован для оповещения оператора об определенных событиях, как подробно описано ниже.

Как показано на фиг.5, в одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ работает в режиме вентиляции с управлением по давлению, таким образом, время вдоха регулируется давлением. В этом варианте выполнения для установки в системе управления заданного давления для данного пациента используется устройство 581 регулирования давления в дыхательных путях. В предложенном аппарате 500 ИВЛ имеется встроенный манометр 549 (или дисплей) давления в дыхательных путях. Данный измерительный прибор используется для отображения текущего значения давления в дыхательных путях пациента в диапазоне от 0 до 50 см водяного столба.

Газ проходит по трубке 555 и наполняет мембранный исполнительный

механизм 550. Когда механизм 550 наполнен, клапан 551 открывается толкательным штоком 552. Это позволяет газу, проходя по трубке 545, наполнять мембрану 553, которая приводит действие штока 556 и пружину 558, которые приводят в действие газовой регулирующий клапан 510 при перемещении мембраны 550. Клапан 510 закрывается, перекрывая подачу газа. Калиброванное отверстие 560 предназначено для обеспечения перемещения мембраны 550 в первоначальное положение после срабатывания.

В некоторых случаях, как описано выше, у пациента может наблюдаться большое изменение объема легких при колебаниях давления (означающее, что пациенту становится лучше), в результате чего текущая настройка регулирования времени вдоха давлением может привести к избыточному наполнению легких. Поэтому предложенный аппарат ИВЛ также содержит механизм блокировки по времени вдоха, который ограничивает объем вдыхаемого воздуха. В одном из вариантов выполнения механизм блокировки ограничивает вдох временем, приблизительно равным 0,9 секунды.

В одном из вариантов выполнения значение расхода вдыхаемого воздуха может быть установлено в диапазоне от минимального значения 60 л/мин до максимального значения 100 л/мин.

Как показано на фиг.5, газ из трубки 545 проходит через клапан-ограничитель 562 и наполняет через трубку 564 мембрану 553, обеспечивая закрытие регулирующего клапана 510 и перекрытие потока газа.

После закрытия клапана 510 и перекрытия потока газа через калиброванное отверстие 575 происходит сброс давления в трубке 545, обеспечивая открытие клапана 540 выдоха по истечении заданного интервала времени. Трубка 564 перекрывается клапаном 566, который удерживается в закрытом состоянии давлением в трубке 568.

Давление газа в трубке 568 сбрасывается через клапан 582. Кроме того, после того как поток вдыхаемого газа останавливается по истечении интервала времени, установленного давлением в клапане 582, клапан 566 открывается, пропуская воздух в трубке 564 и сбрасывая давление, удерживающее клапан 510 вдоха закрытым, в результате чего цикл повторяется снова.

В одном из вариантов выполнения режим вентиляции с управлением по давлению подходит для большинства пациентов, не вызывая каких-либо осложнений. В одном из вариантов выполнения давление вентиляции регулируется и устанавливается оператором. В одном из вариантов выполнения аппарат 500 работает в диапазоне давлений от 10 см до 70 см водяного столба. В другом варианте выполнения аппарат 500 работает в диапазоне давлений от 15 см до 40 см водяного столба. В одном из вариантов выполнения аппарат 500 работает с максимальным давлением 35 см водяного столба. В другом варианте выполнения аппарат 500 может обеспечивать искусственную вентиляцию с регулированием давления при заданном давлении 25 см водяного столба. Предохранительный клапан 502 расположен в контуре подачи газа к пациенту и предотвращает подачу избыточного давления пациенту.

В одном из вариантов выполнения пиковое давление вдоха, или ПДВ, регулируется и имеет отмеченные установленные границы в пределах от минимума 15 см до максимума 40 см водяного столба. В одном из вариантов выполнения регулирование величины ПДВ также имеет защитную блокировку, которая срабатывает при давлении выше 35 см водяного столба.

Предложенный аппарат ИВЛ изготавливается с использованием предварительно

изготовленной технической оснастки. Предпочтительно техническая оснастка изготавливается заранее и хранится на определенных стратегических производственных площадках. Данный вариант выполнения особенно выгоден при использовании в условиях глобальной пандемии, при которых необходимо быстро и эффективно произвести большое количество аппаратов. Таким образом, в первом варианте выполнения предложенный аппарат ИВЛ может быть изготовлен в больших количествах при помощи технической оснастки в условиях глобальной пандемии. В одном из вариантов выполнения техническая оснастка изготавливается из высококачественной стали.

