

(19)



Евразийское
патентное
ведомство

(21) 202490501 (13) A1

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОЙ ЗАЯВКЕ

(43) Дата публикации заявки
2024.07.11

(51) Int. Cl. A61M 16/20 (2006.01)
A62B 9/02 (2006.01)
A61M 16/04 (2006.01)
A61M 16/06 (2006.01)
A62B 7/04 (2006.01)

(22) Дата подачи заявки
2022.09.02

(54) СИСТЕМА ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ С
УСОВЕРШЕСТВОВАННЫМИ КЛАПАНАМИ

(31) 63/240,298

(71)(72) Заявитель и изобретатель:
РЕДФОРД РАЙАН (US)

(32) 2021.09.02

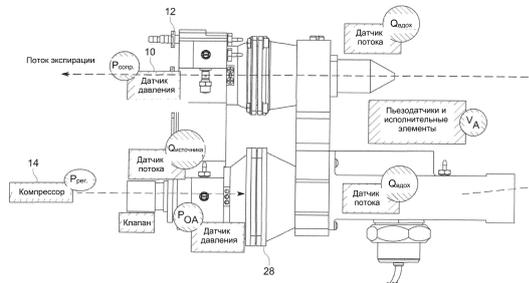
(33) US

(74) Представитель:
Нилова М.И. (RU)

(86) PCT/US2022/042531

(87) WO 2023/034611 2023.03.09

(57) Система искусственной вентиляции легких, имеющая выпускное отверстие, выполненное с возможностью соединения с источником сжатого воздуха или газа; выпускное отверстие, выполненное с возможностью соединения с устройствами для взаимодействия с пациентом; клапан, расположенный между впускным и выпускным отверстиями; и блок управления, выполненный с возможностью управления клапаном для управления потоком сжатого воздуха или газа от источника к пациенту, причем клапан включает в себя воздушный или газовый резервуар или накопитель, встроенный в корпус клапана.



202490501

A1

A1

202490501

СИСТЕМА ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ С УСОВЕРШЕСТВОВАННЫМИ КЛАПАНАМИ

Настоящее раскрытие относится в целом к системам искусственной
5 вентилиации легких и, более конкретно, к механическим системам вентилиации легких
или системам искусственной вентилиации легких, т.е. аппаратам искусственной
вентилиации легких или аппаратам искусственного дыхания. Настоящее изобретение
особенно полезно для обеспечения респираторной поддержки пациента-человека или
животного, дыхание которого нарушено в результате заболевания, и будет описано в
10 отношении такого применения, но также может быть использовано для лечения
пациентов, страдающих от апноэ во сне, или для использования в качестве
компонента системы анестезии.

Текущая пандемия Covid-19 выявила потребность в механических системах
15 вентилиации легких для пациентов с нарушениями дыхания. Аппарат для лечения
органов дыхания может функционировать для снабжения пациента чистым
вдыхаемым газом (обычно воздухом, с добавлением кислорода или без него) при
терапевтическом давлении или давлениях в соответствующие моменты времени в
течение дыхательного цикла субъекта. Терапевтическое давление может быть
20 синхронизировано с дыханием пациента таким образом, чтобы обеспечить большее
давление во время нормального дыхательного цикла пациента при инспирации и
более низкое давление во время экспирации. С помощью терапевтического давления
также может быть реализовано изменение нормального дыхательного цикла пациента
при инспирации.

25 Системы искусственной вентилиации легких обычно включают в себя генератор
потока газа или воздуха или источник сжатого газа или воздуха, воздушный фильтр,
назальную, ротовую или полнолицевую маску, воздуховод, соединяющий генератор
потока с маской, различные датчики и микропроцессорный контроллер. При
30 необходимости в качестве устройства для взаимодействия с пациентом вместо маски
также может использоваться трахеотомическая трубка. Генератор потока может

включать в себя двигатель с сервоуправлением и крыльчатку, которая образует нагнетатель. В некоторых случаях может быть применен тормоз для двигателя нагнетателя, чтобы быстрее снизить частоту вращения нагнетателя для преодоления инерции двигателя и крыльчатки. Торможение может позволить нагнетателю быстрее достигнуть условия более низкого давления во время синхронизации с экспирацией пациента, несмотря на инерцию. В некоторых случаях генератор потока также может включать в себя клапан, выполненный с возможностью выпуска генерируемого воздуха в атмосферу, как средства изменения давления, подаваемого пациенту, в качестве альтернативы регулированию частоты вращения двигателя. Датчики измеряют, помимо прочего, частоту вращения двигателя, массовый расход и давление выпускном отверстии, например, с помощью датчика давления или тому подобного. Устройство при необходимости может включать в себя увлажнитель и/или нагревательные элементы в линии контура подачи воздуха. Контроллер может включать в себя накопитель данных с встроенными функциями загрузки и отображения данных или без них.

Системы искусственной вентиляции легких могут быть использованы для лечения многих состояний, например, дыхательной недостаточности или расстройствах, вызванных заболеваниями легких, нервно-мышечной системы или опорно-двигательной системы, а также заболеваний органов дыхания. Они также могут быть использованы при состояниях, связанных с нарушением дыхания во сне (sleep disordered breathing, SDB) (включая легкое обструктивное апноэ во сне (obstructive sleep apnea, OSA)), аллергической обструкцией верхних дыхательных путей или ранней вирусной инфекцией верхних дыхательных путей.

Текущая пандемия Covid-19 расширила объем предложений систем искусственной вентиляции легких. Больницы были вынуждены распределять системы искусственной вентиляции легких, т.е. аппараты искусственной вентиляции легких, между двумя пациентами. Больницы также прибегали к адаптации аппаратов, обычно используемых для лечения обструктивного апноэ во сне, в качестве слабой замены обычным аппаратам искусственной вентиляции легких.

Кроме того, современные аппараты искусственной вентиляции легких являются сложными дорогостоящими устройствами, которые требуют постоянного контроля и регулировки, и которые подвержены выходу из строя.

5

В настоящем изобретении предложен простой недорогой аппарат искусственной вентиляции легких, который преодолевает вышеупомянутые и другие недостатки современных аппаратов искусственной вентиляции легких.

10

Более конкретно, настоящее изобретение относится к аппарату искусственной вентиляции легких, имеющему значительные преимущества по сравнению с существующими аппаратами искусственной вентиляции легких с точки зрения стоимости, уменьшения размера, снижения веса, снижения мощности, снижения шума и повышения надежности. Одним из ключевых элементов устройства искусственной

15

вентиляции легких по настоящему изобретению является уникальный клапан воздушного или газового потока, имеющий воздушный или газовый резервуар или накопитель, встроенный в клапан. Включение в конструкцию воздушного или газового резервуара или накопителя упрощает конструкцию и стоимость системы, обеспечивая при этом увеличенное время отклика, тем самым обеспечивая

20

улучшенную поддержку пациента. Обычные аппараты искусственной вентиляции легких используют пропорциональные электромагнитные клапаны (клапаны PSOL, (proportional solenoid)) или конструкции на основе турбин, в которых основной компонент регулирования расхода/давления является дорогостоящим, состоящим из нескольких частей изделием (стоимостью порядка 1500-2000 долларов США). Кроме

25

того, на практике статическое трение на направляющих элементах толкателя обычных клапанов PSOL может ухудшать чувствительность клапана, что, в свою очередь, может приводить к эффектам гистерезиса. Для преодоления вышеуказанных и других недостатков обычных аппаратов искусственной вентиляции легких в настоящем

30

изобретении используется новый недорогой воздушный или газовый клапан, который имеет встроенный воздушный или газовый резервуар или накопитель, встроенный в

клапан, и этот клапан по существу состоит из пяти основных элементов и по существу одной подвижной части.

