

R U 2 5 2 7 1 5 8 C 2

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



(19) RU⁽¹¹⁾ 2 527 158⁽¹³⁾ C2

(51) МПК
A61F 5/56 (2006.01)

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2011132088/14, 09.12.2009

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
09.12.2009

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
30.12.2008 US 61/141,250

(43) Дата публикации заявки: 10.02.2013 Бюл. № 4

(45) Опубликовано: 27.08.2014 Бюл. № 24

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: WO9100075A1 (WENNERHOLM BJOERN), 10.01.1991, c.5-8 . WO9639206A2 (ASN RESPIRATION DEVICE LTD), 12.12.1996, c.2-4. WO03082393A1 (OPTINOSE AS), 09.10.2003, c.11-16 . US3777757A (GRAY R ET AL), 11.12.1973, c.3. US2007283962A1 (DOSHI RAJIV ET AL), 13.12.2007, [0064]-[0093].WO2007146189A2(VENTUSMEDICAL INC), 21.12.2007, [0084]-[0088]. RU2258538C2 (ОПТИНОУЗ АС), 20.08.2005

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: 01.08.2011

(86) Заявка РСТ:
IB 2009/055626 (09.12.2009)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2010/076711 (08.07.2010)

Адрес для переписки:
129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, строение 3,
ООО "Юридическая фирма Городисский и
Партнеры"

(72) Автор(ы):

ВИТТ Эрик Курт (US),
КОЛБО Майкл Эдвард (US),
КЛЕГГ Уильям Эдвин (US),
МЕЧЛЕНБУРГ Дуглас (US)

(73) Патентообладатель(и):
КОНИКЛЕЙКЕ ФИЛИПС
ЭЛЕКТРОНИКС Н.В. (NL)

R U 2 5 2 7 1 5 8 C 2

(54) СИСТЕМА И ДЫХАТЕЛЬНОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ ПОДДЕРЖАНИЯ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ПУТЕЙ СУБЪЕКТА

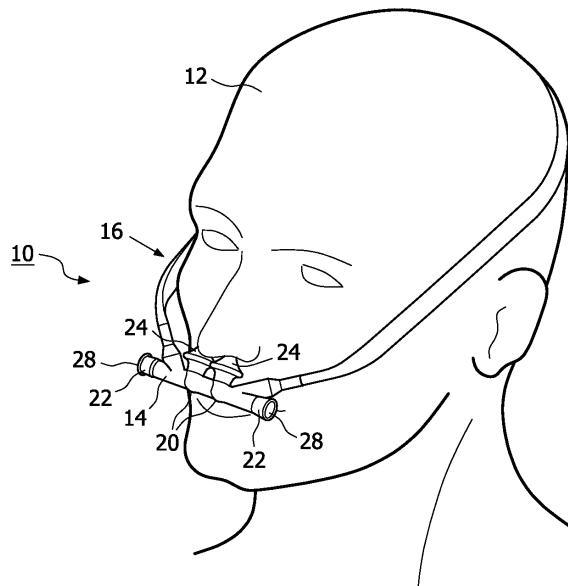
(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицине. Дыхательное устройство предназначено для поддержания дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта и содержит корпус с одним или несколькими клапанами и процессор, позволяющий повысить сопротивление клапанов

с течением времени. Поток газа из легких субъекта в процессе выдоха максимально используют для обеспечения поддержки дыхательных путей. В частности, корпус, который вмещает одно или несколько наружных отверстий субъекта, обеспечивает разность сопротивлений

между потоками вдыхаемого газа и потоками выдыхаемого газа, которая поддерживает

дыхательные пути субъекта. 2 н. и 17 з.п. ф-лы, 10 ил.



ФИГ. 1

Р У

2 5 2 7 1 5 8 С 2

С 2

2 5 2 7 1 5 8

Р У

FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21)(22) Application: 2011132088/14, 09.12.2009

(24) Effective date for property rights:
09.12.2009

Priority:

(30) Convention priority:
30.12.2008 US 61/141,250

(43) Application published: 10.02.2013 Bull. № 4

(45) Date of publication: 27.08.2014 Bull. № 24

(85) Commencement of national phase: 01.08.2011

(86) PCT application:
IB 2009/055626 (09.12.2009)(87) PCT publication:
WO 2010/076711 (08.07.2010)

Mail address:

129090, Moskva, ul. B. Spasskaja, 25, stroenie 3,
OOO "Juridicheskaja firma Gorodisskij i Partnery"

(72) Inventor(s):

VITT Ehrik Kurt (US),
KOLBO Majkl Ehdvard (US),
KLEGG Uill'jam Ehdvin (US),
MEChLENBURG Duglas (US)

(73) Proprietor(s):

KONINKLEJKE FILIPS EhLEKTRONIKS
N.V. (NL)R U
2 5 2 7 1 5 8
C 2

(54) SYSTEM AND RESPIRATORY DEVICE FOR SUPPORTING SUBJECT'S RESPIRATORY TRACT

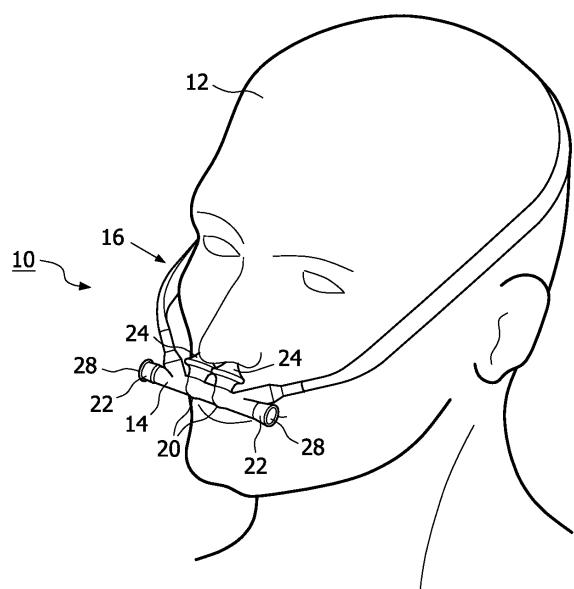
(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medicine. Gas flow from subject's lungs in the process of exhalation is maximally used to provide support to respiratory tract. In particular, case, which contains one or several subject's holes, provides difference of resistances between flows of inhaled gas and flows of exhaled gas, which supports subject's respiratory ways.

EFFECT: respiratory device is intended for supporting subject's respiratory ways during breathing and contains case with one or several valves and processor, making it possible to increase resistance of valves in the course of time.

19 cl, 10 dwg



ФИГ. 1

По настоящей патентной заявке испрашивается приоритет согласно 35 U.S.C. § 119 (e) по предварительной заявке США № 61/141250, поданной 30 декабря 2008, содержание которой включено в настоящий документ в качестве ссылки.

