



(19) **RU** (11)

20 241 (13) **U1**

(51) МПК
А61Н 31/02 (2000.01)

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К СВИДЕТЕЛЬСТВУ

(21), (22) Заявка: 2001116013/20, 08.06.2001

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
08.06.2001

(46) Опубликовано: 27.10.2001

Адрес для переписки:
195067, Санкт-Петербург, Пискаревский пр.,
52, кв.58, В.Д.Ремизову

(71) Заявитель(и):

Сорокин Андрей Алексеевич

(72) Автор(ы):

Сорокин А.А.

(73) Патентообладатель(и):

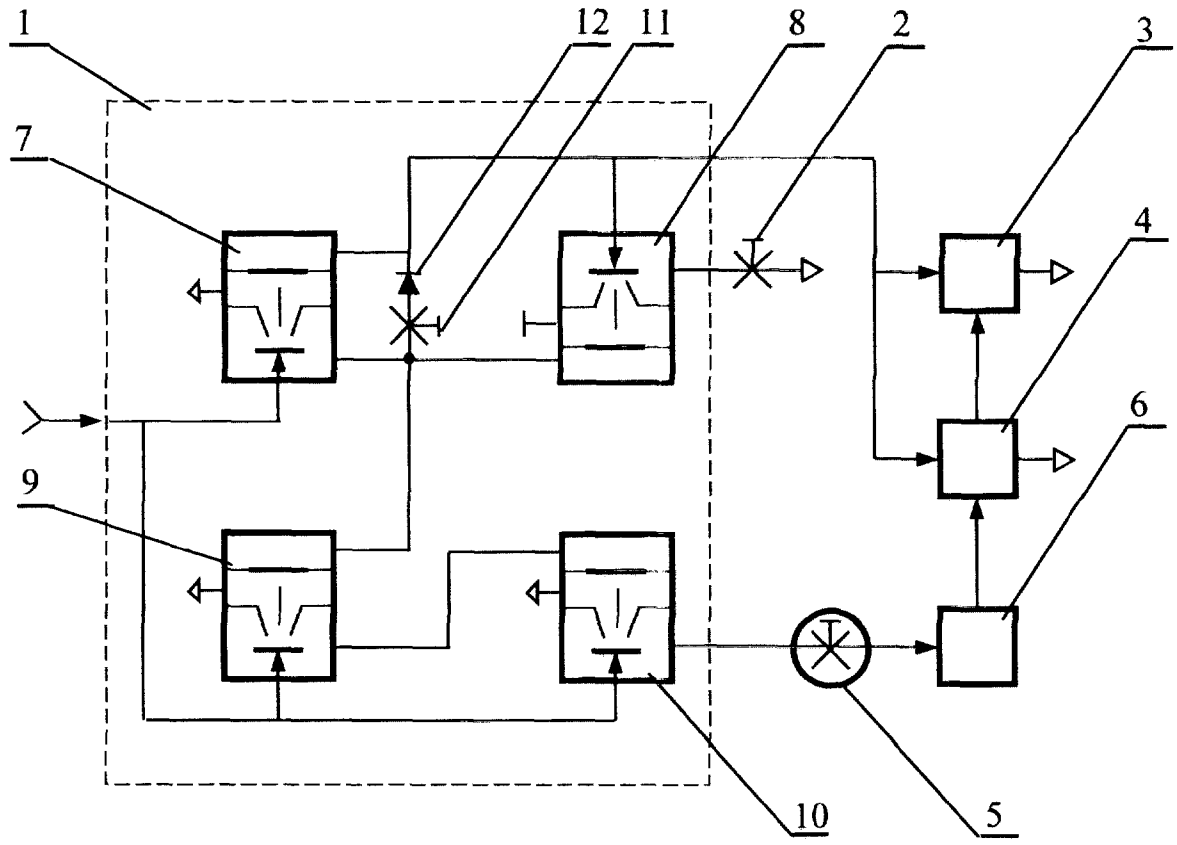
Сорокин Андрей Алексеевич

(54) ПОРТАТИВНЫЙ АППАРАТ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО ДЫХАНИЯ