5 В одном варианте осуществления система искусственной вентиляции легких по настоящему изобретению содержит впускное отверстие, выполненное с возможностью соединения с источником сжатого воздуха или газа; выпускное отверстие, выполненное с возможностью соединения с устройством для взаимодействия с пациентом; клапан, расположенный между впускным и выпускным отверстиями; и блок управления, выполненный с возможностью управления клапаном
10 для управления потоком сжатого воздуха или газа от источника к пациенту, причем клапан включает в себя воздушный или газовый резервуар или накопитель, встроенный в корпус клапана.

15 В одном предпочтительном варианте осуществления клапан содержит затвор клапана, управляемый механизмом линейного привода, предпочтительно сервомеханизмом, механическим винтовым приводом или короткоходовым линейным приводом.

20 Устройство для взаимодействия с пациентом может быть выбрано из группы, состоящей из маски, интубационной трубки и трахеотомической канюли, а источник сжатого воздуха или газа может быть выбран из группы, состоящей из баллона с воздухом, компрессора, воздушного насоса и линии сжатого воздуха.

25 Настоящее изобретение также относится к способу содействия дыханию пациента, нуждающегося в этом, включающему: предоставление системы вентиляции легких, как описано выше; подключение системы вентиляции легких к источнику сжатого воздуха и к устройству для взаимодействия с пациентом; инициирование потока воздуха или газа в систему вентиляции легких для предварительного заполнения воздушного или газового резервуара или накопителя и управление
30 потоком газа через систему вентиляции легких путем открытия и закрытия клапана.

В другом варианте осуществления изобретения система искусственной вентиляции легких включает в себя нагреватель и/или увлажнитель для подготовки воздуха или газа.

5 Клапан может открываться и закрываться в ответ на нормальный дыхательный цикл пациента, либо клапан может открываться и закрываться, чтобы вводить поток воздуха или газа для изменения нормального дыхательного цикла пациента.

10 Пациентом может быть животное, являющееся человеком или не являющееся человеком.

Дополнительные признаки и преимущества настоящего изобретения будут видны из следующего описания, приведенного в сочетании с сопроводительными чертежами, на которых одинаковые цифры изображают одинаковые части, и на
15 которых

на фиг. 1 представлена схема системы искусственной вентиляции легких, содержащей компактное устройство для вентиляции легких, показанное в соединении с пациентом согласно настоящему изобретению;

20

на фиг. 2 представлен вид в перспективе компактного устройства для вентиляции легких, выполненного согласно настоящему изобретению;

на фиг. 3 представлен вид в разрезе функционального элемента компонента клапана компактного устройства для вентиляции легких согласно предпочтительному варианту осуществления настоящего изобретения;

25

на фиг. 4 и 5 представлены схемы функциональных элементов в разрезе компонента клапана компактного устройства для вентиляции легких согласно настоящему изобретению;

30

на фиг. 6 представлена схема, показывающая баланс сил и моментов компонента клапана согласно объекту раскрытия изобретения;

на фиг. 7 представлен вид с разделением частей компонента клапана согласно
5 настоящему изобретению;

на фиг. 8 представлена блок-схема, иллюстрирующая работу компактного устройства для вентиляции легких согласно объекту раскрытия изобретения; и

на фиг. 9А-9С представлены графики, иллюстрирующие создаваемый
10 воздушный поток согласно настоящему изобретению.

Осуществление изобретения

15 В нижеследующем подробном описании раздела «Осуществление изобретения» термины «воздух» и «газ», а также термины «аппарат искусственного дыхания» и «аппарат искусственной вентиляции легких», соответственно, используются взаимозаменяемо.

20 Настоящий аппарат для лечения органов дыхания по настоящему изобретению, обеспечивает пациента дополнительным воздухом или кислородом с периодическими временными интервалами, на основе либо естественного дыхательного цикла пациента, либо на основе запрограммированного дыхательного цикла.

25 Со ссылкой на фиг. 1, система 10 искусственной вентиляции легких включает в себя контроллер 12 вентиляции, соединенный с источником 14 сжатого газа. Источник сжатого газа может представлять собой баллон с сжатым воздухом или воздухом/кислородом, компрессор или воздушный насос, как проиллюстрировано, или линию сжатого воздуха. Контроллер 12 вентиляции, который будет подробно
30 описан ниже, обеспечивает поток сжатого газа к пациенту через линию 16 подачи газа, которая прикреплена к устройству для взаимодействия с пациентом, такому как

назальная или полнолицевая маска 18, которую надевают на пациента 22. В качестве альтернативы, устройство 18 для взаимодействия с пациентом может содержать интубационную трубку или трахеотомическую канюлю. Систему завершает капнографический монитор 24, который обнаруживает и измеряет вдыхаемый и/или выдыхаемый пациентом поток воздуха, а также устройство для ввода команд и монитор 26. Капнографический монитор 24, устройство для ввода команд и монитор 26 являются обычными и не нуждаются в дополнительном описании для понимания настоящего изобретения.

10 Центральным элементом системы 10 искусственной вентиляции легких согласно настоящему изобретению является клапан 28 управления потоком газа или воздуха, имеющий встроенный газовый или воздушный резервуар или накопитель, как описано ниже.

15 Далее со ссылкой на фиг. 3-5, клапан 28 управления потоком газа или воздуха включает в себя корпус 40 клапана, который содержит активные элементы клапана 28 управления потоком газа или воздуха. Впускное отверстие 42 для подачи газа показано на стороне отрицательного направления оси X, а выпускное отверстие 44 источника газа находится на стороне положительного направления оси X. Кроме того, корпус 40 образует газовый резервуар или накопитель 46. Впускное отверстие 42 для подачи газа может взаимодействовать со стандартным источником O₂ в больнице или с любым источником газа, например, газовым баллоном или компрессором.

25 Затвор 48 клапана, описанный ниже со ссылкой на фиг. 3 и 4, управляет расходом Q_{источника}(t) источника на основе его положения вдоль оси X. Внешняя сторона на отрицательной поверхности Z скользит вдоль оси X по поверхности 50 скольжения корпуса клапана. Расстояние δ между стороной затвора клапана на положительной стороне оси X затвора и поверхностью 52 уплотнения корпуса клапана определяет сопротивление потоку путем создания канала сопротивления между поверхностью уплотнения корпуса клапана и внешней стороной затвора Y – Z клапана на положительной стороне оси X.

Со ссылкой, в частности, на фиг. 5 и 7, клапан 28 управления потоком газа или воздуха включает в себя затвор 48 клапана, выполненный с возможностью скольжения вдоль оси X по поверхности 50 скольжения клапана, задавая его положение вдоль оси X. Клапан 28 управления потоком газа или воздуха также включает в себя линейный исполнительный элемент 54, такой как сервомеханизм, выполненный из электрострикционного материала, такого как PZT (цирконат-титаната свинца, ЦТС) или PMN (пьезоэлектрического монокристалла), магнестрикционного материала, или механический винтовой привод, короткоходовой линейный привод 3 или другой механизм линейного привода. Управление его длиной и результирующим положением затвора клапана осуществляется замкнутым контуром управления на основе требуемого расхода $Q_{\text{Источника}}(t)$ источника или давления $P_{\text{Источника}}(t)$ в источнике потока. Затвор 48 клапана также может приводиться в движение под управлением незамкнутого контура.

15

Сила предварительной нагрузки в отрицательном направлении X прикладывается к затвору 48 клапана с помощью узла 56 пружины.

Установочный винт 50 приводит в движение затвор 48 клапана в направлении X, задавая как силу предварительной нагрузки на узел пружины, так и начальное положение затвора 48 клапана вдоль оси X.

Пружинный толкатель 58 обеспечивает предварительную нагрузку на затвор 48 клапана в отрицательном направлении Z. Цель состоит в том, чтобы постоянно поддерживать газонепроницаемое уплотнение между затвором 48 клапана и поверхностью 50 скольжения корпуса клапана.

Прокладка 60 обеспечивает газонепроницаемое уплотнение между поверхностями X-Z корпуса клапана и затвором 48 клапана.