Предложенный аппарат ИВЛ может изготавливаться при развитии эпидемии с использованием материала с более низкой долговечностью, чем у стали. В первом варианте выполнения материалом с более низкой долговечностью является алюминий. Предпочтительно материалы являются легкодоступными для производства большого количества аппаратов для большого количества точек вспышек болезни. Технологическая оснастка может быть изготовлена достаточно быстро.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ изготавливается из деталей, произведенных в автоматизированной системе непосредственно по проектной документации. Таким образом, фактически не создается никакой технологической оснастки. Такой вариант выполнения особенно выгоден при необходимости поддержания отдаленных областей, в случае, когда главная задача заключается в транспортировке пациентов в крупные центры с обеспечением их при этом временной вспомогательной искусственной вентиляцией легких. Предпочтительно, в этом варианте выполнения технологический процесс позволяет изготавливать аппараты ИВЛ по первой необходимости без затрат времени на изготовление технологической оснастки.

В каждом из описанных выше вариантов выполнения сборка аппарата проста и не требует высокоспециализированных кадров или обучения.

Аппарат ИВЛ может быть использован минимально обученным медицинским персоналом для эффективного и безопасного облегчения дыхания пациентов в широком диапазоне окружающих условий.

Кроме того, предложенный аппарат ИВЛ эффективен при поддержке большинства пациентов с тяжелыми респираторными инфекциями, которые не имеют других серьезных осложнений, или тех пациентов, для которых обычно пользуются традиционные аппараты ИВЛ.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ проходит испытания на соответствие эксплуатационных характеристик заданным диапазонам или границам. В другом варианте выполнения предложенный аппарат ИВЛ выполнен с возможностью подачи по меньшей мере одного предупредительного сигнала оператору при превышении ожидаемого срока службы или выходе за границы диапазона рабочих характеристик устройства.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ с быстрой ответной реакцией выполнен с возможностью работы автономно от источников электроснабжения.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ с быстрой ответной реакцией снабжается кислородом под регулируемым давлением.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ с быстрой ответной реакцией работает с питанием от батареи.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ с быстрой

ответной реакцией также содержит систему сигнализации.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ с быстрой ответной реакцией имеет звуковую и/или световую сигнализацию, которая срабатывает при неисправности батареи либо когда напряжение батареи падает ниже
5 определенного допустимого уровня. Таким образом, в одном из вариантов выполнения электронная аппаратура сигнализации питается от батареи, например от аккумуляторной батареи щелочного типа, ртутно-цинковой батареи или батареи
10 любого другого типа, широко известного специалистам. Когда напряжение батареи достигает определенного, заданного уровня, срабатывает световая сигнализация, выполненная, например, в виде мигающего красного светодиода. Дополнительно также включается звуковой сигнал, например в виде щелчков. Такая сигнализация извещает о необходимости замены батареи. В одном из вариантов выполнения
15 уровень заряда батареи считается низким, когда ее напряжение падает ниже 2,5 В.

Система сигнализации также контролирует работу аппарата ИВЛ, и, в случае обнаружения аварийной ситуации, подает световой и/или звуковой сигнал. В одном из вариантов выполнения аварийной ситуацией является низкое давление подаваемого
20 газа. В другом варианте выполнения аварийной ситуацией является отсоединение аппарата ИВЛ от пациента. Еще в одном варианте выполнения аварийной ситуацией является неисправность системы вентиляции.

Таким образом, система сигнализации используется для подачи звукового и/или светового сигнала об остановке дыхания. В одном из вариантов выполнения система
25 сигнализации генерирует короткие вспышки светодиода, предпочтительно зеленого цвета, при каждом цикле дыхания для подтверждения того, что предложенный аппарат ИВЛ отрегулирован и работает должным образом. Если в течение заданного интервала времени дыхание не осуществляется, включается вибрирующий звуковой
30 сигнал вместе с миганием светодиода, предпочтительно красного цвета, сообщая об аварийном состоянии аппарата ИВЛ. В одном из вариантов выполнения заданный интервал времени для обнаружения дыхания устанавливается при изготовлении в диапазоне 15-20 секунд.

