



(19) RU⁽¹¹⁾ 2 108 084⁽¹³⁾ C1

(51) МПК⁶ A 61 H 31/02

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 93047350/14, 06.10.1993

(46) Дата публикации: 10.04.1998

(56) Ссылки: 1. EP, заявка, 0302958, A 61 M 15/00, 1989. 2. US, патент, 4230420, F 04 D 25/06, 1993. 3. SU, авторское свидетельство, 1209214, A 61 H 31/02, 1986.

(71) Заявитель:

Лебединский Константин Михайлович

(72) Изобретатель: Лебединский Константин Михайлович

(73) Патентообладатель:

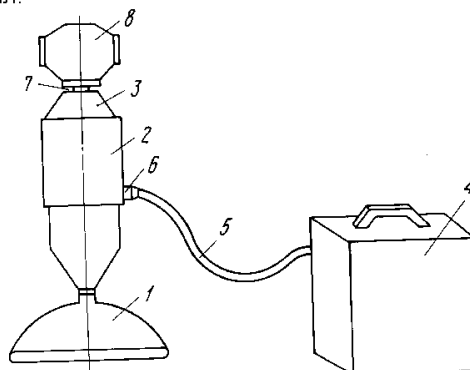
Лебединский Константин Михайлович

(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЕГКИХ

(57) Реферат:

Устройство используется в медицине, более конкретно - в службах скорой помощи, в операционных и реанимационных отделениях стационаров. Технический результат состоит в уменьшении массогабаритных характеристик устройств при одновременном обеспечении возможности реализации различных режимов вентиляции. Сущность изобретения: устройство содержит воздуховод, подключенный к компрессорному нагнетателю потока газовой смеси, и подключенный к нему блок управления. Компрессорный нагнетатель представляет собой осевой лопаточный компрессор с возможностью реверса, а блок управления содержит контроллер ввода, центральный процессор с ПЗУ, ОЗУ и контроллер вывода. Вход контроллер-ввода связан с установленными в воздуховоде электрическими преобразователями давления и расхода газовой смеси, выход контроллера ввода связан с входом ОЗУ, выход ОЗУ

связан с входом центрального процессора, выход центрального процессора - со входом контроллера вывода, а связь компрессора с блоком управления осуществлена посредством соединения выхода контроллера вывода с источником питания компрессора. 4 ил.



RU 2 108 084 C 1

RU 2 108 084 C 1



(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 108 084** ⁽¹³⁾ **C1**
 (51) Int. Cl.⁶ **A 61 H 31/02**

RUSSIAN AGENCY
 FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: 93047350/14, 06.10.1993

(46) Date of publication: 10.04.1998

(71) Applicant:

Lebedinskij Konstantin Mikhajlovich

(72) Inventor:

Lebedinskij Konstantin Mikhajlovich

(73) Proprietor:

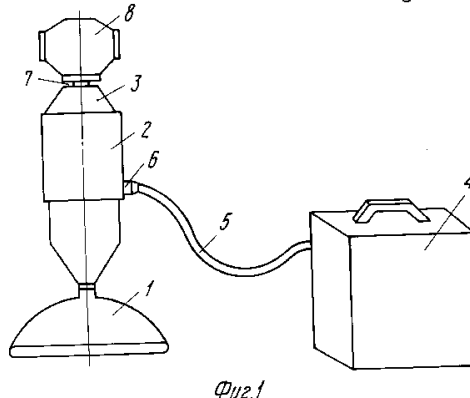
Lebedinskij Konstantin Mikhajlovich

(54) **DEVICE FOR ARTIFICIAL PULMONARY VENTILATION**

(57) Abstract:

FIELD: medicine, medicinal equipment for first aid services, operational and revivificational departments of stationary establishments. SUBSTANCE: device has an air duct connected with a compressor blower of gaseous mixture flow connected with a control unit. Compressor blower is an axial spade compressor with reverse characteristics, a control unit has an input controller, central processor and an output controller. An input of input controller is connected with electric pressure transformers installed in an air duct, an output of central processor is connected with an input of output controller. The connection of compressor with a control unit is performed by connection of an output of output controller with compressor's power

source. EFFECT: decreased volume-dimension characteristics of devices at simultaneous providing the possibility to realize different modes of VENTILATION. 4 dwg



RU 2 108 084 C1

RU 2 108 084 C1

Изобретение относится к области медицинского приборостроения. Преимущественной областью использования изобретения является служба скорой помощи, а также операционные и реанимационные отделения стационаров.