30

Вновь со ссылкой на фиг. 2, контроллер 12 вентиляции включает в себя выпускное отверстие 30 для воздуха или газа, которое соединено с клапаном 28 управления потоком газа или воздуха. Клапан 28 управления имеет выпускное отверстие 32, которое соединено с отверстием, которое включает в себя соединение 5 34 для потока инспирации и отверстие 36 для потока экспирации, которое, в свою очередь, соединено с клапаном 38 для потока экспирации. Клапан 38 для потока экспирации может быть выведен в атмосферу или соединен со скруббером CO_2 и может возвращать его через выпускное отверстие 30 для газа. Система также включает в себя датчики потока экспирации или датчики 40 дыхания для обнаружения дыхания 10 пациента, и соединения от датчиков для активации клапана 28. Датчики могут содержать датчики воздушного потока, датчики температуры, датчики звука, датчики CO_2 или датчики движения или деформации для обнаружения движения грудной клетки пациента.

15 Крышка 62 клапана охватывает внешнюю сторону X-Z корпуса клапана, одну на положительной стороне оси Y, а другую на отрицательной стороне оси Y. Эти крышки создают газонепроницаемое уплотнение между корпусом 40 клапана и атмосферой.

20 Вновь со ссылкой на фиг. 4-6, слева на фиг. 4 изображен клапан в закрытом положении, $\delta=0$, и сопротивление $R_{\text{Клапана}}(0)$ потоку клапана, является бесконечным. На фиг. 4 показан узел клапана с затвором, сдвинутым на расстояние δ в отрицательном направлении вдоль оси X. В результате сопротивление клапана больше не является бесконечным, и газ течет из резервуара к выпускному отверстию 25 источника газа, как показано.

Сопротивление $R_{\text{Клапана}}(\delta)$ потоку клапана рассчитывают следующим образом:

Поток $Q_{\text{Источника}}(t)$ источника, определяется уравнением 3, где:

$P_{\text{Резервуара}}(t)$ - давление в резервуаре

30 $P_{\text{На выходе}}(t)$ - давление в выпускном отверстии

$Q_{\text{Источник}}(t)$ - расход источника

$H_{\text{Клапана}}$ - высота клапана

$D_{\text{Клапана}}$ - глубина клапана вдоль оси Y

δ - расстояние затвора клапана от уплотнительной поверхности корпуса клапана

5 $A_{\text{Сопротивление}}(\delta) = \text{Площадь поперечного сечения канала сопротивления}$
Уравнение 1)
 $= D_{\text{Клапана}} \delta$

Газодинамическая вязкость, η (масса/(расстояние - время))

10 $R_{\text{Клапана}}(\delta) = \text{Сопротивление потоку вентиляции через канал сопротивления}$
 $= (8\eta/\pi) H_{\text{Клапана}}/ A_{\text{Сопротивление}}(\delta)^2$ Уравнение 2)

Тогда расход источника может быть определен следующим соотношением:

15 $Q_{\text{Источника}}(t) = (P_{\text{Резервуара}}(t) - P_{\text{На выходе}}(t))/R_{\text{Клапана}}(\delta)$ Уравнение 3)

В корпусе клапана требуется область для газового резервуара, поскольку хотя средний расход $Q_{\text{Источника}}(t)$ источника не превышает доступный расход $Q_{\text{Подачи}}(t)$ для подачи, но пиковый расход для $Q_{\text{Источника}}(t)$ превышает его. Эта разница образуется за счет газа, хранящегося в резервуаре.

20

Баланс сил и моментов для общего затвора клапана проиллюстрирован на фиг. 5. Основные уравнения как для баланса сил, так и для баланса моментов приведены в уравнениях 4-12.

$P_{\text{Резервуара}}$ = Давление в резервуаре

25 θ = Угол затвора клапана

W = ширина затвора клапана

H = Высота затвора клапана

$H_{\text{Клапана}} = H/\text{Cos } \theta$ Уравнение 4)

$D_{\text{Клапана}}$ = Глубина затвора клапана

30 L_1, L_2 и L_3 = Расстояния пружины

$\text{с}_{\text{Трения}}$ = Коэффициент трения клина

$Z_{\text{Исполнительного элемента}} = \text{Расстояние исполнительного элемента от } Z = 0$

$P_{\text{Резервуара}} = \text{Давление газа в резервуаре}$

$F_{\text{Давления}X} = \text{Сила от давления в камере в направлении } X$

$$= - P_{\text{Резервуара}} H D \quad \text{Уравнение 5)}$$

5

$F_{\text{Давления}Z} = \text{Сила от давления в камере в направлении } Z$

$$= - P_{\text{Резервуара}} (W D + H \tan \theta D / 2) \quad \text{Уравнение 6)}$$

$F_{\text{Толкателя}} = \text{Сила, прилагаемая пружинным толкателем в направлении } Z$

10

$P_{\text{Сопротивления}(Z)} = \text{Давление вдоль стенки сопротивления потоку}$

$$\approx P_{\text{Резервуара}} (Z/H) \quad \text{Уравнение 7)}$$

$F_{\text{рсопротивления}} = \text{Сила на стенке сопротивления в результате давления,}$

15 оказываемого потоком

$$= (P_{\text{Резервуара}}/2) D_{\text{Клапана}} H_{\text{Клапана}} \quad \text{Уравнение 8)}$$

$F_{\text{пружины}} = \text{Сила, обеспечиваемая натянутой пружиной}$

$F_{\text{Исполнительного элемента}} = \text{Сила, обеспечиваемая позиционирующим}$

20 исполнительным элементом

Баланс сил по Z

$$F_Z = F_{\text{Толкателя}} + F_{\text{Давления}Z} + 3F_{\text{Пружины}} \sin \theta \quad \text{Уравнение 9)}$$

$F_{\text{Трения}} = \text{Сила трения в направлении } X$

25

$$= F_Z \text{ с трения} \quad \text{Уравнение 10)}$$

Баланс сил по X

$$(3F_{\text{Пружины}} + F_{\text{рСопротивления}}) \cos \theta = F_{\text{Давления}X} + F_{\text{исполнительного элемента}}$$

$$\text{Уравнение 11)}$$

30

Баланс моментов относительно оси Y

$$F_{\text{Пружины}}(L_1 + L_2 + L_3)\cos^2 \theta + F_{\text{Сопротивления}}\left(\frac{2}{3}H/\cos \theta\right)\cos \theta = F_{\text{Давления}}X \frac{H}{2} + F_{\text{Исполнительного элемента}} Z_{\text{Исполнительного элемента}}$$

Уравнение 12

5 Также со ссылкой на фиг. 7, узел 28 клапана управляет потоком газа из источника путем изменения сопротивления $R_{\text{клапана}}(\delta)$ потоку. Это достигается путем изменения длины ΔX исполнительного элемента 54, что, в свою очередь, приводит к перемещению затвора 48 клапана вдоль оси X в соответствующий зазор между затвором 48 клапана и поверхностью 50 уплотнения корпуса клапана на δ . Давление

10 $P_{\text{Резервуара}}(t)$ в резервуаре контролируется и используется датчиком 70 давления для вычисления требуемой команды ΔX , которая управляет $Q_{\text{источника}}(t)$, как указано в уравнении 3.

Газ проходит через датчик расхода в линии во впускном отверстии 42 для

15 подачи газа, измеряя расход $Q_{\text{источник}}(t)$ источника, как функцию времени t . Это измерение расхода используется контроллером источника газа и датчиком/устройством для взаимодействия с пациентом для вычисления требуемой команды ΔX , которая управляет $Q_{\text{источника}}(t)$, как указано в уравнении 3.

20 Как и в случае с обычными аппаратами искусственной вентиляции легких входящий газ или поток может потребовать увлажнения и/или нагрева. Это обеспечивается командами от контроллера к модулю 72 увлажнения и нагрева, который сообщается с резервуаром 46, который добавляет водяной пар, путем добавления влаги к потоку газа, либо путем нагревания и последующего испарения

25 воды, пьезоатомного распыления воды, либо другими обычными способами добавления воды к потоку газа. Газ также может нагреваться этим модулем по мере прохождения через него газа.