Настоящая заявка связана с патентной заявкой США с серийным № 61/141270,

5 которая подана 30 декабря 2008 года, патентной заявкой США с серийным № 61/141251, которая подана 30 декабря 2008 года, патентной заявкой США с серийным № 61/141252, которая подана 30 декабря 2008 года, содержание которых полностью включено в настоящее описание посредством ссылки.

10 Изобретение относится к поддержанию дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта.

Пациентов, страдающих от нарушений дыхания во сне, как правило, лечат с использованием устройства положительного давления в дыхательных путях (РАР), которое обеспечивает поток дыхательного газа под давлением в соответствии с предварительно определенным режимом вентиляции, таким как, среди прочего, 15 непрерывное положительное давление в дыхательных путях, пропорциональное положительное давление в дыхательных путях и пропорциональная вспомогательная вентиляция. Когда пациент спит, газ под давлением поддерживает дыхательные пути пациента так, что эпизоды остановки дыхания, связанные с нарушением дыхания во сне, сокращаются или устраняются. Устройства РАР могут доставлять дискомфорт 20 пациенту. Это приводит к уменьшению податливости пациентов при лечении и в целом может вести к прекращению лечения некоторыми пациентами.

В другом способе лечения нарушения дыхания во сне используют средства сопротивления для дыхательных путей, которые препятствуют выдыхаемому пациентом потоку, таким образом, поддерживая дыхательные пути в процессе выдоха. Однако в 25 процессе лечения стандартные средства сопротивления для дыхательных путей располагают внутри дыхательных путей, что может доставлять дискомфорт некоторым пациентам и может быть в некоторой степени негигиеничным. Расположение стандартных средств сопротивлений для дыхательных путей внутри, например, ноздрей пациента также будет уменьшать площадь внутреннего поперечного сечения ноздрей, 30 что может оказывать нежелательное влияние на лечение, обеспечиваемое средствами сопротивления. Кроме того, средства сопротивления для дыхательных путей могут смещаться из дыхательных путей пациента, или можно реализовать клейкое средство (например, вокруг ноздрей) для удержания средств сопротивления на месте. В некоторых случаях некоторые пациенты считают стандартные средства сопротивления для 35 дыхательных путей неудобными, и они могут не обеспечивать некоторым пациентам соответствующую поддержку. Например, в процессе вдоха стандартные средства сопротивления для дыхательных путей могут оставлять дыхательные пути полностью без поддержки или даже снижать давление вследствие некоторого сопротивления потоку выдыхаемого газа.

40 Один аспект настоящего изобретения относится к дыхательному устройству, выполненному с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта. В одном из вариантов осуществления дыхательное устройство содержит корпус и набор из одного или нескольких вдыхательных клапанов. Корпус выполнен так, чтобы вмещать одно или несколько наружных отверстий дыхательных 45 путей субъекта. Корпус образует множество путей потоков между одним или несколькими наружными отверстиями дыхательных путей субъекта и окружающей атмосферой, множество путей потоков содержит первый поднабор путей потоков, выполненный из одного или нескольких, но не из всех из множества путей потоков.

Набор из одного или нескольких вдыхательных клапанов расположен в первом поднаборе путей потоков и обеспечивает протекание газа относительно свободно из окружающей атмосферы в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта внутри первого поднабора путей потоков. Один или несколько вдыхательных 5 клапанов в значительной степени препятствуют или закрывают поток газа из одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта в окружающую атмосферу внутри первого поднабора путей потоков. Совокупное сопротивление потоку газа внутри множества путей потоков, образованных корпусом для газа, проходящего из окружающей атмосферы в одно или несколько наружных отверстий 10 дыхательных путей субъекта, достаточно мало, чтобы субъект мог свободно вдыхать через корпус, и совокупное сопротивление потоку газа внутри множества путей потоков, образованных корпусом для газа, проходящего из одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта в окружающую атмосферу, достаточно велико, чтобы выдох субъекта через корпус создавал давление в дыхательных путях субъекта, 15 которое поддерживает дыхательные пути в процессе выдоха.

Другой аспект изобретения относится к способу поддержания дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта. В одном из вариантов осуществления способ включает в себя включение одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта в корпус, который формирует множество путей потоков между одним 20 или несколькими наружными отверстиями дыхательных путей и окружающей атмосферой, множество путей потоков содержит первый поднабор путей потоков, выполненный из одного или нескольких, но не из всех из множества путей потоков; обеспечение, в процессе вдоха, первого совокупного сопротивления потоку газа внутри множества путей потоков для потока газа через корпус из окружающей атмосферы в 25 одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей, причем первое совокупное сопротивление достаточно мало, чтобы вдох газа из окружающей атмосферы в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей происходил по существу беспрепятственно; и обеспечение, в процессе выдоха, второго совокупного сопротивления потоку газа внутри множества путей потоков для потока газа через 30 корпус из одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей в окружающую атмосферу посредством ограничения потока газа через первый поднабор путей потоков без по существу ограничения потока газа через другие пути потоков во множестве путей потоков, образованных корпусом, второе совокупное сопротивление достаточно велико, чтобы газ, выдыхаемый через корпус, увеличивал давление внутри 35 дыхательных путей субъекта так, чтобы увеличенное давление поддерживало дыхательные пути субъекта.

Другой аспект изобретения относится к системе, выполненной с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта. В одном из вариантов осуществления система содержит средство для вмешения одного или 40 нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта, которое образует множество путей потоков между одним или несколькими наружными отверстиями дыхательных путей и окружающей атмосферой, множество путей потоков содержит первый поднабор путей потоков, выполненный из одного или нескольких, но не из всех из множества путей потоков; средство для обеспечения, в процессе вдоха, первого 45 совокупного сопротивления потоку газа внутри множества путей потоков для потока газа из окружающей атмосферы в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей, причем первое совокупное сопротивление достаточно мало, чтобы вдох газа из окружающей атмосферы в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей

происходил по существу беспрепятственно; и средство для обеспечения, в процессе выдоха, второго совокупного сопротивления потоку газа внутри множества путей потоков для потока газа из одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей в окружающую атмосферу посредством ограничения потока газа через первый поднабор путей потоков без по существу ограничения потока газа через другие пути потоков во множестве путей потоков, образованных средством для вмещения, второе совокупное сопротивление достаточно велико, чтобы газ, выдыхаемый из одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта, увеличивал давление внутри дыхательных путей субъекта так, чтобы увеличенное давление поддерживало дыхательные пути субъекта.