Известные конструкции аппаратов искусственной вентиляции легких весьма разнообразны [1, 2].

Как правило, аппараты искусственной вентиляции легких с механическим приводом представляют собой относительно сложные и громоздкие электро-пнеumo-механические устройства, управляемые в операционных, палатах интенсивной терапии или в автомобилях скорой помощи. Такие аппараты, например Энгстрема, обычно содержат воздуховодные магистрали вдоха и выдоха, генератор потока газовой смеси, выполняемый обычно в форме камеры объемного вытеснения с электро-механо-газодинамическим приводом, средства задания и ручной регулировки параметров работы аппарата, а также средства контроля некоторых параметров искусственной вентиляции легких (измерители давления в магистралях выдоха, измеряли расход газовой смеси). Подобные аппараты имеют крайне неудовлетворительные массогабаритные характеристики, что приводит к значительным неудобствам при их эксплуатации. В частности, при оказании скорой помощи пациент может быть подключен к аппарату, установленному в автомобиле. По прибытии его в стационар возникает проблема транспортировки реанимации или операционную как самого пациента, так и обеспечивающего его жизнедеятельность аппарата искусственной вентиляции легких. Из-за значительных массы и габаритов аппарата это, как правило, оказывается невозможным и приводит к вынужденному переходу на вентиляцию ручным способом.

С другой стороны, существующие сегодня портативные аппараты искусственной вентиляции легких не обеспечивают проведения полного комплекса режимов респираторной терапии, соответствующего современным требованиям [3, 4].

Еще одним существенным недостатком известных аппаратов является сложность и трудоемкость операций дезинфекции всех связанных с пациентом воздуховодных частей аппарата, особенно частей, используемых в магистралях выдоха.

Известен аппарат, которому указанные недостатки свойственны в меньшей степени (авт. св. СССР кл. 4 А 61 Н 31/02, N 1209214). Улучшение показателей этого аппарата достигается использованием в генераторе потока газовой смеси вместо камеры объемного вытеснения двух электроприводных нагревателей, а также введением в состав аппарата электронных средств задания режимов работы.

Указанное изобретение наиболее близко к предлагаемому и выбрано за прототип.

Структурная схема аппарата, реализующего это изобретение, включает в себя два нагнетателя смеси с воздуховодами в канале вдоха и канале выдоха, а также электрически последовательно соединенные электронный блок управления в виде формирователя временных интервалов и

согласующий релейный блок. Соответствующие выходы последнего связаны с питающими электрическими входами обоих нагнетателей газовой смеси.

5 Работа устройства прототипа определяется блоком управления, который в соответствии с положениями установленных на нем регуляторов формирует управляющие электрические сигналы, задающие временные интервалы дыхательных циклов.

10 Устройство-прототип имеет достаточно приемлемые массогабаритные характеристики. Однако его использование в ситуации транспортировки пациента на носилках без отключения или изменения режима искусственной вентиляции все же оказывается затруднительным. Пациент остается связанным с аппаратом двумя шлангами-воздуховодами, которые ограничивают возможность оперативной работы медицинского персонала. Кроме того, использованные в прототипе принципы создания газового потока обеспечивают проведение искусственной вентиляции легких лишь в режиме управления по времени с активным (IPNPU). Тем самым исключается возможность реализации современных режимов вентиляции, основанных на использовании 15 и прессициклического способов управления вентиляцией. Поэтому устройство-прототип практически весьма ограничено по применению и может быть использовано, по крайней мере по замыслу его авторов, только для выполнения искусственной вентиляции легких у экспериментальных животных в лабораторной практике.