Газ проходит через датчик относительной влажности, измеряющий

30 относительную влажность $RH(t)$ газа, как функцию времени t . Это измерение

используется контроллером для генерации требуемой RH-команды, $RH_{\text{команды}}(t)$ как функции времени.

5 Модуль измерения температуры и давления источника измеряет температуру $T(t)$ газа. Это измерение температуры используется контроллером и датчиком/устройством для взаимодействия с пациентом для вычисления команды $T_{\text{Команды}}(t)$ нагрева, передаваемой модулю увлажнения и нагрева для управления температурой газа.

10 Модуль измерения температуры и давления источника также может измерять давление $P_{\text{на выходе}}(t)$ газа в выпускном отверстии. Это давление используется контроллером и датчиком/устройством для взаимодействия с пациентом для определения требуемой команды ΔX , которая управляет $Q_{\text{источника}}(t)$, как указано в уравнении 3. Выпускное отверстие модуля температуры и давления взаимодействует
15 с линией подачи газа, которая заканчивается аппаратом назальной искусственной вентиляции легких под давлением или другим устройством искусственного дыхания для пациента, таким как маска, канюля или интубационная трубка.

Контроллер источника газа и датчик/устройство для взаимодействия с
20 пациентом включают в себя интерфейс датчика, необходимый для управления расходом $Q_{\text{источника}}(t)$ источника газа, давлением $P_{\text{на выходе}}(t)$, температурой $T(t)$ и относительной влажностью $RH(t)$. Он генерирует для исполнительного элемента команду $\Delta X(t)$, команду $T_{\text{Команда}}(t)$ по температуре и команду $RH_{\text{Команда}}(t)$ по относительной влажности. Он также взаимодействует с пользовательским
25 устройством ввода команд и монитором состояния, получая пользовательский набор команд для расхода $Q_{\text{источника}}(t)$ источника газа, давления $P_{\text{на выходе}}(t)$, $T(t)$ и $RH(t)$. Контроллер источника газа и датчик/устройство для взаимодействия с пациентом также передают показания датчиков на пользовательское устройство ввода команд и монитор состояния.

30

Пользовательское устройство ввода команд и монитор состояния позволяют пользователю создавать команды для расхода $Q_{\text{источника}}(t)$ источника газа, давления $P_{\text{Outlet}}(t)$, $T(t)$ и $RH(t)$. Он также отображает показания датчиков. Это устройство может быть устройством взаимодействия, подобным iPad, которое соединяется с узлом
5 назальной искусственной вентиляции легких под давлением проводным или беспроводным образом.

Линия подачи газа может представлять собой стандартную линию для O_2 . Линия подачи газа также может быть изолированной для минимизации потерь тепла
10 газа при прохождении от источника газа к узлу назальной искусственной вентиляции легких под давлением. Линия подачи газа также может содержать электрический нагревательный элемент для поддержания температуры газа, а также может содержать комплект проводов питания и передачи данных для обеспечения питания узла
15 назальной искусственной вентиляции легких под давлением и приема данных датчика от узла назальной искусственной вентиляции легких под давлением. Поскольку линия подачи газа имеет известное сопротивление R_{GSL} потоку, давление $P_{\text{источника}}(t)$ в точке входа во впускное отверстие для сжатого газа аппарата назальной искусственной
20 вентиляции легких под давлением может быть рассчитано на основе известных $Q_{\text{источника}}(t)$, $P_{\text{Outlet}}(t)$ и R_{GSL} по уравнению $P_{\text{источника}}(t) = P_{\text{Outlet}}(t) - Q_{\text{источника}}(t) R_{\text{GSL}}$.

Дополнительные датчики могут обеспечивать ввод данных для управления узлом источника газа. Они включают в себя, но не ограничиваются ими, давление $P_{\text{камера}}(t)$ в воздушной камере, температуру $T_{\text{АС}}$ в воздушной камере, относительную влажность $RH_{\text{АС}}$ в воздушной камере, измерения $ETCO_2$ (концентрации углекислого
25 газа в конце спокойного выдоха) и/или O_2 , полученные от узла воздушной камеры аппарата назальной искусственной вентиляции легких под давлением, устройств на основе импеданса, которые контролируют частоту дыхания и дыхательный объем на основе движения грудной полости в таких системах.

30 Со ссылкой на фиг. 8, вся операция выполняется следующим образом: источник 14 газа подает сжатый газ контроллеру 12 вентиляции, который открывает

клапан 28 для подачи газа пациенту 22 с требуемой частотой, расходом и давлением для поддержки дыхания пациента. Благодаря наличию запаса сжатого газа или воздуха в газовом или воздушном резервуаре 46, встроенном в клапан 28, подача сжатого воздуха или газа пациенту 22 происходит по существу мгновенно при
5 открытии клапана. Газовый или воздушный резервуар 48 вновь заполняется во время выдоха пациента.

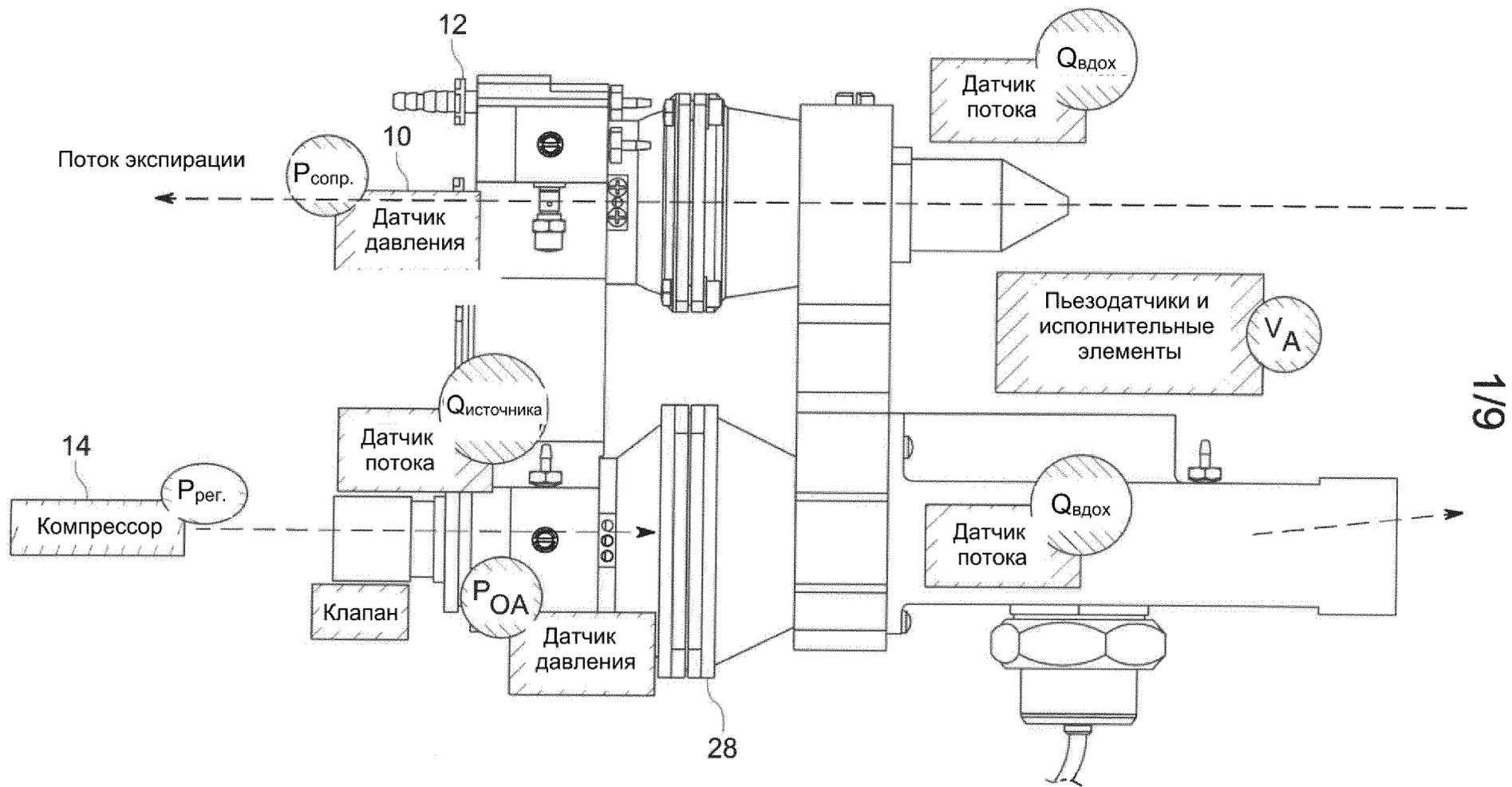
Полученная в результате система искусственной вентиляции легких по настоящему изобретению представляет собой недорогое, относительно простое
10 устройство по сравнению с обычными устройствами для вентиляции легких, которое отличается надежностью, небольшим размером и легким весом, а также исключительно быстрым реагированием на потребности пациента.