Другой аспект изобретения относится к дыхательному устройству, выполненному с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта. В одном из вариантов осуществления дыхательное устройство содержит корпус, один или несколько клапанов и процессор. Корпус выполнен так, чтобы вмещать одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта. Один или несколько клапанов расположены в корпусе и выполнены с возможностью обеспечения контролируемого сопротивления потоку газа из внутренней части корпуса во внешнюю часть корпуса. Процессор выполнен с возможностью управления сопротивлением одного или нескольких клапанов потоку газа из внутренней части корпуса во внешнюю часть корпуса.

Другой аспект изобретения относится к способу поддержания дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта. В одном из вариантов осуществления способ включает в себя вмещение одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта и управление сопротивлением потоку газа одного или нескольких путей потоков, через которые газ из вмешанных одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта сообщается с окружающей атмосферой.

Другой аспект изобретения относится к дыхательному устройству, выполненному с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта. В одном из вариантов осуществления дыхательное устройство содержит средство для вмещения одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта и средство управления сопротивлением потоку газа одного или нескольких путей потоков, через которые газ из вмешанных одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта сообщается с окружающей атмосферой.

Другой аспект изобретения относится к системе, выполненной с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта. В одном из вариантов осуществления система содержит дыхательное устройство, генератор давления и схему. Дыхательное устройство выполнено с возможностью управления потоком газа между окружающей атмосферой и одним или несколькими наружными отверстиями дыхательных путей субъекта. Дыхательное устройство обладает первым сопротивлением потоку газа для газа, проходящего из окружающей атмосферы в дыхательные пути субъекта после дыхательного устройства, и вторым сопротивлением потоку газа для газа, проходящего из дыхательных путей субъекта в окружающую атмосферу после дыхательного устройства. Первое сопротивление в значительной степени ниже, чем второе сопротивление, так что в процессе вдоха газ проходит из окружающей атмосферы в дыхательные пути субъекта после дыхательного устройства по существу беспрепятственно, и в процессе выдоха второе сопротивление дыхательного устройства газу, проходящему из дыхательных путей субъекта в окружающую атмосферу, увеличивает давление внутри дыхательных путей субъекта так, что увеличенное давление

поддерживает дыхательные пути субъекта. Генератор давления выполнен с возможностью создания потока газа, пригодного для дыхания, под давлением. Схема образует путь потока газа между дыхательным устройством и генератором давления, который доставляет поток газа, пригодного для дыхания, под давлением из генератора давления в дыхательные пути субъекта через дыхательное устройство.

Другой аспект изобретения относится к способу поддержания дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта. В одном из вариантов осуществления способ включает в себя обеспечение первого сопротивления потоку газа для газа, проходящего из окружающей атмосферы в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта, в процессе вдоха субъекта; обеспечение второго сопротивления потоку газа для газа, проходящего из одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта в окружающую атмосферу, в процессе выдоха субъекта, причем первое сопротивление в значительной степени ниже, чем второе сопротивление, так что в процессе вдоха газ проходит из окружающей атмосферы в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта по существу беспрепятственно, а в процессе выдоха второе сопротивление увеличивает давление внутри дыхательных путей субъекта так, что увеличенное давление поддерживает дыхательные пути субъекта; создание потока газа, пригодного для дыхания, под давлением и доставку потока газа, пригодного для дыхания, под давлением в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта.

Другой аспект изобретения относится к системе, выполненной с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта. В одном из вариантов осуществления система содержит средство для обеспечения первого сопротивления потоку газа для газа, проходящего из окружающей атмосферы в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта, в процессе вдоха субъекта; средство для обеспечения второго сопротивления потоку газа для газа, проходящего из одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта в окружающую атмосферу, в процессе выдоха субъекта, прием первое сопротивление в значительной степени ниже, чем второе сопротивление, так что в процессе вдоха газ проходит из окружающей атмосферы в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта по существу беспрепятственно, а в процессе выдоха второе сопротивление повышает давление внутри дыхательных путей субъекта так, что увеличенное давление поддерживает дыхательные пути субъекта; средство для создания потока газа, пригодного для дыхания, под давлением и средство для доставки потока газа, пригодного для дыхания, под давлением, в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта.

Другой аспект изобретения относится к дыхательному устройству, выполненному с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта. В одном из вариантов осуществления дыхательное устройство содержит корпус, набор из одного или нескольких вдыхательных клапанов и порт схемы. Корпус выполнен так, чтобы вмещать одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта, и образует множество путей потоков между одним или несколькими наружными отверстиями дыхательных путей субъекта и окружающей атмосферой. Множество путей потоков содержит первый поднабор путей потоков, выполненный из одного или нескольких, но не из всех из множества путей потоков. Набор из одного или нескольких вдыхательных клапанов расположен в первом поднаборе путей потоков, и обеспечивает протекание газа относительно свободно из окружающей атмосферы в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта внутри первого

поднабора путей потоков.

Один или несколько вдыхательных клапанов в значительной степени препятствуют или закрывают поток газа из одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта в окружающую атмосферу внутри первого поднабора путей потоков.

- 5 Совокупное сопротивление потоку газа внутри множества путей потоков, образованных корпусом для газа, проходящего из окружающей атмосферы в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта, достаточно мало, чтобы субъект свободно вдыхать через корпус, а совокупное сопротивление потоку газа внутри множества путей потоков, образованных корпусом для газа, проходящего из одного
- 10 или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта в окружающую атмосферу, достаточно велико, чтобы выдох субъекта через корпус создавал давление в дыхательных путях субъекта, которое поддерживает дыхательные пути в процессе выдоха. Порт схемы образован в корпусе и выполнен с возможностью соединения внутренней части корпуса со схемой, которая доставляет поток газа, пригодного для
- 15 дыхания, под давлением в корпус через порт схемы.

Другой аспект изобретения относится к способу поддержания дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта. В одном из вариантов осуществления способ включает в себя обеспечение первого сопротивления потоку газа для газа, проходящего из окружающей атмосферы в одно или несколько наружных отверстий дыхательных

- 20 путей субъекта, в процессе вдоха субъекта; обеспечение второго сопротивления потоку газа для газа, проходящего из одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта в окружающую атмосферу, в процессе выдоха субъекта, причем первое сопротивление в значительной степени ниже, чем второе сопротивление, так что в процессе вдоха газ проходит из окружающей атмосферы в одно или несколько наружных
- 25 отверстий дыхательных путей субъекта по существу беспрепятственно, а в процессе выдоха второе сопротивление увеличивает давление внутри дыхательных путей субъекта так, что увеличенное давление поддерживает дыхательные пути субъекта; получение потока газа, пригодного для дыхания, под давлением; и направление потока газа, пригодного для дыхания, под давлением в одно или несколько наружных отверстий
- 30 дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта.