В одном из вариантов выполнения, описанном выше со ссылкой на фиг.5, система сигнализации функционально связана с предложенным аппаратом ИВЛ через
35 электронный мембранный исполнительный механизм 514. В частности, механизм 514 функционально связан с печатной платой (не показана) плунжером на электронном мембранном исполнительном механизме, который перемещается с каждым циклом дыхания при работе аппарата ИВЛ и таким образом передает сигнал, считываемый
40 системой сигнализации. На печатной плате также размещаются элементы цепи питания/батареи, присоединяемые через разъемы к клеммам батареи, как показано на фиг.4. Кроме того, предложенный аппарат ИВЛ имеет звуковой аварийный сигнал и светодиоды, выполняющие функцию визуальной и звуковой сигнализации оператора. В одном из вариантов выполнения изменение давления определяется мембранным
45 исполнительным механизмом, который преобразует это изменение в аппарате ИВЛ в сигнал, который используется печатной платой для оповещения о каких-либо определенных ситуациях, например о смещении мембраны под давлением при увеличении давления.

В одном из вариантов выполнения при первом вдохе пациента питание от аккумуляторной батареи подается к системе сигнализации, включая ее, и, таким
50 образом, система сигнализации готова для автоматического обнаружения аварийного состояния уже при осуществлении первого вдоха, сводя к минимуму риск того, что

оператор может забыть включить систему сигнализации самостоятельно. Последующие циклы дыхания представляют собой последовательности вдохов, во время которых воздух подается аппаратом ИВЛ в легкие пациента, и выдохов, во время которых воздух выходит из клапана выдоха.

5 В другом варианте выполнения предложенный аппарат ИВЛ выполнен с возможностью отвечать потребностям пациента. В частности, в одном из вариантов выполнения, если пациент неожиданно начинает дышать самостоятельно, предложенный аппарат ИВЛ переходит в пассивный режим. В другом варианте
10 выполнения, если пациент не в состоянии осуществлять самостоятельное дыхание, аппарат ИВЛ начинает работать и обеспечивает доставку кислорода в легкие пациента.

В одном из вариантов выполнения предложенный аппарат ИВЛ устойчив и может работать даже в ситуациях, когда пациент пытается дышать самостоятельно. Таким
15 образом, в одном из вариантов выполнения аппарат ИВЛ продолжает нормально и надежно работать в режиме с регулированием вентиляции. Возможность регулирования частоты дыхания для согласования с частотой дыхания пациента способствует устойчивости аппарата ИВЛ.

20 Приведенное выше описание содержит несколько примеров вариантов выполнения изобретения, включающих новые аспекты данного изобретения, и следует понимать, что рассмотренные примеры не ограничивают практическое применение данного изобретения. Данное изобретение может быть соответствующим образом модифицировано в соответствии с другими возможными вариантами выполнения.
25 Объем изобретения определяется исключительно прилагаемой формулой изобретения в объеме содержащихся в ней пунктов; данное изобретение может использоваться и различных других условиях.

30 Формула изобретения

1. Регулируемый механический аппарат искусственной вентиляции легких, содержащий:

впуск (505) для газа, соединенный с газовым резервуаром (599),
35 трубку (515) вдоха, соединенную с газовым резервуаром и предназначенную для подачи газа к дыхательному устройству (520), клапан (525) регулирования расхода, предназначенный для регулирования расхода газа от трубки вдоха к камере (591) засасывания воздуха, соединенной через первую (593b) и вторую (593c) трубки с проходом (593a) для
40 приема атмосферного воздуха, дыхательное устройство (520), соединенное с указанной камерой засасывания воздуха с помощью трубки, и газовый отсечной механизм (510, 550, 551), который регулирует давление в трубке вдоха.

45 2. Регулируемый механический аппарат по п.1, в котором в первой трубке расположен клапан (592) для предотвращения выхода воздуха из указанного прохода в окружающую среду.

3. Регулируемый механический аппарат по п.1, в котором первый конец второй трубки (593c) присоединен к первой трубке (593b), а ее второй конец присоединен к камере (591) засасывания воздуха, причем диаметр второй трубки уменьшается от
50 первого конца ко второму, то есть диаметр ее первого конца больше, чем диаметр второго конца.

4. Регулируемый механический аппарат по п.1, в котором количество атмосферного воздуха, подаваемого через дыхательное устройство, может регулироваться закрытием указанного прохода (593а).

5. Регулируемый механический аппарат по п.1, в котором камера (591) засасывания воздуха выполнена с возможностью получения атмосферного воздуха с использованием эффекта Вентури.