20 Сущность предлагаемого изобретения заключается в том, что в известном устройстве для искусственной вентиляции легких, содержащем воздуховод, нагнетатель потока газовой смеси и блок управления работой нагнетателя, нагнетатель потока выполнен в виде осевого лопаточного компрессора с реверсивным приводом.

35 Форма выполнения конкретного пациента, необходимого для обеспечения процедуры искусственной вентиляции, не является принципиальной. В зависимости от клинической ситуации коннектор может быть представлен эндотрахеальной трубкой, лицевой или ларингеальной маской.

40 Предлагаемая форма выполнения нагнетателя дыхательной газовой смеси позволяет минимизировать его массогабаритные характеристики, доведя их до пределов, допускающих, когда это необходимо, совмещение нагнетателя и дыхательной маски в единый портативный узел. При этом связь такого узла с блоком управления аппарата приобретает чисто электрический характер и может быть 45 выполнена в виде гибкой кабельной линии без наложения ограничений на ее длину. Тем самым обеспечивается возможность выполнения всего аппарата в переносном варианте, что устраняет ранее отмеченный недостаток устройства-прототипа в ситуации его эксплуатации в машине скорой помощи. Облегчаются также условия стерилизации элементов аппарата.

50 В частном случае, когда необходимо производить искусственную вентиляцию легких с использованием специально создаваемых дыхательных смесей,

воздуховод предлагаемого устройства снабжен нереверсивным клапаном, вход которого связан источником дыхательной газовой смеси, а выход - с атмосферой. При такой форме выполнения воздуховода через клапан может быть подключен генератор искусственной газовой смеси, например так, как это показано на фиг.2.

Такое решение обеспечивает возможность использования предлагаемого изобретения в качестве многофункционального лечебно-диагностического респираторного комплекса.

В другом частном случае реализации предлагаемого изобретения воздуховод выполнен содержащим электрические преобразователи давления и расхода газовой смеси, а блок управления выполнен содержащим контроллер ввода, центральный процессор с постоянным запоминающим устройством, оперативное запоминающее устройство и контроллер вывода, при этом электрические выходы преобразователей давления и расхода газовой смеси связаны со входом контроллера ввода, выход контроллера ввода связан со входом оперативного запоминающего устройства, выход оперативного запоминающего устройства связан со входом центрального процессора, выход центрального процессора связан со входом контроллера, а выход контроллера связан с источником питания привода компрессора.

Подобная форма выполнения упомянутых выше структурных элементов аппарата позволяет получить информацию о состоянии органов внешнего дыхания пациента, в частности об их биомеханических параметрах и, используя эту информацию, реализовать в аппарате режимы адаптивного управления процессом искусственной вентиляции легких на основе заданных программ.

На фиг. 1 представлена структурная схема аппарата, реализующего предлагаемое изобретение в его базовой конфигурации; на фиг. 2 - структурная схема многофункционального респираторного комплекса, реализованного на основе предлагаемого изобретения; на фиг. 3 - пример конструкции нагнетателя газовой смеси; на фиг. 4 - структурная схема блока управления.

Приведенная на фиг.1 структурная схема аппарата, реализующего предлагаемое изобретение в его базовой конфигурации, включает для придания аппарату целостности дыхательную маску 1. В состав аппарата входят нагнетатель 2 потока газовой смеси, воздуховод 3, блок 4 управления с электрическим кабелем 5, подключенным через разъем 6 к нагнетателю 2. В частном случае реализации с воздуховодом 3 связан через коннектор 7 нереверсивный клапан 8.

Пример использования предлагаемого изобретения в составе многофункционального респираторного комплекса показан на фиг.2. Комплекс включает эндотрахеальную трубку 1 (эквивалент дыхательной маски 1), нагнетатель 2, воздуховод 3 с подключенным к нему нереверсивным клапаном 8, блок 4 управления, а также ряд дополнительных по отношению к изобретению элементов: блок ротаметров, подключенный к газовым магистралям 10, 11 и 12, блок ручной вентиляции 13, подключенный воздуховодами

14 и 15 к блоку 9 ротаметров и клапану 8.