Другой аспект изобретения относится к дыхательному устройству, выполненному с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта. В одном из вариантов осуществления дыхательное устройство содержит средство для обеспечения первого сопротивления потоку газа для газа, проходящего из окружающей

- 35 атмосферы в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта, в процессе вдоха субъекта; средство для обеспечения второго сопротивления потоку газа для газа, выходящего из одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта в окружающую атмосферу, в процессе выдоха субъекта, причем первое сопротивление в значительной степени ниже, чем второе сопротивление, так что в
- 40 процессе вдоха газ проходит из окружающей атмосферы в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта по существу беспрепятственно, а в процессе выдоха второе сопротивление увеличивает давление внутри дыхательных путей субъекта так, что увеличенное давление поддерживает дыхательные пути субъекта; средство для получения потока газа, пригодного для дыхания, под давлением; и средство для
- 45 направления потока газа, пригодного для дыхания, под давлением в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта.

Эти и другие цели, признаки и характеристики согласно настоящему изобретению, а также способы работы и функции связанных элементов структуры и сочетание частей

и экономических аспектов производства станут более понятны после рассмотрения следующего описания и прилагаемой формулы изобретения со ссылкой на сопроводительные чертежи, причем все они образуют части настоящего описания, где одинаковые номера позиций обозначают соответствующие части на различных фигурах.

- 5 В одном из вариантов осуществления изобретения структурные компоненты, проиллюстрированные в настоящем документе, изображены в масштабе. Однако следует ясно понимать, что чертежи даны лишь с иллюстративной и описательной целью, а не с целью ограничения изобретения. Кроме того, следует принимать во внимание, что структурные признаки, изображенные или описанные в настоящем
- 10 документе в любом из вариантов осуществления, также можно использовать в других вариантах осуществления. Как используют в настоящем описании и формуле изобретения, формы единственного числа включают формы множественного числа до тех пор, пока контекст явно не указывает на иное.

На фиг. 1 изображено дыхательное устройство, выполненное с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта, в соответствии с одним или несколькими вариантами осуществления изобретения.

На фиг. 2 изображено дыхательное устройство, выполненное с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта, в соответствии с одним или несколькими вариантами осуществления изобретения.

20 На фиг. 3 изображено дыхательное устройство, выполненное с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта, в соответствии с одним или несколькими вариантами осуществления изобретения.

На фиг. 4 изображена система, выполненная с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта, в соответствии с одним или несколькими вариантами осуществления изобретения.

25 На фиг. 5 изображена система, выполненная с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта, в соответствии с одним или несколькими вариантами осуществления изобретения.

На фиг. 6 изображена система, выполненная с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта, в соответствии с одним или несколькими вариантами осуществления изобретения.

На фиг. 7 изображена система, выполненная с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта, в соответствии с одним или несколькими вариантами осуществления изобретения.

30 35 На фиг. 8 изображен способ поддержания дыхательных путей субъекта, в соответствии с одним или несколькими вариантами осуществления изобретения.

На фиг. 9 изображен способ поддержания дыхательных путей субъекта, в соответствии с одним или несколькими вариантами осуществления изобретения.

На фиг. 10 изображен способ поддержания дыхательных путей субъекта, в 40 соответствии с одним или несколькими вариантами осуществления изобретения.

На фиг. 1 изображено дыхательное устройство 10, выполненное с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта 12 во время дыхания субъекта 12, в соответствии с одним или несколькими вариантами осуществления настоящего раскрытия.

Дыхательное устройство 10 использует поток газа под давлением, созданный субъектом 45 12 посредством выдоха для повышения давления в дыхательных путях субъекта 12 с целью поддержания. В одном из вариантов осуществления дыхательное устройство 10 содержит корпус 14, который вмещает одно или несколько наружных отверстий (например, ноздри) дыхательных путей субъекта 12 и крепежное средство 16.

Крепежное средство 16 удерживает корпус 14 на месте поверх одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта 12. В варианте осуществления, представленном на фиг. 1, крепежное средство 16 представляет собой один ремень, который охватывает голову субъекта 12. В одном из вариантов осуществления

- 5 крепежное средство 16 содержит головное устройство, обладающее отличающейся конфигурацией, для зацепления крепежного средства 16 за голову для удержания корпуса 14 на месте. В одном из вариантов осуществления крепежное средство 16 содержит структуру, которая цепляется за внутреннюю часть одного или нескольких отверстий дыхательных путей субъекта 12, и/или клейкое средство, которое крепится к коже
- 10 субъекта 12, для удержания корпуса 14 на месте. В некоторых случаях (не показано) дыхательное устройство 10 можно реализовать и/или сформировать в виде единого целого с ротовым устройством и/или головным устройством, которое держит нижнюю челюсть субъекта 12 в положении, которое открывает дыхательные пути субъекта 12 (например, при выступающей вперед нижней челюсти) и/или держит рот субъекта 12
- 15 закрытым, чтобы содействовать дыханию через ноздри.

На фиг. 2 представлен увеличенный вид корпуса 14 в соответствии с одним или несколькими вариантами осуществления согласно настоящему раскрытию. Как можно видеть на фиг. 2, корпус 14 образует множество отверстий с путями потоков между ними. В одном из вариантов осуществления внутренняя часть корпуса 14 является

- 20 полой и не образует значительного препятствия потоку газа из любого из различных отверстий в любое из других различных отверстий. Множество отверстий содержит одно или несколько отверстий 18 интерфейса субъекта, набор вдыхательных портов 20 и набор выдыхательных портов 22. Отверстия 18 интерфейса субъекта обеспечивают сообщение газа внутри путей потоков, образованных внутри корпуса 14, с дыхательными
- 25 путями субъекта 12. Ниже более подробно описано, что корпус 14 образует первый поднабор путей потоков между вдыхательными портами 20 и отверстиями 18 интерфейса субъекта, который доставляет газ из окружающей атмосферы в один или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта 12 в процессе вдоха. Корпус 14 образует второй поднабор путей потоков между выдыхательными портами 22 и
- 30 отверстиями 18 интерфейса субъекта, который доставляет газ из одного или нескольких наружных отверстий субъекта 12 в окружающую атмосферу в процессе выдоха.

В одном из вариантов осуществления отверстия 18 интерфейса субъекта сформированы вмещающими дыхательные пути элементами 24. На фиг. 2 изображены вмещающие дыхательные пути элементы 24 в виде носовых вкладышей, которые

- 35 вкладываются в ноздри субъекта 12. Вмещающие дыхательные пути элементы 24 можно избирательно отсоединять от остального корпуса 14. Это облегчит очистку и/или замену вмещающих дыхательные пути элементов 24 в целях гигиены и/или выбор вмещающих дыхательные пути элементов 24 субъектом 12 на основе персональных предпочтений (например, среди элементов различного размера, с отверстиями различного размера и

40 т.д.).