На фиг. 9А-9С представлены графики расхода и давления, иллюстрирующие 3
15 периода нарастания (поддержания давления) для пациента.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

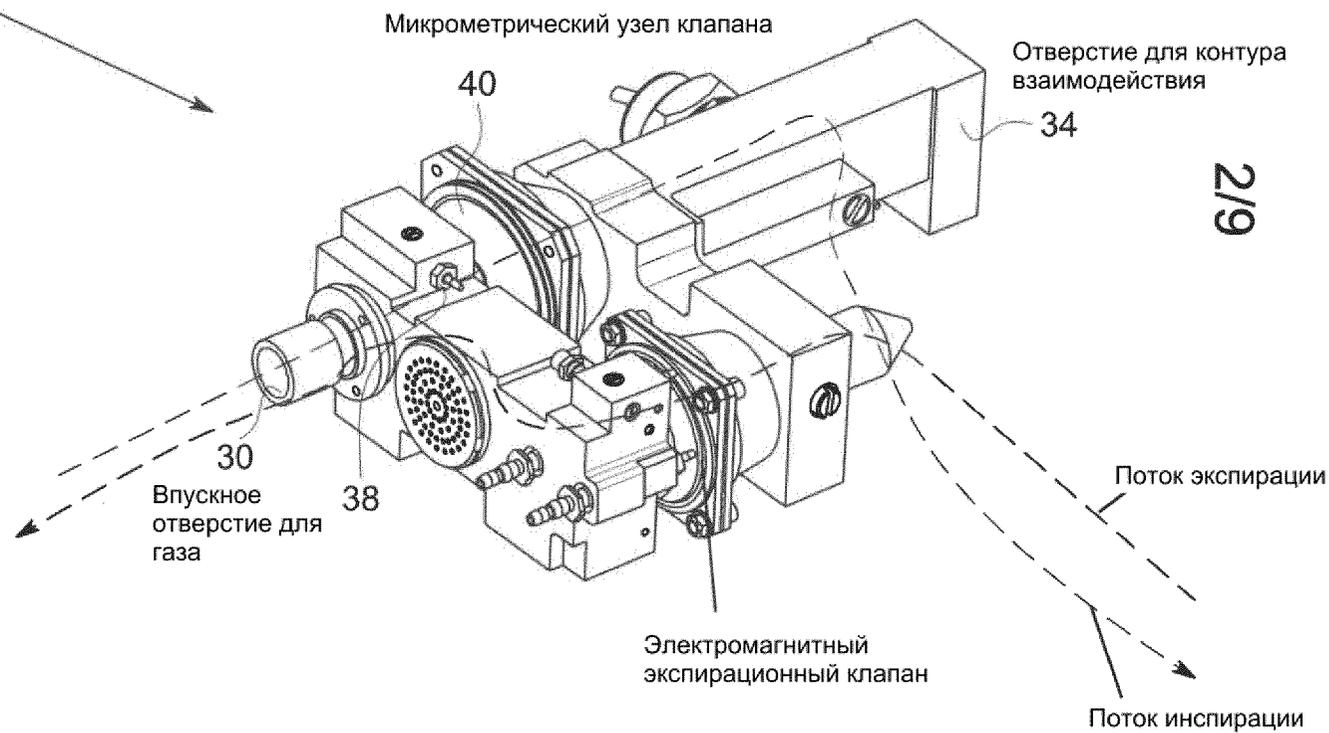
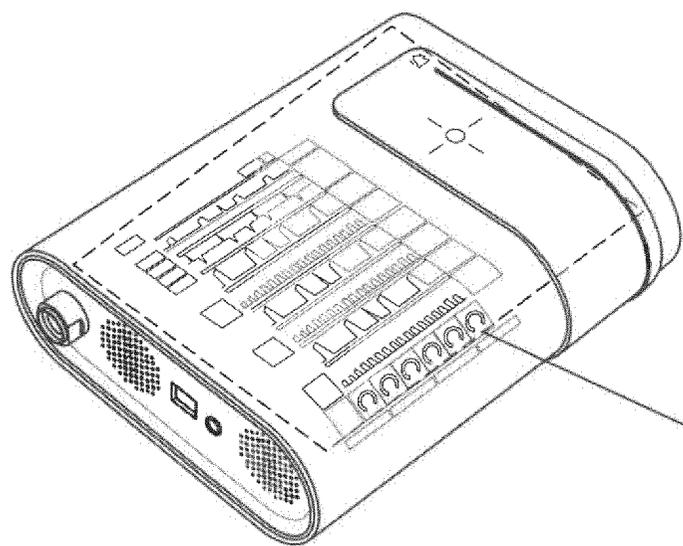
1. Система искусственной вентиляции легких содержащая:
впускное отверстие, выполненное с возможностью соединения с источником
5 сжатого воздуха или газа;
выпускное отверстие, выполненное с возможностью соединения с устройством
для взаимодействия с пациентом;
клапан, расположенный в линии между впускным отверстием и выпускным
отверстием; и
10 блок управления, выполненный с возможностью управления клапаном для
управления потоком сжатого воздуха или газа от источника к пациенту,
при этом клапан включает в себя воздушный или газовый резервуар или
накопитель, встроенный в корпус клапана.
- 15 2. Система искусственной вентиляции по п. 1, в которой клапан содержит
затвор клапана, управляемый механизмом линейного привода.
3. Система искусственной вентиляции по п. 2, в которой механизм
линейного привода содержит сервомеханизм.
20
4. Система искусственной вентиляции по п. 2, в которой механизм
линейного привода содержит механический винтовой привод или короткоходовой
линейный привод.
- 25 5. Система искусственной вентиляции по п. 1, в которой устройство для
взаимодействия с пациентом выбрано из группы, состоящей из маски, интубационной
трубки и трахеотомической канюли.
6. Система искусственной вентиляции по п. 1, в которой источник сжатого
30 воздуха или газа выбран из группы, состоящей из воздушного баллона, компрессора,
воздушного насоса и линии сжатого воздуха.

7. Система искусственной вентиляции по п. 1, дополнительно содержащая нагреватель и/или увлажнитель для подготовки воздуха или газа.
- 5 8. Способ содействия дыханию пациента, нуждающегося в этом, включающий:
- предоставление системы вентиляции по п. 1;
 - подключение системы вентиляции к источнику сжатого воздуха и к устройству для взаимодействия с пациентом;
- 10 инициирование потока воздуха или газа в систему искусственной вентиляции для предварительного заполнения воздушного или газового резервуара или накопителя и управление потоком газа через систему вентиляции путем открытия и закрытия клапана.
- 15 9. Способ по п. 8, в котором клапан открывают и закрывают в ответ на нормальный дыхательный цикл пациента.
- 10 10. Способ по п. 8, в котором клапан открывают и закрывают, чтобы вводить поток воздуха или газа для изменения нормального дыхательного цикла пациента.
- 20 11. Способ по п. 8, в котором пациент представляет собой животное, являющееся человеком.
- 25 12. Способ по п. 8, в котором пациент представляет собой животное, не являющееся человеком.