Как видно из фиг. 2 предлагаемый портативный аппарат достаточно легко может быть включен в состав сложного стационарного лечебно-диагностического комплекса.

В примере конструктивного выполнения нагнетателя газовой смеси, показанном на фиг.3, нагнетатель 2 объединен с воздуховодом 3 в неразъемный конструктивный узел, что с учетом относительно малых габаритов нагнетателя и воздуховода является наиболее предпочтительной формой выполнения и устраняет необходимость межблочного разъемного соединения, не создавая в то же время неудобств при стерилизации воздушного канала.

Упомянутый конструктивный узел включает в себя корпус 16, внутри которого установлены и неподвижно закреплены реверсивный электродвигатель 17 и направляющие аппараты 18 и 19. На валу 20 электродвигателя 17 закреплена крыльчатка 21, размещенная между направляющими аппаратами 18 и 19. Соединение нагнетателя с другими элементами дыхательного контура осуществляется через пневмоконтракты 22 и 23, при этом в показанном на фиг.3 варианте конструкции нагнетателя (по причинам, указанным ниже) соединение с дыхательной маской 1 осуществляется через пневмоконтрактор 22, а соединение с генератором (источником) газовой смеси - через пневмоконтрактор 23. В корпусе 16 установлены также электрические преобразователи (датчики) давления 24 и расхода газовой смеси 25.

Функционирование нагнетателя осуществляется следующим образом. При подаче питания начинает работу электродвигатель 17. При этом за счет вращательного движения установленной на его валу 20 крыльчатки 21 создается поток газовой смеси, направленный от пневмоконтрактора 23 к пневмоконтрактору 22. Работа двигателя 17 и вращение крыльчатки 21 продолжают до окончания фазы вдоха. По окончании фазы вдоха сигналом блока 4 управления меняется направление вращения электродвигателя 17 на противоположное, соответственно меняется направление вращения крыльчатки 21, в результате чего воздушный (газовый) поток направляется уже от пневмоконтрактора 22 к пневмоконтрактору 23. Происходит отсос воздуха из магистрали, подключенной к коннектору 22 (в рассматриваемом примере - из дыхательной маски) и выброс его в магистраль, подключенную к коннектору 23. Так формируется фаза выдоха.

Направляющие аппараты 18 и 19, расположенные по обе стороны крыльчатки 21, способствуют оптимизации угла атаки лопастей в потоке газовой смеси.

В частном случае выполнения предлагаемого устройства его воздуховод снабжен нереверсивным клапаном. Он может выполняться как в составе единого с воздуховодом конструктивного узла, так и в виде отдельного съемного элемента, соединенного с воздуховодом посредством пневмоконтрактора. Последний вариант выполнения представляется более предпочтительным, поскольку обеспечивает

большее разнообразие вариантов использования предлагаемого изобретения. Именно такой случай реализации показан на фиг.1 и 2.

В другом частном случае выполнения предлагаемого изобретения предусмотрено автоматическое управление процессом подачи дыхательной газовой смеси в зависимости от состояния аппарата внешнего дыхания пациента. В этом варианте выполнения аппарата в воздуховоде 3 со стороны его соединения с источником дыхательной смеси установлены электрические преобразователи 24 давления и 25 расхода газовой смеси (фиг.3). Электрические выходы этих датчиков через кабельный разъем 6 и соответствующую кабельную линию подключены к блоку 4 управления (фиг.4).

Блок 4 управления включает в себя последовательно соединенные контроллер 26 ввода, центральный процессор 27, содержащий постоянное (например перепрограммированное) запоминающее устройство 28 и связанный с оперативным запоминающим устройством 29, и контроллер 30 вывода, связанный с силовым источником 31 питания.