В наборе вдыхательных портов 20 дыхательное устройство 10 содержит набор вдыхательных клапанов 26. Вдыхательные клапаны 26 позволяют газу относительно свободно течь из окружающей атмосферы в пути потоков, сформированные внутри корпуса 14, через вдыхательные порты 20, но в значительной степени препятствуют

- 45 или закрывают поток газа из внутренней части корпуса 14 в окружающую атмосферу через вдыхательные порты 20. Например, вдыхательные клапаны 26 могут представлять собой «однонаправленные» клапаны, которые позволяют газу свободно течь внутрь корпуса 14 из атмосферы, но препятствуют вытеканию газа, находящегося внутри

корпуса 14, в атмосферу. По существу, в процессе вдоха пути потоков, сформированные внутри корпуса между вдыхательными портами 20 и отверстиями 18 интерфейса субъекта, позволяют газу свободно протекать из вдыхательных портов 20 в отверстия 18 интерфейса субъекта и в ноздри субъекта 12. Однако в процессе выдоха вдыхательные 5 клапаны 26 в значительной степени препятствуют или закрывают поток газа, который вдохнули, из ноздрей субъекта 12 в окружающую атмосферу через первый поднабор путей потоков, сформированный внутри корпуса 14, из отверстий 18 интерфейса субъекта во вдыхательные порты 20. В одном из вариантов осуществления вдыхательные клапаны 26 можно избирательно отсоединять от остального корпуса 14. Это облегчает очистку 10 клапанов 26 и/или корпуса 14 и может позволить заменять клапаны 26 в гигиенических целях или если один из вдыхательных клапанов 26 перестанет работать корректно.

Как применяют в настоящем документе, газ, «свободно» текущий из окружающей атмосферы через вдыхательные порты 20, относится к потокам газа, которые испытывают относительно небольшое сопротивление, так что вдыхание этого газа 15 требует приблизительно аналогичного усилия со стороны субъекта, что и вдыхание без дыхательного устройства 10. Например, в одном из вариантов осуществления сопротивление вдыхательных клапанов 26 газу, текущему из окружающей атмосферы в корпус 14, достаточно мало, чтобы совокупное сопротивление дыхательного устройства 10 газу, вдыхаемому субъектом 12 через корпус 14, составляло менее чем 20 или равнялось приблизительно 0,025 см Н₂O/л/мин (при потоке 30 л/мин). В одном из вариантов осуществления сопротивление вдыхательных клапанов 26 газу, текущему из окружающей атмосферы в корпус 14, достаточно мало, чтобы совокупное сопротивление дыхательного устройства 10 газу, вдыхаемому субъектом 12 через корпус 14, составляло менее чем или равнялось приблизительно 0,017 см Н₂O/л/мин (при потоке 25 30 л/мин). Совокупное сопротивление представляет собой общее сопротивление дыхательного устройства 10 объему газа, протекающего в первый набор отверстий в дыхательном устройстве 10, через дыхательное устройство 10, и из дыхательного устройства через второй набор отверстий в дыхательном устройстве 10.

В наборе выдыхательных портов 22 дыхательное устройство 10 содержит набор 30 выдыхательных клапанов 28. Выдыхательные клапаны 28 регулируют поток газа между ноздрями субъекта 12 и окружающей атмосферой внутри второго поднабора путей потоков, образованных внутри корпуса 14 между отверстиями 18 интерфейса субъекта и выдыхательными портами 22. В частности, выдыхательные клапаны 28 обеспечивают сопротивление потоку газа из ноздрей субъекта 12 в окружающую атмосферу во втором 35 поднаборе путей потоков в процессе выдоха. Сопротивление, обеспечиваемое выдыхательными клапанами 28 этим потокам выдыхаемого газа, является основным источником совокупного сопротивления дыхательного устройства 10 газу, выдыхаемому из ноздрей субъекта 12. Фактически, если выдыхательные клапаны 26 закрывают вдыхательные порты 20 для потока газа из внутренней части корпуса 14 в окружающую 40 атмосферу, то совокупное сопротивление выдыхательных клапанов 28 потоку газа, выдыхаемого через ноздри субъекта 12 в атмосферу, представляет собой совокупное сопротивление дыхательного устройства газу, выдыхаемому через ноздри субъекта 12. Выдыхательные клапаны 28 выполнены так, что совокупное сопротивление потоку 45 газа, выдыхаемого в окружающую атмосферу через корпус 14, достаточно велико, чтобы выдох субъекта 12 через корпус 14 создавал давление в дыхательных путях субъекта 12, которое поддерживает дыхательные пути в процессе выдоха. В качестве неограничивающего примера, давление в дыхательных путях субъекта 12 может быть

равно или превышать 10 см Н₂О при пиковом давлении выдоха (например, при потоке 30 л/мин). В одном из вариантов осуществления давление, создаваемое дыхательным устройством 10 в дыхательных путях субъекта 12, может обеспечивать по меньшей мере 1,0 см Н₂О (например, при потоке 20 л/мин).

5 В одном из вариантов осуществления выдохательные клапаны 28 обладают различными сопротивлениями газу, текущему из окружающей атмосферы в ноздри субъекта 12 через корпус 14 в процессе вдоха, и газу, текущему из ноздрей субъекта 12 в окружающую атмосферу в процессе выдоха (например, выдохательные клапаны 28 могут «закрываться» в процессе вдоха). В одном из вариантов осуществления 10 выдохательные клапаны 28 обладают фиксированными сопротивлениями и обладают одним и тем же сопротивлением потоку газа независимо от направления потока газа. В любом из этих вариантов осуществления основными впускными отверстиями в корпус 14 для газа из окружающей атмосферы в процессе вдоха будет газ, текущий через 15 вдохательные клапаны 26 в вдохательных портах 20. Таким образом, совокупное сопротивление потоку выдыхаемого газа из окружающей атмосферы в ноздри субъекта 12 через корпус 14 достаточно мало благодаря вдохательным портам 20, чтобы субъект 12 мог свободно выдыхать через корпус 14.