6. Регулируемый механический аппарат искусственной вентиляции легких, содержащий:

10 впуск (305, 505) для газа, соединенный с газовым резервуаром (399, 599), клапан (325, 525) регулирования расхода подаваемого пациенту газа, функционально присоединенный для регулирования поступления газа из газового резервуара через трубку (315, 515) вдоха,

15 дыхательное устройство (320, 520), отделенное от трубки вдоха указанным клапаном регулирования расхода,

газовый отсечной механизм (310, 350, 380, 510, 550, 551), регулирующий давление в трубке вдоха,

при этом указанный аппарат выполнен с возможностью адаптации по меньшей мере одного регулятора (325, 381, 525, 581) к изменению потребностей пациента.

7. Регулируемый механический аппарат искусственной вентиляции легких, содержащий:

25 впуск (305, 505) для газа, соединенный с газовым резервуаром (399, 544), клапан (325, 525) регулирования расхода подаваемого пациенту газа,

30 функционально присоединенный для регулирования поступления газа из газового резервуара через трубку (315, 515) вдоха,

дыхательное устройство (320, 520), отделенное от трубки вдоха указанным клапаном регулирования расхода,

газовый отсечной механизм (310, 350, 380, 510, 550, 551), регулирующий давление в трубке вдоха, при этом указанный аппарат дополнительно содержит средства (585) регулирования по меньшей мере одного из следующих параметров:

35 пикового давления вдоха (ПДВ), положительного давления в конце выхода (ПДКВ), степени насыщения кислородом и частоты дыхания.

8. Регулируемый механический аппарат по п.7, дополнительно содержащий увлажняющий фильтр для изменения содержания влаги и температуры.

9. Регулируемый механический аппарат по п.7, содержащий стерилизуемый материал.

40 10. Регулируемый механический аппарат по п.7, в котором клапан (325, 525) регулирования расхода подаваемого пациенту газа выполнен регулируемым для обеспечения определенного расхода газа.

45 11. Регулируемый механический аппарат по п.10, в котором расход газа может быть задан по меньшей мере в одном из режимов: для взрослых, для детей и для новорожденных.

12. Регулируемый механический аппарат по п.7, в котором величина пикового давления вдоха (ПДВ) находится в диапазоне от 20 до 35 см водяного столба.

50 13. Регулируемый механический аппарат по п.7, в котором впуск (305, 505) для газа дополнительно содержит узел подключения к емкости с газом под давлением.

14. Регулируемый механический аппарат по п.7, в котором дыхательное устройство содержит устройство (320а, 520а), предназначенное для приема выдыхаемого пациентом газа, и устройство (320b, 520b) для подачи газа пациенту.

15. Регулируемый механический аппарат по п.7, в котором дыхательное устройство представляет собой дыхательную маску.

16. Регулируемый механический аппарат по п.7, в котором дыхательное устройство представляет собой эндотрахеальную трубку.

5 17. Регулируемый механический аппарат по п.7, в котором дыхательное устройство представляет собой ларингеальную маску.

18. Регулируемый механический аппарат по п.7, в котором клапан (325, 525) регулирования расхода конструктивно соединен с ручкой, с помощью которой можно
10 регулировать частоту дыхания.

19. Регулируемый механический аппарат по п.7, дополнительно содержащий трубку выдоха и клапан (345) выдоха, функционально соединенные с дыхательным устройством (320, 520).

15 20. Регулируемый механический аппарат по п.7, дополнительно содержащий датчик (314, 514) давления и схему (240, 400) сигнализации, функционально соединенную с датчиком давления, при этом схема сигнализации подает сигнал предупреждения при изменении давления, обнаруженном датчиком давления.

21. Регулируемый механический аппарат по п.7, в котором клапан (225, 525)
20 регулирования расхода выполнен с возможностью регулирования расхода газа от трубки (515) вдоха к камере (591) засасывания воздуха, соединенной через первую (593b) и вторую (593 c) трубки с проходом (593a) для приема атмосферного воздуха.

22. Регулируемый механический аппарат по п.7, дополнительно содержащий
25 клапан (592), расположенный в первой трубке (593b) и предназначенный для предотвращения выхода воздуха из указанного прохода (593a) в окружающую среду, при этом степень насыщения кислородом может изменяться путем регулирования этого клапана для обеспечения смеси кислорода и воздуха.

30 23. Регулируемый механический аппарат по п.7, в котором частота дыхания изменяется путем поддержания времени вдоха постоянным, а времени выдоха изменяемым.