(57) Формула полезной модели

1. Портативный аппарат вспомогательного дыхания, содержащий источник сжатого газа, пневматический функциональный блок, датчик попытки вдоха, клапан и устройство присоединения к пациенту, отличающийся тем, что функциональный блок выполнен в виде интегрального пневмомодуля, включающего в себя четыре связанных между собой пневмореле со свободно лежащими мембранами и содержит пневмосопротивление, обратный клапан и звуковой пневмосигнализатор, при этом вход питания модуля связан с источником сжатого газа, один из выходов модуля соединен с атмосферой через пневмосопротивление, второй выход связан с входами звукового пневмосигнализатора и датчика попытки вдоха, а третий выход соединен через клапан с устройством присоединения к пациенту, связанным также с датчиком попытки вдоха.

2. Аппарат по п. 1, отличающийся тем, что выход первого реле связан с управляющими входами второго и третьего реле непосредственно, а с собственным управляющим входом, входом питания второго реле и входами звукового пневмосигнализатора и датчика попытки вдоха через пневмосопротивление и обратный клапан, выход третьего реле соединен с управляющим входом четвертого реле, а входы питания первого, третьего и четвертого реле связаны с входом питания интегрального модуля.



2001116013

М.кл. А61Н 31/02,

ПОРТАТИВНЫЙ АППАРАТ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО ДЫХАНИЯ

Предлагаемое техническое решение относится к области медицинской техники, в частности к дыхательным аппаратам, выполненным на элементах пневмоавтоматики, и может быть использовано для проведения вспомогательной вентиляции легких в различных условиях медицинской практики, в том числе на месте происшествия, в транспорте и др.

Известны дыхательные аппараты, выполненные на пневматических мембранных элементах, например, «Аппарат вспомогательного искусственного дыхания» по авт.свид. № 1132943, М. кл. А61Н 31/02.

Известен также «Аппарат для проведения управляемой и вспомогательной вентиляции легких» по авт.свид. № 921564, М.кл. А61Н 31/02, который по технической сущности является наиболее близким к предлагаемому техническому решению и выбран в качестве прототипа.

Общим в предлагаемом техническом решении и известных устройствах является выполнение устройств на элементах пневмоавтоматики и наличие в них функционального блока, вентиля, датчика попытки вдоха и устройства присоединения к пациенту, однако принципиальное решение их различно.

Общими недостатками известных устройств являются сложность конструкции и недостаточная надежность работы, из-за применения в конструкции дополнительных блоков и использования безрасходных пневмореле, отличающихся сложной конструкцией, включающей в себя механические подвижные части, пружины и защемленные мембраны. Кроме того, в известных устройствах отсутствует сигнализация дыхательных попыток пациента.

Основными задачами предлагаемого технического решения наряду с обеспечением вспомогательного дыхания в режиме откликанья на дыхательные попытки пациента и автоматического перехода на искусственную венти-

ляцию легких при их отсутствии, являются миниатюризация, упрощение конструкции и работы с аппаратом, повышение надежности работы с увеличением сроков службы и хранения аппарата, а также обеспечение звуковой сигнализации дыхательных попыток пациента.

Для решения указанных задач в предлагаемом портативном аппарате вспомогательного дыхания, содержащем источник сжатого газа, пневматический функциональный блок, датчик попытки вдоха, клапан и устройство присоединения к пациенту, функциональный блок выполнен в виде интегрального пневмомодуля, включающего в себя четыре связанных между собой пневмореле и содержит пневмосопротивление, обратный клапан и звуковой сигнализатор, при этом вход питания модуля связан с источником сжатого газа, один из выходов модуля соединен с атмосферой через пневмосопротивление, второй выход связан с входами звукового сигнализатора и датчика попытки вдоха, а третий выход соединен через клапан с устройством присоединения к пациенту, связанным также с датчиком попытки вдоха. Кроме того, выход первого реле в модуле связан с управляющими входами второго и третьего реле непосредственно, а с собственным управляющим входом, входом питания второго реле и входами звукового сигнализатора и датчика попытки вдоха через пневмосопротивление и обратный клапан, выход третьего реле соединен с управляющим входом четвертого реле, а входы питания первого, третьего и четвертого реле связаны с входом питания интегрального пневмомодуля.