20 Как указано выше, в процессе выдоха субъектом 12 через корпус 14 вдохательные клапаны 26 блокируют поток газа из корпуса 14 в окружающую атмосферу. Это блокирование можно выполнить посредством по существу закупоривания вдохательных портов 20 и/или посредством в значительной степени ограничения потока газа через 25 вдохательные порты 20. В качестве примера в одном из вариантов осуществления вдохательные клапаны 26 по существу закупоривают вдохательные порты 20 (например, обеспечивают сопротивление, допускающее поток газа менее чем или равный приблизительно 2,5 л/мин (при давлении 5 см Н₂О) из вдохательных портов 20). В качестве другого примера, в одном из вариантов осуществления вдохательные клапаны 26 обеспечивают сопротивление потоку газа, выходящему из корпуса 12 в процессе 30 выдоха, которое достаточно мало по сравнению с сопротивлением выдохательных клапанов 28 потоку газа из внутренней части корпуса 14 в окружающую атмосферу, чтобы сопротивление выдохательных клапанов 28 контролировало совокупное сопротивление корпуса 14 выдыхаемому газу, текущему в окружающую атмосферу из дыхательных путей субъекта 12. Например, сопротивление вдохательных клапанов 26 выдыхаемому газу, текущему из корпуса 14 в атмосферу, может быть более чем 35 приблизительно в 5 раз выше, чем сопротивление выдохательных клапанов 28 выдыхаемому газу, текущему из корпуса 14 в атмосферу. В одном из вариантов осуществления сопротивление вдохательных клапанов 26 выдыхаемому газу, текущему из корпуса 14 в атмосферу, может быть более чем приблизительно в 2,5 раза выше, чем сопротивление выдохательных клапанов 28 выдыхаемому газу, текущему из корпуса 40 14 в атмосферу.

45 В одном из вариантов осуществления сопротивление выдохательных клапанов 28 потоку газа из ноздрей субъекта 12 в окружающую атмосферу является конфигурируемым для корректирования совокупного сопротивления дыхательного устройства 10 газу, протекающему через корпус 14 из отверстий 18 интерфейса субъекта в атмосферу в процессе выдоха. Чтобы конфигурировать сопротивление выдохательных клапанов 28, клапаны 28 могут быть связаны с одним или несколькими средствами управления, через которые субъект 12 или автоматизированный управляющий механизм может осуществлять манипуляции, или один или несколько выдохательных клапанов

28 могут содержать клапаны с фиксированным сопротивлением, которые можно избирательно отсоединять от выыхательных портов 22 для замены на клапаны, обладающие желаемым сопротивлением. В одном из вариантов осуществления избирательное отсоединение выыхательных клапанов 28 может облегчать очистку 5 устройства 10 и/или замену изношенных клапанов. Корректирование сопротивления выыхательного клапана 28 может включать корректирование диаметра, размера поперечного сечения и/или площади одного или нескольких отверстий в корпусе 14, связанных с выыхательным клапаном 28.

В одном из вариантов осуществления можно предусмотреть выыхательные порты

- 10 22 с соответствующим совокупным сопротивлением выхаемому газу, не включающие отдельные выыхательные клапаны 28. Например, в корпусе 14 можно сформировать отверстие в выыхательных портах 22, которое обладает формой и/или размером, который оказывает такой уровень сопротивления потоку выхаемого газа, который обеспечивает в путях потоков внутри корпуса 14 соответствующее совокупное
- 15 сопротивление выхаемому газу. В одном из вариантов осуществления порт 22 может не выступать из корпуса 14, как показано на фиг. 2, а вместо этого может быть сформирован вровень с наружной поверхностью корпуса 14 или более обтекаемо.

Предоставление выыхательных портов 20, позволяющих свободно выхать через корпус, и выыхательных портов 22, обеспечивающих терапевтическое сопротивление

- 20 в процессе выдоха, обеспечивает некоторые улучшения относительно систем, в которых предусмотрен один порт или набор портов с клапанами, которые позволяют свободно выхать и обеспечивают терапевтическое сопротивление в процессе выдоха через те же пути потоков. Например, посредством реализации раздельных выыхательных портов 20 и выыхательных портов 22 можно сформировать дыхательное устройство 10 с
- 25 использованием выыхательных клапанов 28 с фиксированными сопротивлениями, которые являются более простыми, более надежными и менее дорогостоящими (в отношении деталей и/или процесса сборки устройства), чем клапаны тех типов, которые нужно реализовывать в устройствах, где каждое отверстие должно обеспечивать свободный вдох и терапевтическое сопротивление при выдохе. Подобным образом,
- 30 можно усовершенствовать форм-фактор дыхательного устройства 10 вследствие относительной простоты раздельно сформированных выыхательных клапанов 26 и выыхательных клапанов 28. Например, клапаны 26 и 28 и/или устройство 10 в основном можно располагать за пределами ноздрей субъекта 12 (как показано в конфигурации с носовыми вкладышами на фиг. 1 и 2). В вариантах осуществления, где клапаны 26 и
- 35 28 образованы за пределами ноздрей субъекта 12, некоторые или все клапаны могут иметь большее поперечное сечение, чем отверстие ноздрей, таким образом, позволяя снижать сопротивление клапанов 26 при вдохе. Другое улучшение, обеспечиваемое реализацией выыхательных клапанов 28 отдельно от выыхательных клапанов 26, заключается в том, что сопротивление выыхательных клапанов 28 можно сделать
- 40 конфигурируемым (например, посредством замены) без нарушения функциональности или целостности выыхательных клапанов 26.

Носовая цикличность представляет собой феномен, известный исследователям, работающим в области назальной физиологии. Как утверждает Hamilton в The Physiologist (1979 Jun;22(3):43-49): «Носовая цикличность состоит из реципрокного изменения Rn

- 45 (носовое сопротивление) между левой и правой сторонами при небольшом или нулевом изменении общего Rn. Она наблюдается приблизительно 80% времени при измерении как у одного и того же индивидуума, так и в популяции, поэтому она обладает перемежающейся природой. Когда это происходит, длительность цикла составляет от

0,5 до 4 часов, чаще от 2 до 3,5 часов». Воздушные пути через левую и правую ноздри субъекта 12 в атмосферу образуют параллельную конфигурацию схемы. Следовательно, результирующее носовое сопротивление представляет собой обратную величину суммы обратных величин отдельных сопротивлений. При комбинации с левым и правым

- 5 носовыми сопротивлениями, стандартные сопротивления дыхательных путей образуют отдельные левую и правую последовательные схемы, соответственно. Добавочные сопротивления, вносимые в эти раздельные схемы посредством стандартных сопротивлений, могут нарушать баланс носовой цикличности. Это может привести к повышенному или пониженному полному носовому сопротивлению во время
- 10 определенных периодов в носовом цикле, что может доставлять пациенту дискомфорт, влиять на терапевтическую эффективность или даже служить причиной пробуждения во время сна.

В отличие от этого, вариант осуществления устройства 10, изображенный на фиг. 1 и 2 (не содержащий внутри корпуса 14 внутреннего барьера, который разделяет ноздри 15 субъекта 12), не влияет по отдельности на сопротивление в левой и правой ноздре. По существу, естественный баланс левого и правого носового сопротивления не изменяется, поскольку параллельный компонент схемы (обратная величина суммы обратных величин) расположен раньше и математически не зависит добавочного сопротивления устройства 10.