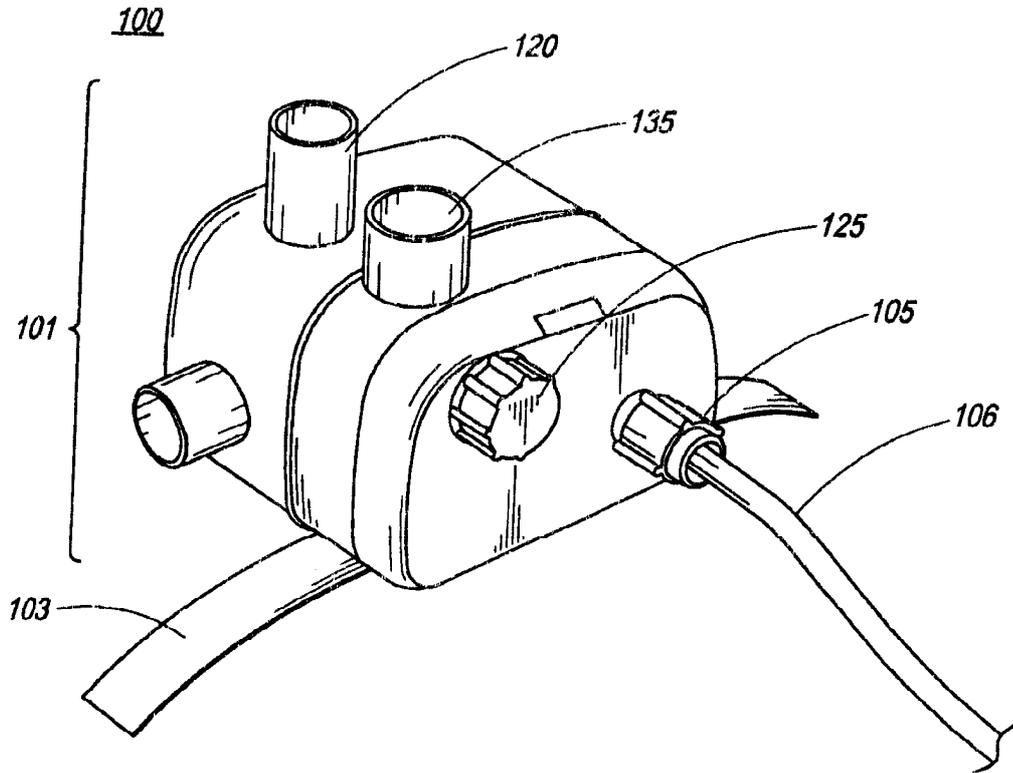
24. Регулируемый механический аппарат по п.7, в котором величина ПДКВ регулируется в диапазоне от 5 до 20 см водяного столба.

35 25. Регулируемый механический аппарат по п.7, дополнительно содержащий встроенный манометр (549), расположенный вблизи дыхательного устройства и предназначенный для измерения и отображения мгновенного значения давления в дыхательных путях.