На вход контроллера 26 ввода поступают аналоговые электрические сигналы от датчиков 24 и 25. Контроллер 26 преобразовывает эти сигналы в цифровую форму и в соответствии с установленной программой драйвером производит их ввод в оперативное запоминающее устройство 29. Центральный процессор 27 в соответствии с хранящейся в его постоянном запоминающем устройстве 28 основной программой управления искусственной вентиляции легких задает временной такт следования циклов вдоха-вывода, длительность каждой фазы в этих циклах, объем подаваемого воздуха и в соответствии с зафиксированными в оперативном запоминающем устройстве 29 текущими значениями сигналов от датчиков 24 и 25 производит расчет необходимых корректировок параметров вентиляции, адаптируя их к функции внешнего дыхания пациента.

Выходные цифровые сигналы центрального процессора 27 поступают на контроллер 30 вывода, который в соответствии с этими сигналами регулирует

подачу питания от силового источника 31 на двигатель 17 нагнетателя 2. Так обеспечивается адаптивное функционирование внешнего дыхания пациента управление искусственной вентиляцией легких.

Предлагаемое изобретение обеспечивает возможность эксплуатации реализованных на его основе аппаратов в "полевых" условиях, т.е. при отсутствии электрической сети. Вместе с тем, он позволяет без прекращения процесса искусственной вентиляции легких произвести дополнение его новыми элементами, расширяющими лечебные возможности устройства. Это оказывается необходимым, например, при переходе от одного этапа лечебно-эвакуационного процесса к другому.

Литература

1. Sykes M. K., McNicol M.N., Campbell E.J.M. Respiratory failure. Oxford. 1969
2. Pierson D. J. , Kacmarek R.M. Foundations of respiratory care. N.J. 1992.
3. Кассиль В.Л. Искусственная вентиляция легких в интенсивной терапии. -М.: 1987.
4. Отчет о заседании IV съезда научных обществ анестезиологов и реаниматологов СССР. // Анестезиология и реаниматология. 1990, N 4, с. 63, 77.

Формула изобретения:

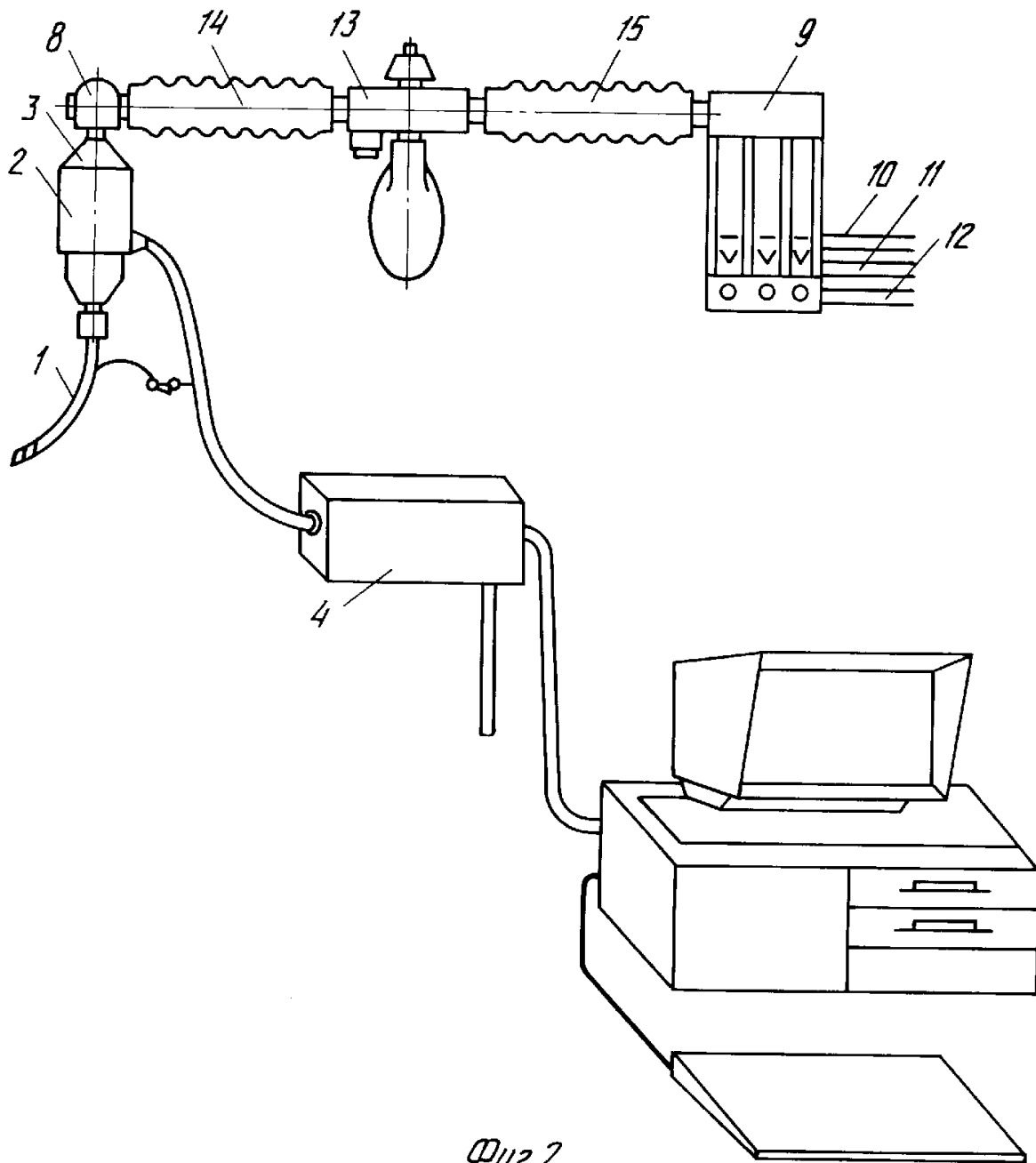
Устройство для искусственной вентиляции легких, содержащее воздухопровод, подключенный к компрессорному нагнетателю потока газовой смеси, и подключенный к нему блок управления, отличающееся тем, что компрессорный нагнетатель потока газовой смеси представляет собой осевой лопаточный компрессор с возможностью реверса, а блок управления содержит контроллер ввода, центральный процессор с ПЗУ, ОЗУ и контроллер вывода, при этом вход контроллера ввода связан с установленными в воздуховоде электрическими преобразователями давления и расхода газовой смеси, выход контроллера ввода связан с входом ОЗУ, выход ОЗУ связан с входом центрального процессора, выход центрального процессора - с входом контроллера вывода, а связь компрессора с блоком управления осуществлена посредством соединения выхода контроллера вывода с источником питания привода компрессора.