- 20 На фиг. 3 показан вариант осуществления дыхательного устройства 10, в котором корпус 14 выполнен в виде маски, которая закрывает одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта (например, ноздри, ноздри и рот и т.д.). В варианте осуществления, представленном на фиг. 3, корпус 14 представляет собой мембрану, окружающую внешнюю часть одного или нескольких вмешаемых наружных
- 25 отверстий дыхательных путей субъекта. Кроме того, мембрана корпуса 14 образует множество путей потоков между одним или несколькими наружными отверстиями дыхательных путей субъекта и окружающей атмосферой. Эти пути потоков содержат путь потока через корпус 14, образованный вдыхательным портом 20, и путь потока через корпус 14, образованный выдыхательным портом 22.

30 Вдыхательный клапан 26 расположен внутри вдыхательного порта 20 и позволяет субъекту через корпус 14 относительно свободно вдыхать газ из атмосферы. Выдыхательный клапан 28 расположен внутри выдыхательного порта 22 и ограничивает поток газа из внутренней части корпуса 14 в атмосферу так, что выдыхание газа из одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта, вмешенных

- 35 корпусом 14, является причиной увеличения давления внутри дыхательных путей субъекта до уровня, который поддерживает дыхательные пути субъекта в процессе выдоха. Как описано выше, относительно вариантов осуществления, изображенных на фиг. 1 и 2, вариант осуществления дыхательного устройства 10, изображенного на фиг. 3, может позволить удалить один или оба вдыхательных клапана 26 и/или
- 40 выдыхательных клапана 28 из вдыхательного порта 20 или выдыхательного порта 28, соответственно. Кроме того, в одном из вариантов осуществления сопротивление потоку газа в выдыхательном порте 22 является конфигурируемым посредством манипулируемого средства управления и/или посредством замены выдыхательного клапана 26 на другой клапан, обладающий отличающимся сопротивлением. В вариантах
- 45 осуществления, где корпус 14 закрывает все отверстия дыхательных путей (например, вариант осуществления, представленный на фиг. 3), один или оба вдыхательных порта 20 можно продублировать в целях резервирования.

Корпус, сформированный 14 в виде маски (например, как изображено на фиг. 3), а

не в виде конфигурации с носовыми вкладышами, представленной на фиг. 1 и 2, может быть предпочтителен для некоторых субъектов вследствие ощущаемого удобства, для поддержания, обеспечиваемого через дополнительные наружные отверстия (например, где маска закрывает рот, а также ноздри), и/или по другим причинам. Ясно, что

- 5 механизм работы варианта осуществления дыхательного устройства 10, представленного на фиг. 3, идентичен вариантам осуществления, изображенным на фиг. 1 и 2, в отношении увеличения давления внутри дыхательных путей субъекта в процессе выдоха. Несмотря на то, что дополнительные аспекты дыхательного устройства 10 описаны ниже с точки зрения вариантов осуществления, в которых в дыхательном устройстве 10 реализована
10 конфигурация с носовыми вкладышами с фиг. 1 и 2, это не предназначено для ограничения, и специалист в данной области сможет расширить эти описания на маску с фиг. 3.

В одном из вариантов осуществления можно разработать маску для минимизации мертвого пространства внутреннего объема, заключенного перед лицом. Камеру
15 интерфейса для носовых отверстий можно отделить от ротового интерфейса барьером для давления или односторонним клапаном. Разделение камер позволит усовершенствовать герметизирующие структуры и/или избежать дискомфорта от повторного вдыхания дополнительных выдыхаемых газов из мертвого пространства ротовой полости во время дыхания субъекта носом.

- 20 В одном из вариантов осуществления часть корпуса 14, которая располагается на переносице субъекта, можно выполнить с возможностью образования надежного уплотнения с кожей субъекта. Например, эта часть корпуса 14 может содержать клейкое средство (например, гидрогель и т.д.) для приклеивания к субъекту. В некоторых случаях эту часть корпуса можно сформировать из относительно упругого материала, который
25 благодаря адгезии между корпусом 14 и переносицей держит открытыми носовые ходы субъекта.

На фиг. 4 представлена структурная схема дыхательного устройства 10 в соответствии с одним из вариантов осуществления этого раскрытия. На схеме, представленной на фиг. 4, в дополнение к корпусу 14, вдыхательному порту 20, выдыхательному порту 30, вдыхательному клапану 26 и выдыхательному клапану 28, дыхательное устройство 10 содержит один или несколько датчиков 30, пользовательский интерфейс 31 и процессор 32.

Датчик 30 выполнен с возможностью генерации одного или нескольких выходных сигналов, которые несут информацию, связанную со стабильностью дыхательных путей
35 субъекта, на которые установлено дыхательное устройство 10 (например, как показано на фиг. 1 и описано выше). В одном из вариантов осуществления датчик 30 расположен на корпусе 10. В качестве неограничивающего примера датчик 30 может осуществлять мониторинг одного или нескольких параметров газа в дыхательных путях субъекта или около них (например, внутри корпуса 14). Один или несколько параметров могут
40 включать один или несколько из параметров потока, давления и/или другие параметры. В одном из вариантов осуществления датчик 30 содержит преобразователь, который преобразует вибрацию в электрический выходной сигнал. Выходной сигнал, генерируемый преобразователем, может преобразовывать вибрацию в звуковые волны, генерируемые нестабильностью в дыхательных путях субъекта (например, «храпение»),
45 вибрацией тканей вокруг дыхательных путей субъекта, вызванной нестабильностью дыхательных путей и/или другими вибрациями, указывающими на нестабильность дыхательных путей. В одном из вариантов осуществления датчик 30 не расположен на корпусе 10. Например, датчик 30 может содержать один или несколько датчиков,

которые осуществляют мониторинг дыхательных потребностей субъекта, нервной активности субъекта и/или других параметров, указывающих на состояние дыхательных путей субъекта.

Пользовательский интерфейс 31 выполнен с возможностью предоставления

- 5 интерфейса между устройством 10 и пользователем (например, субъектом, лицом, осуществляющим уход за субъектом, соседом по кровати и т.д.), через который пользователь может вводить информацию в устройство 10 и получать информацию от него. Это позволяет передавать данные, результаты и/или инструкции и любые другие передаваемые единицы, в совокупности обозначаемые как «информация», между
- 10 пользователем и процессором 32. Примеры интерфейсных устройств, подходящих для включения в пользовательский интерфейс 31, включают кнопочную панель, кнопки, переключатели, клавиатуру, рукоятки, рычаги, устройство отображения, сенсорный экран, громкоговорители, микрофон, световой индикатор, звуковую сигнализацию и принтер.