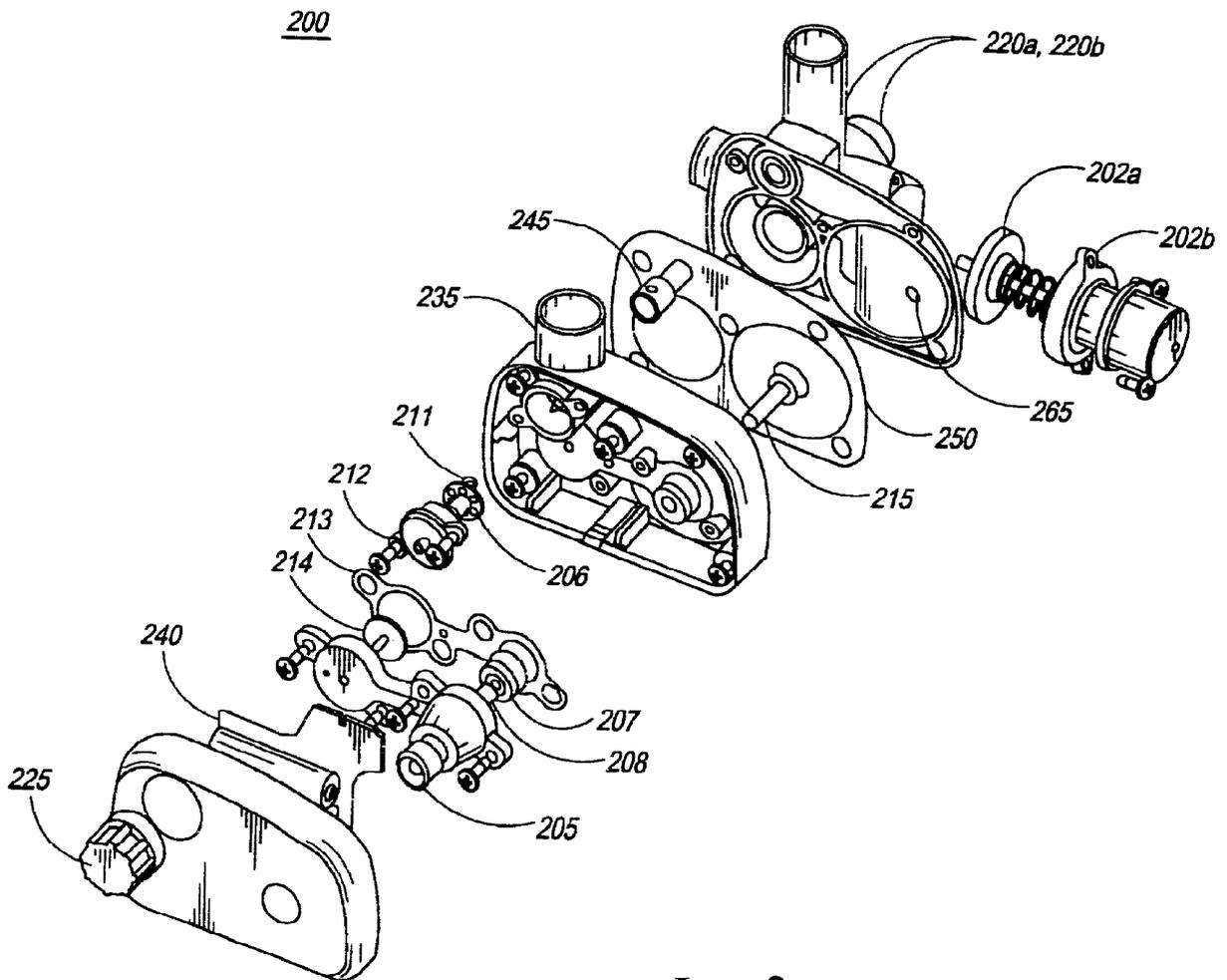
40 26. Регулируемый механический аппарат по п.7, в котором газовый отсечной механизм содержит мембранный привод, который регулирует давление в указанной трубке вдоха.