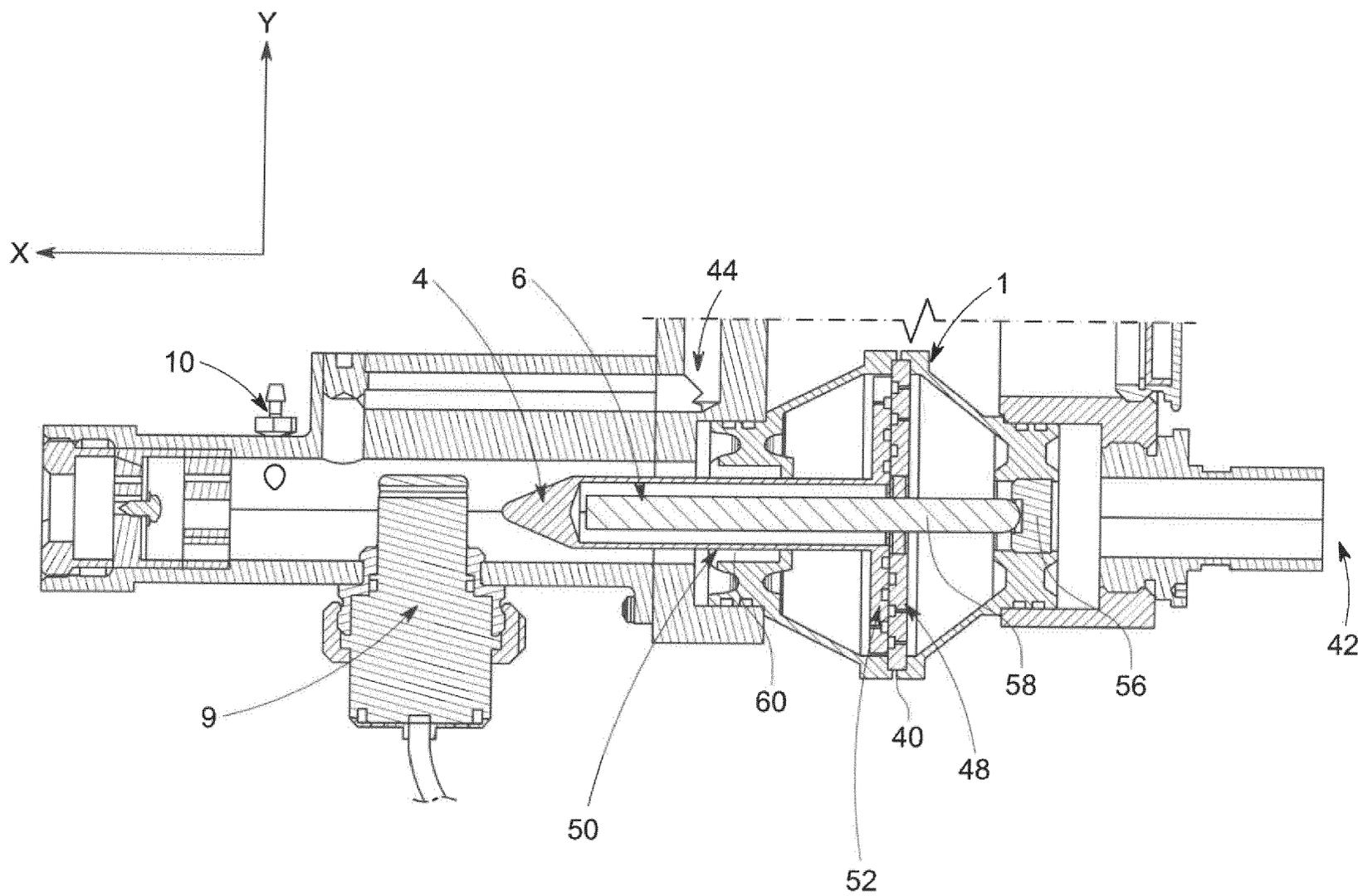


1/9

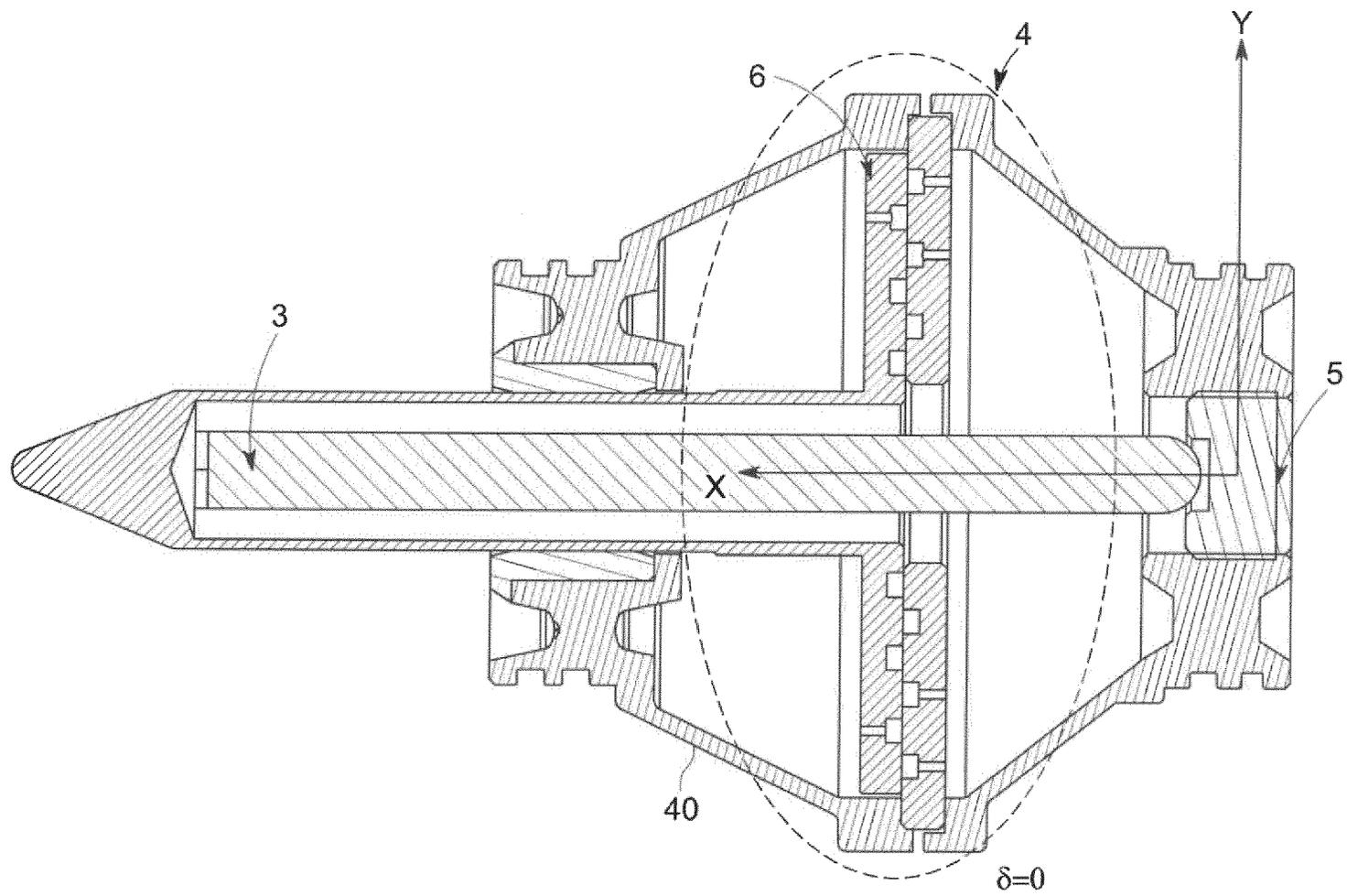
ФИГ. 1



ФИГ. 2

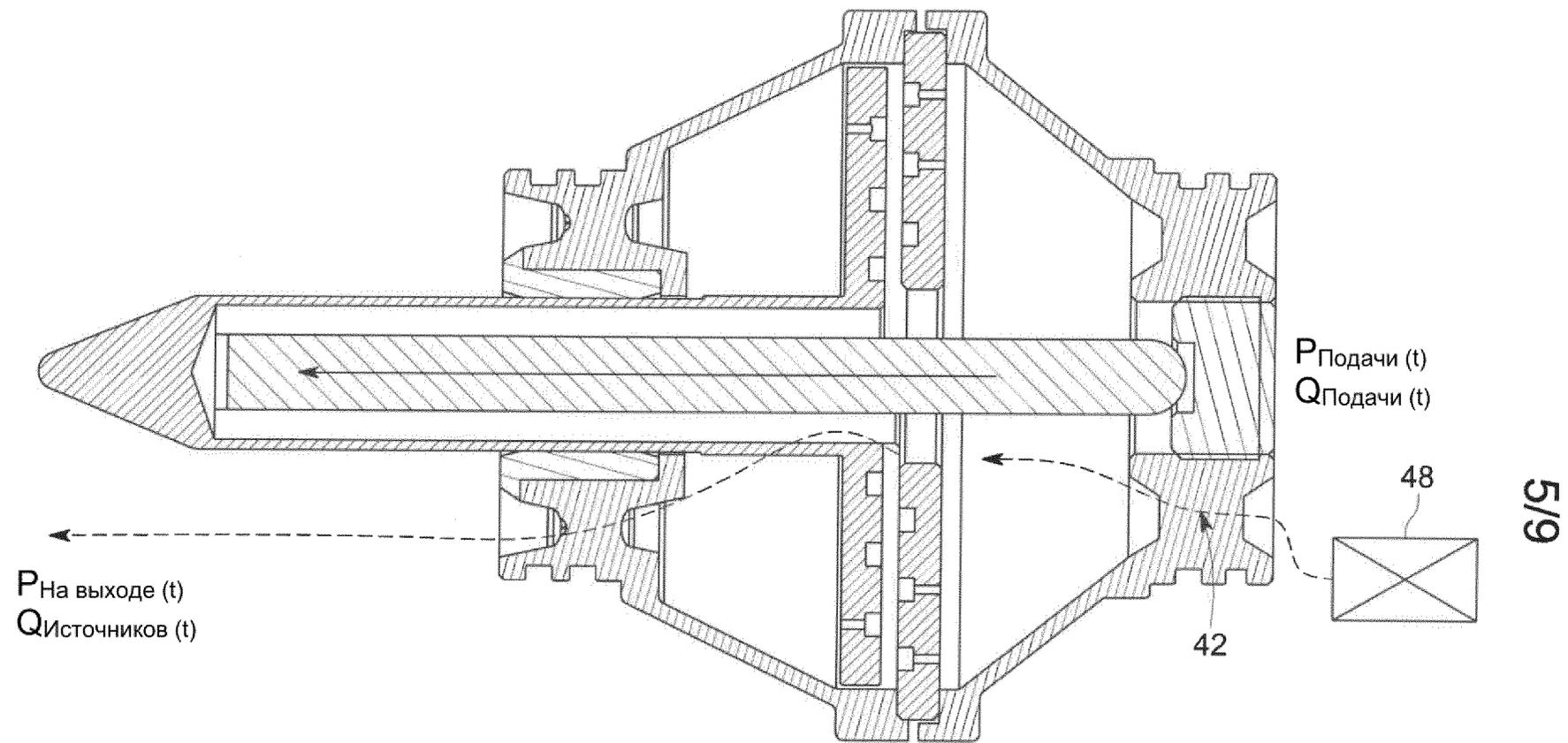


ФИГ. 3

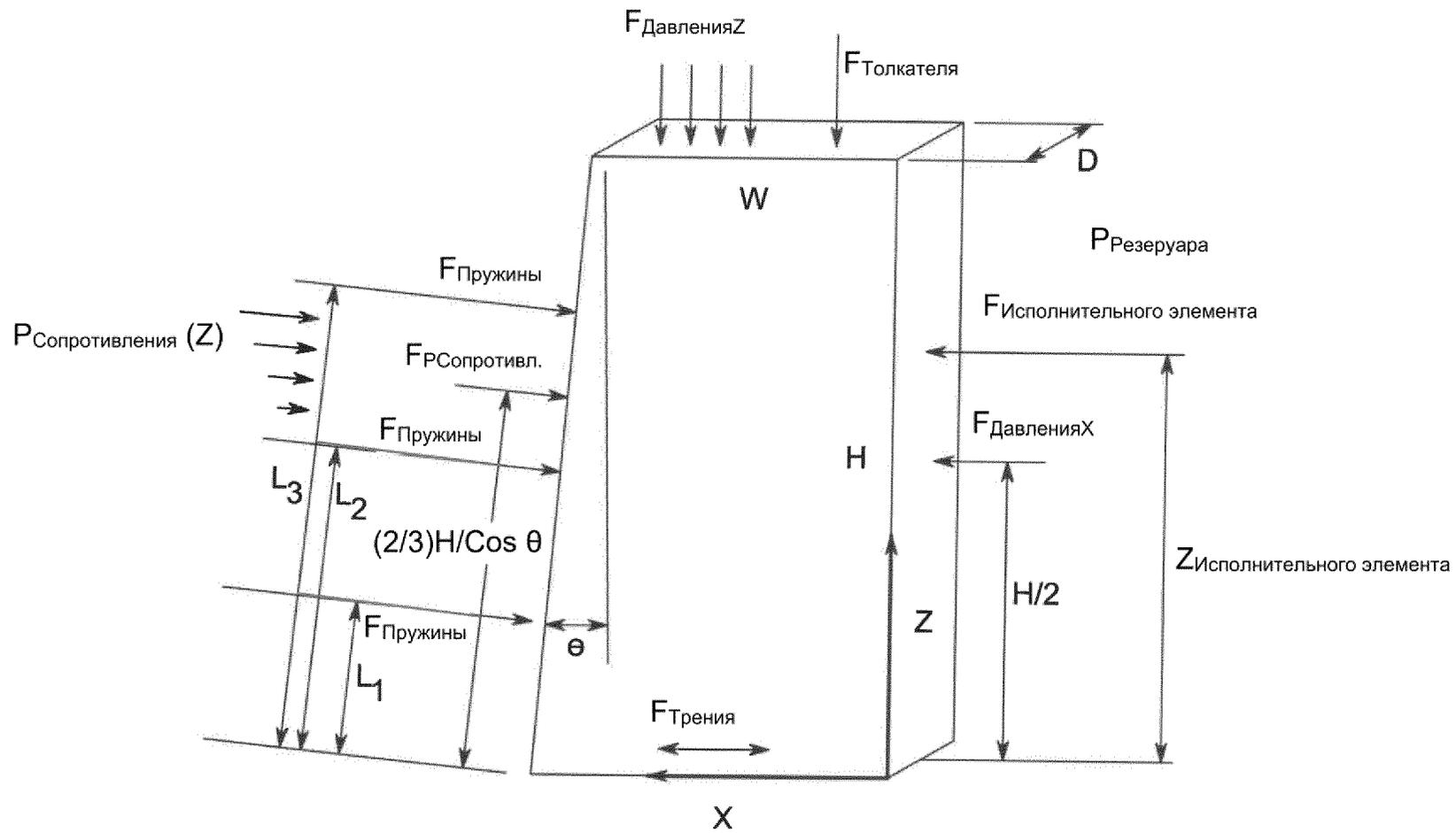


4/9

ФИГ. 4