На чертеже представлена функциональная схема предлагаемого аппарата, где:

- 1 - пневматический интегральный модуль;
- 2, 11 - пневмосопротивления;
- 3 - звуковой сигнализатор;
- 4 - датчик попытки вдоха;
- 5 - клапан;
- 6 - устройство присоединения к пациенту;

7, 8, 9, 10 - пневмореле со свободно лежащими мембранами;

12 - обратный клапан.

Аппарат содержит пневматический интегральный модуль 1, вход питания модуля 1 связан с источником сжатого газа (на чертеже не показан), первый выход модуля 1 связан с атмосферой через пневмосопротивление 2, второй его выход связан с входами звукового пневмосигнализатора 3 и датчика 4 попытки вдоха, третий его выход соединен через вентиль 5 с устройством 6 присоединения к пациенту, который связан также с датчиком 4 попытки вдоха.

Интегральный модуль 1 содержит пневмореле 7, 8, 9 и 10, выход реле 7 связан с управляющими входами реле 8 и 9 и через пневмосопротивление 11 и обратный клапан 12 соединен с собственным управляющим входом, выход реле 9 соединен с управляющим входом реле 10, а входы питания реле 7, 9 и 10 связаны с входами питания интегрального модуля 1.

Аппарат работает следующим образом.

При подаче давления питания в аппарат на выходе реле 7 интегрального модуля 1 появляется единичный пневмосигнал, который, поступая на управляющие входы реле 8 и реле 9, обеспечивает на выходе реле 10 поток газа, направляемый в устройство 6 присоединения к пациенту через вентиль 5, величина открытия которого определяет величину потока газа. Одновременно с этим на управляющем входе реле 7, входе питания реле 8 и управляющих входах звукового пневмосигнализатора 3 и датчика 4 попытки вдоха происходит нарастание давления газа через пневмосопротивление 11 и обратный клапан 12, до величины верхнего порога срабатывания реле 7. При достижении этой величины реле 7 переключается, на его выходе появляется нулевой сигнал, переключающий реле 9 и реле 10, в результате чего на выходе реле 10 поток газа, поступающий в устройство 6, прекращается, и наступает фаза ожидания попытки вдоха пациента. Время ожидания попытки вдоха регулируется и определяется открытием пневмосопротивления 2, через которое происходит вытравливание накопившегося на управляющем входе реле 1

давления газа в атмосферу. При возникновении попытки вдоха пациента на управляющем входе датчика 6 попытки вдоха возникает разрежение, при котором включается датчик 6 и звуковой пневмосигнализатор 3, в результате чего управляющий вход реле 1 соединяется с атмосферой, минуя пневмосопротивление 2, и на выходе реле 10 появляется поток газа, направляемый к пациенту. Таким образом, при каждой попытке вдоха во время фазы ожидания аппарат откликается на нее и обеспечивает на своем выходе поток газа, продолжительность подачи которого определяется пневмосопротивлением 11, а расход - вентилем 5, при этом при каждой попытке вдоха датчик 4 включает пневмосигнализатор 3, издающий звуковой сигнал.

При отсутствии или прекращении дыхательных попыток пациента в период фазы ожидания на выходе аппарата автоматически появляется поток газа, подаваемый пациенту, и цикл повторяется.

Продолжительность подачи газа пациенту (время вдоха) устанавливается пневмосопротивлением 11, время ожидания попытки вдоха регулируется пневмосопротивлением 2, а величина потока газа устанавливается вентилем 5.

В качестве модуля 1, включающего пневмореле 7, 8, 9 и 10 со свободно лежащими мембранами использованы серийно выпускаемые промышленностью интегральные модули типа П1МИ.