45

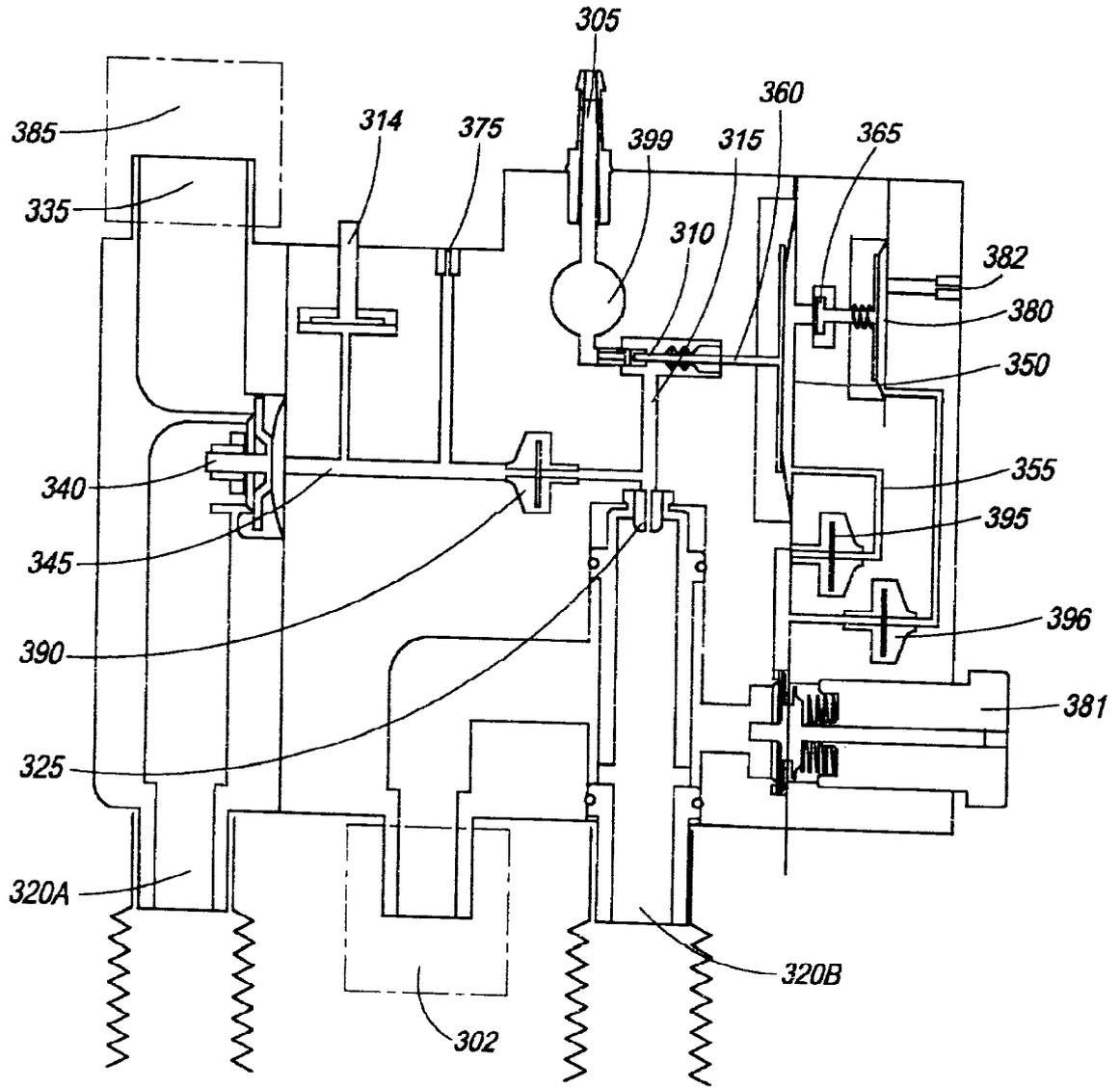
50



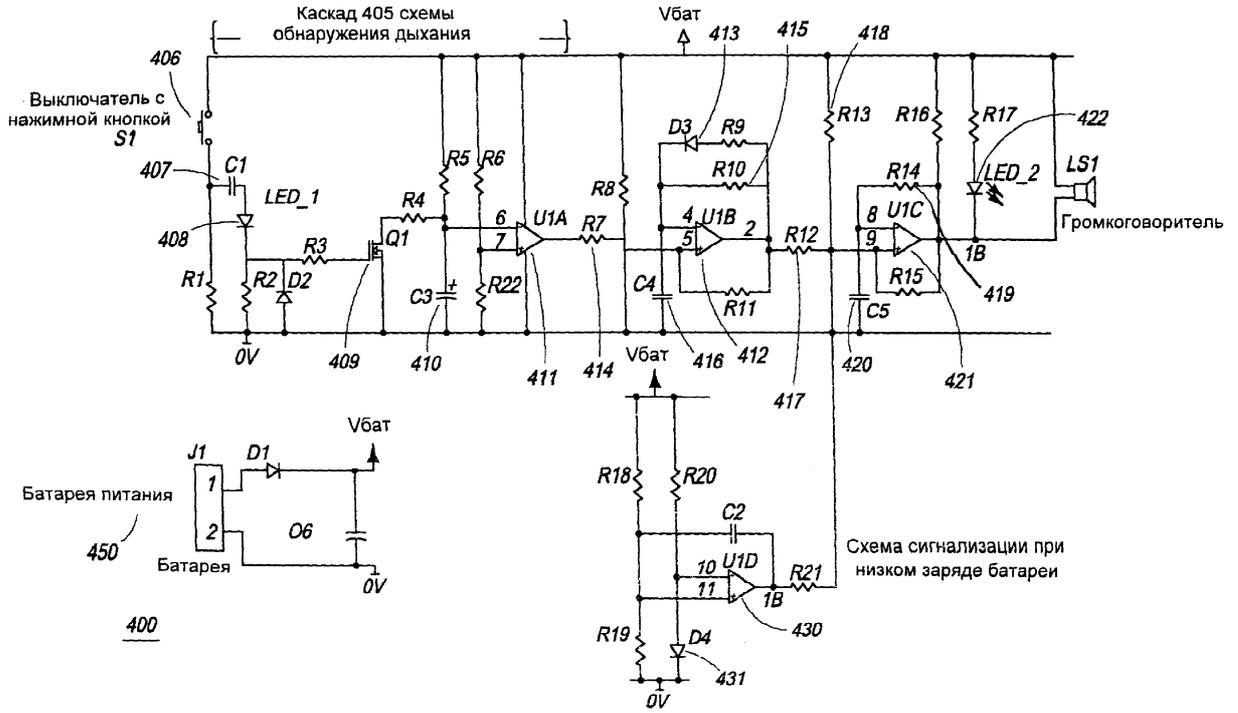