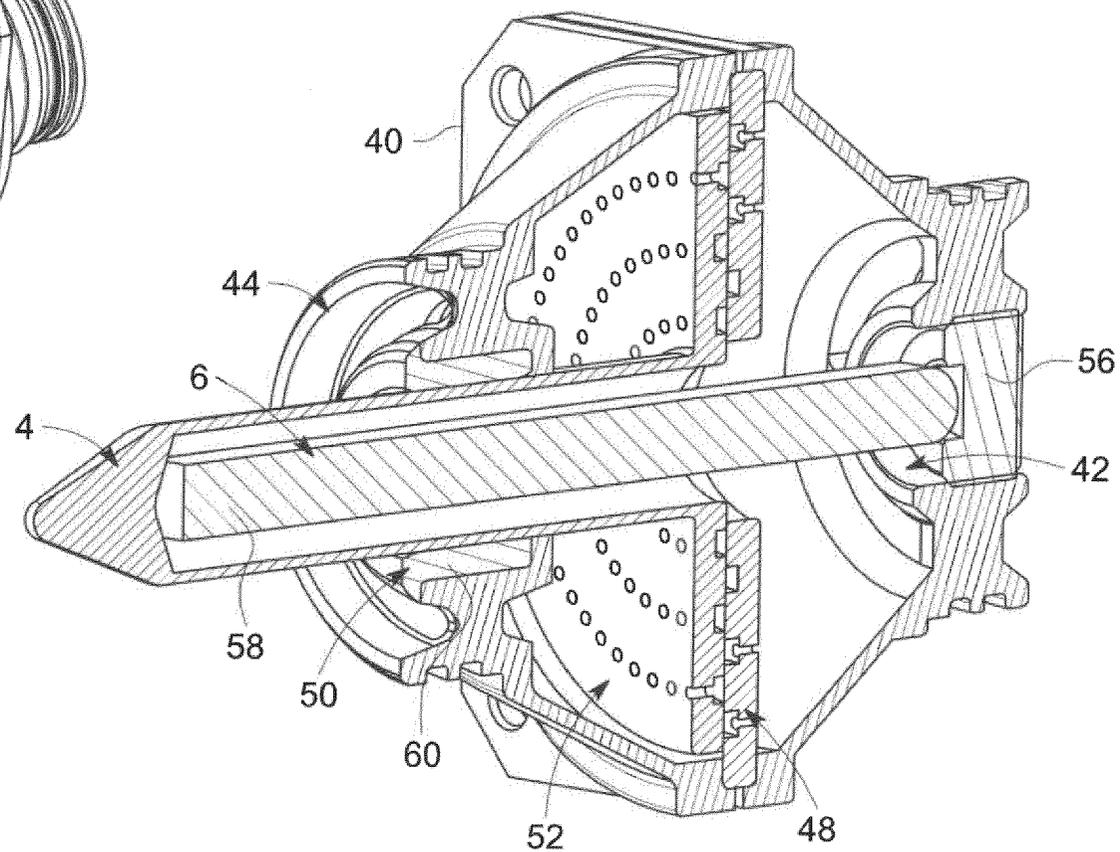
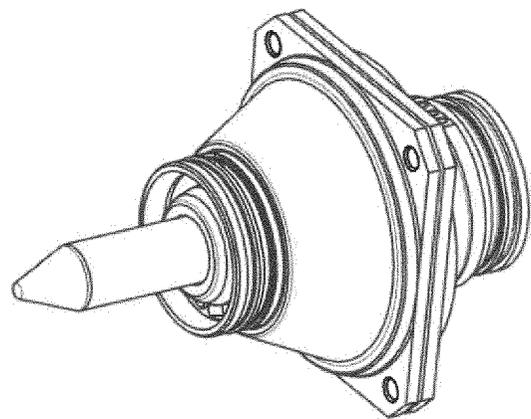


ФИГ. 5



6/9

ФИГ. 6



6/7

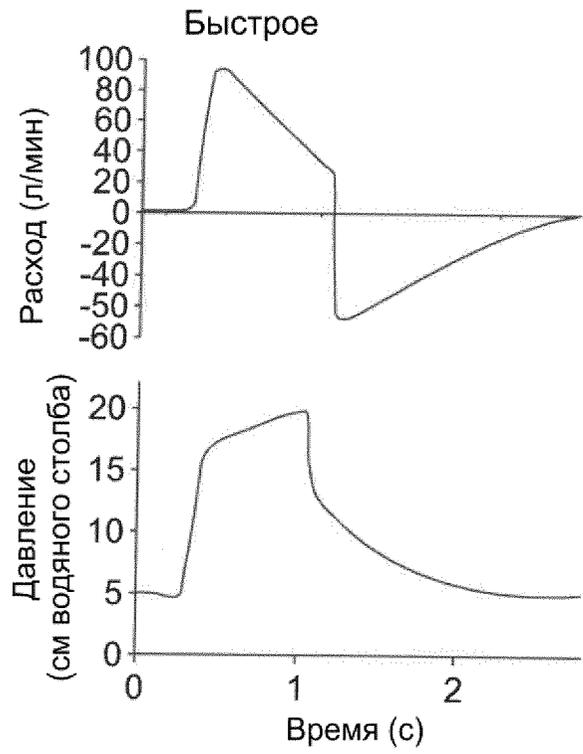
ФИГ. 7



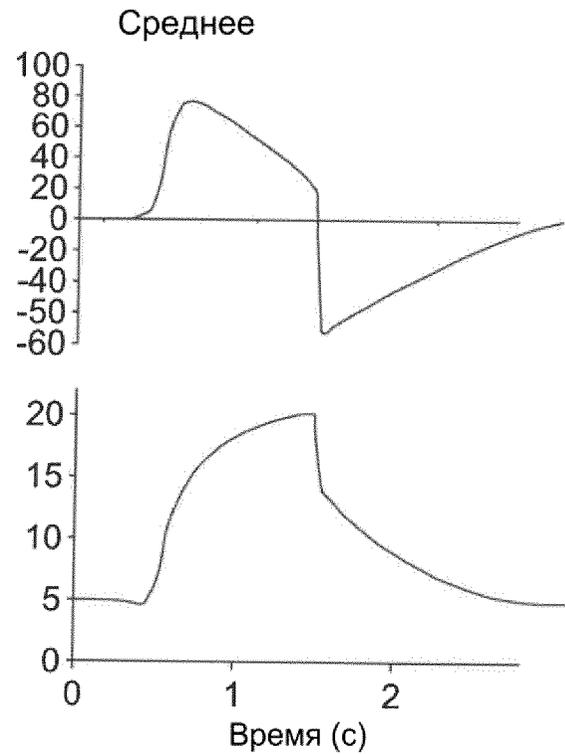
8/9

ФИГ. 8

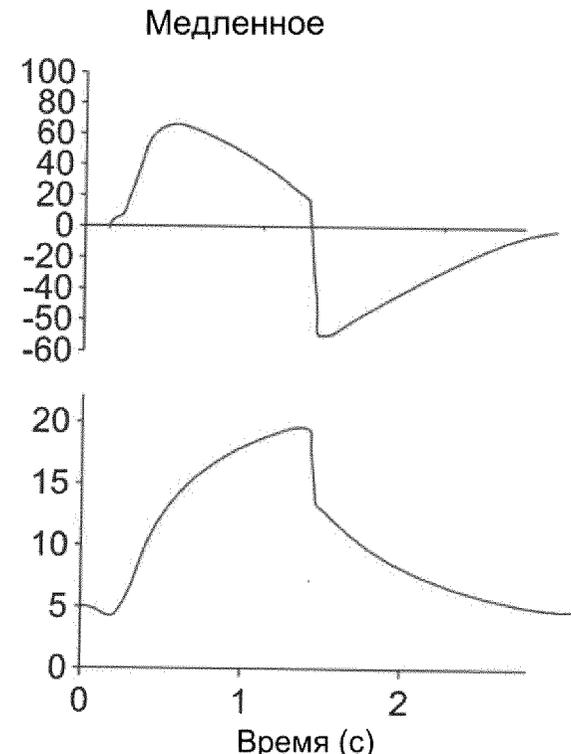
ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ПАЦИЕНТ-АППАРАТ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ ВО ВРЕМЯ НЕИНВАЗИВНОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ



ФИГ. 9А



ФИГ. 9В



ФИГ. 9С