50

55

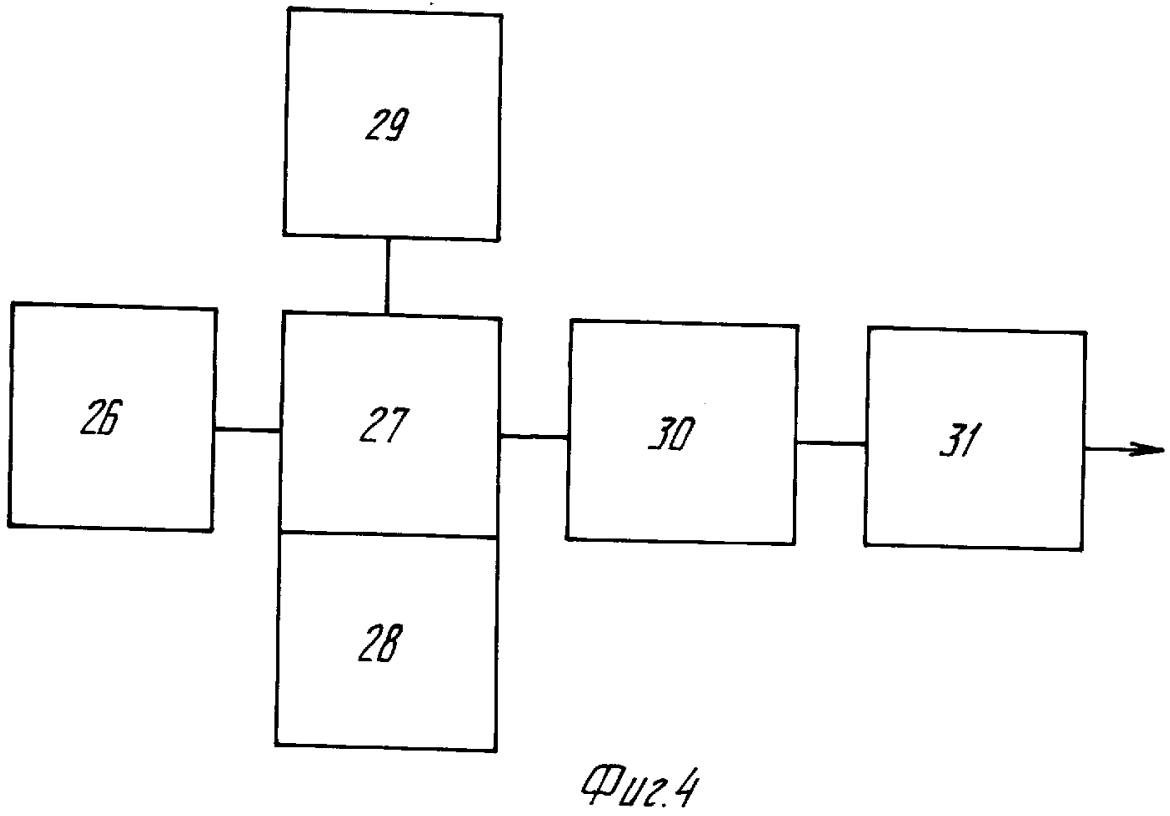
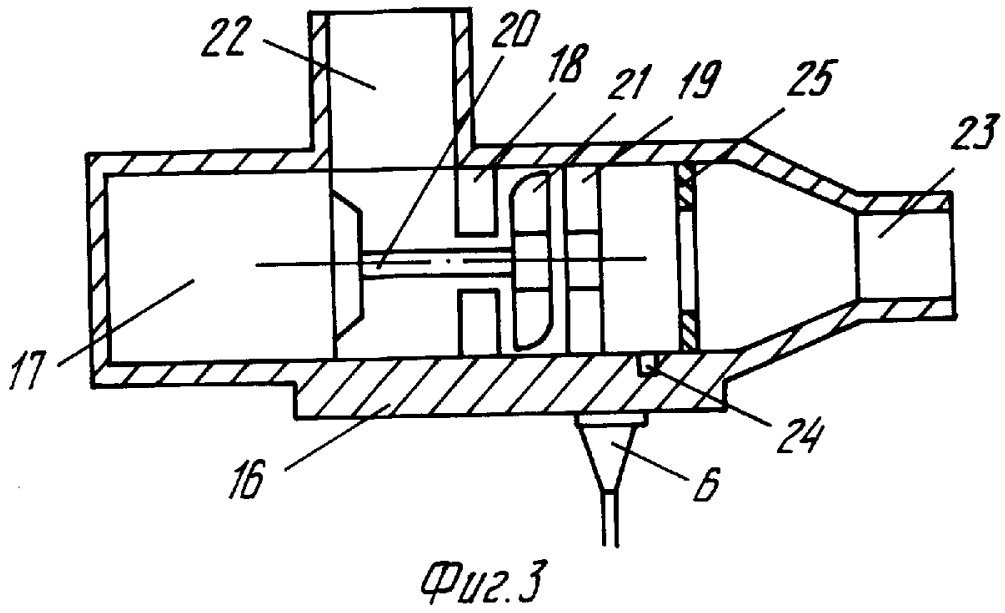
60

RU 2108084 C1



Фиг. 2

RU 2108084 C1



RU 2108084 C1

RU 2108084 C1