Фиг.1



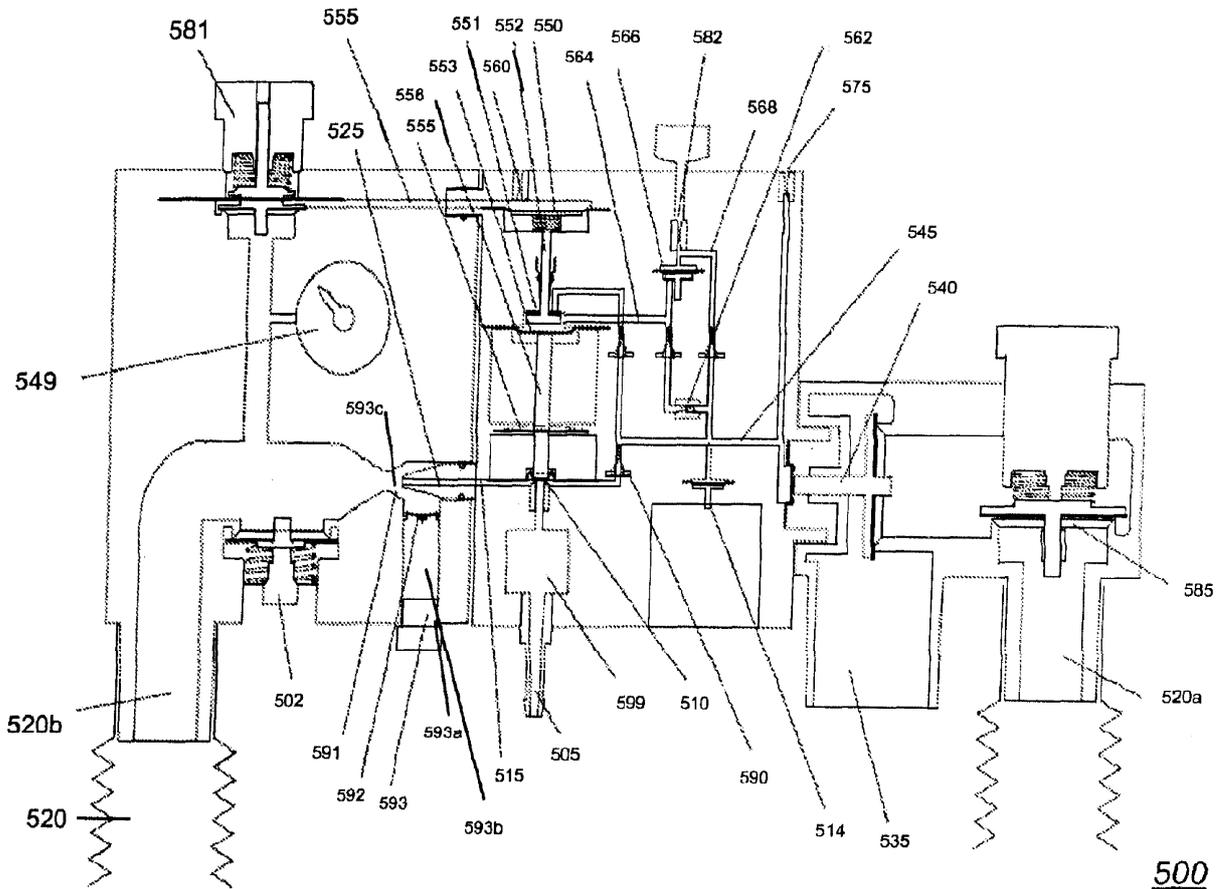
Фиг.2



Фиг.3



Фиг. 4



Фиг. 5