Из описания работы предлагаемого портативного аппарата вспомогательного дыхания видно, что наряду с обеспечением работы аппарата в режиме отклика на дыхательные попытки пациента и автоматического перехода на режим искусственной вентиляции легких при отсутствии дыхательных попыток пациента он обладает упрощенной конструкцией, основанной на применении единственного интегрального пневмомодуля, и дополнительными преимуществами, такими как:

- максимальная портативность из-за применения миниатюрного модуля и ограниченного количества элементов в аппарате;

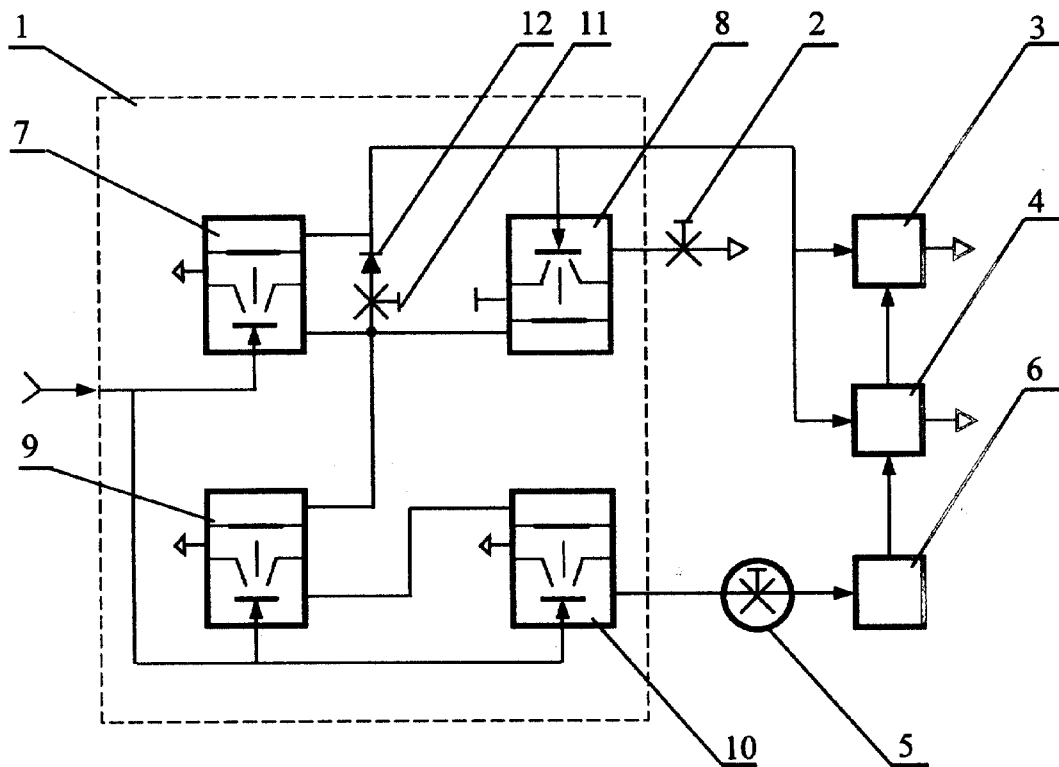
- повышенный срок службы и хранения аппарата благодаря использованию пневмореле со свободно лежащими мембранами, в которых отсутствуют подвижные механические части;

- обеспечение звуковой сигнализации дыхательных попыток пациента.

Таким образом, в результате предложенного технического решения портативный аппарат вспомогательного дыхания обеспечивает достижение поставленных задач и заявленного технического эффекта, обладает упрощенной конструкцией, повышенной надежностью работы и простотой управления аппаратом.

Заявленное техническое решение, по мнению автора, не является очевидным, а его технический эффект достаточно высок.

Возможность промышленного применения предлагаемого аппарата не вызывает сомнения, т.к. он выгодно отличается от выпускаемых устройств подобного назначения, применяемых в здравоохранении.



1 - пневматический интегральный модуль; 2, 11 - пневмосопротивление;
 3 - звуковой пневмосигнализатор; 4 - датчик попытки вдоха; 5 - вентиль;
 6 - устройство присоединения к пациенту; 7, 8, 9, 10 - пневмореле со свободно лежащими мембранами; 12 - обратный клапан