- 15 Следует понимать, что в качестве пользовательского интерфейса 31 в настоящем изобретении также рассмотрены другие способы связи, проводные или беспроводные. Например, в настоящем изобретении рассмотрено то, что пользовательский интерфейс 31 можно интегрировать с интерфейсом съемного электронного носителя. В этом примере информацию можно загружать в устройство 10 со съемного носителя (например, 20 со смарт-карты, флеш-диска, съемного диска и т.д.), что дает пользователю(ям) возможность настраивать реализацию устройства 10. Другие образцовые устройства и способы ввода, приспособленные для использования с устройством 10 в качестве пользовательского интерфейса 31, включают в качестве неограничивающих примеров порт RS-232, РЧ-канал, ИК-канал, модем (телефонный, кабельный или другой). Вкратце, 25 в качестве пользовательского интерфейса 31 в настоящем изобретении рассматривают любой способ передачи информации с использованием устройства 10.

- Процессор 32 выполнен с возможностью обеспечения возможности обработки информации в дыхательном устройстве 10. По существу, процессор 32 может содержать один или несколько из цифрового процессора, аналогового процессора, цифровой 30 схемы, пред назначенной для обработки информации, аналоговой схемы, пред назначенной для обработки информации, конечного автомата и/или других механизмов для электронной обработки информации. Несмотря на то, что процессор 32 показан на фиг. 4 в виде одного объекта, это выполнено лишь в иллюстративных целях. В некоторых реализациях процессор 32 может содержать множество блоков 35 обработки. Эти блоки обработки можно физически разместить внутри одного и того же устройства, или процессор 32 может представлять функциональные возможности обработки для множества устройств, работающих согласованно. В одном из вариантов осуществления процессор 32 расположен на корпусе 14.

- Как показано на фиг. 4, в одном из вариантов осуществления процессор 32 содержит 40 модуль 34 стабильности, управляющий модуль 36, модуль 38 настроек, модуль 39 мониторинга субъекта и/или другие модули. Модули 34, 36, 38 и/или 39 можно реализовать в программном обеспечении; аппаратном обеспечении; встроенном программном обеспечении; некотором сочетании программного обеспечения, аппаратного обеспечения и/или встроенного программного обеспечения и/или 45 реализовать иным способом. Следует принимать во внимание, что несмотря на то, что модули 34, 36, 38 и 39 изображены на фиг. 4 совместно расположенными внутри одного блока обработки, в тех реализациях, где процессор 32 содержит несколько блоков обработки, модули 34, 36, 38 и/или 39 можно разместить удаленно от других модулей.

Кроме того, описание функциональности, обеспечиваемой различными модулями 34, 36, 38 и/или 39, приведено ниже в иллюстративных целях и не предназначено для ограничения, поскольку любой из модулей 34, 36 и/или 38 может обеспечивать большую или меньшую функциональность, чем описано. Например, можно устраниТЬ один или

5 несколько модулей 34, 36, 38 и/или 39, и частично или полностью его функциональность могут обеспечивать другие модули, выбранные из модулей 34, 36 и/или 38. В качестве другого примера, процессор 32 может содержать один или несколько дополнительных модулей, которые могут выполнять частично или полностью функциональность, приписанную ниже одному из модулей 34, 36, 38 и/или 39.

10 Модуль 34 стабильности выполнен с возможностью определения стабильности дыхательных путей субъекта. Стабильность дыхательных путей субъекта определяют на основе выходных сигналов, генерируемых датчиком 30. В одном из вариантов осуществления определение стабильности дыхательных путей субъекта, выполняемое модулем 34 стабильности, включает идентификацию случаев нестабильности в

15 дыхательных путях субъекта выше предварительно определенного порога. В одном из вариантов осуществления определение стабильности дыхательных путей субъекта, выполняемое модулем 34 стабильности, включает измерение стабильности дыхательных путей субъекта.

В варианте осуществления дыхательного устройства 10, изображенном на фиг. 4, 20 выдыхательный клапан 28 выполнен с возможностью обеспечения контролируемого сопротивления потоку газа (например, выдыхаемого газа) из внутренней части корпуса 14 в окружающую атмосферу. Управляющий модуль 36 выполнен с возможностью управления сопротивлением выдыхательного клапана 28 этому потоку газа. Более конкретно, управляющий модуль 36 управляет сопротивлением выдыхательного 25 клапана 28 потоку газа из внутренней части корпуса 14 в окружающую атмосферу на основе определения стабильности дыхательных путей, которое выполняет модуль 34 стабильности. Например, если модуль 34 стабильности определяет, что дыхательные пути субъекта открыты и стабильны, то управляющий модуль 36 управляет сопротивлением выдыхательного клапана 28 потоку газа из внутренней части корпуса 30 14 в окружающую атмосферу так, чтобы оно было относительно мало, таким образом, позволяя субъекту свободно выдыхать через корпус 14. С другой стороны, если модуль стабильности определяет, что дыхательные пути субъекта стали нестабильными, то сопротивление выдыхательного клапана 28 газу, вытекающему из внутренней части корпуса 14 в окружающую атмосферу, повышается для повышения давления внутри 35 дыхательных путей субъекта в процессе выдоха, таким образом, стабилизируя дыхательные пути субъекта. Такое управление выдыхательным клапаном 28 может увеличивать удобство дыхательного устройства 10 для субъекта, в частности, в те моменты, когда дыхательные пути субъекта стабильны.

В одном из вариантов осуществления управляющий модуль 36 управляет 40 сопротивлением выдыхательного клапана 20 потоку газа из внутренней части корпуса 14 в окружающую атмосферу в соответствии с алгоритмом, который предназначен для увеличения удобства для субъекта 12. Например, управляющий модуль 36 может задавать относительно низкое исходное значение сопротивление выдыхательного клапана 20, и затем повышать сопротивление с течением времени до терапевтического 45 значения. Это может позволить субъекту постепенно привыкнуть к повышению давления в дыхательных путях с течением времени. В некоторых случаях это может позволить субъекту заснуть при относительно низком сопротивлении и затем получить терапевтическую поддержку при терапевтическом значении сопротивления после

засыпания. В одном из вариантов осуществления управляющий модуль 36 может позволить субъекту вернуть значение сопротивления обратно к исходному сопротивлению (например, через пользовательский интерфейс). Это может позволить субъекту снизить сопротивление выдыхательного клапана 20 при пробуждении, таким

5 образом, увеличивая удобство субъекта с тем, чтобы субъект снова мог заснуть.

Модуль 38 настроен с возможностью предоставления субъекту возможности конфигурировать по меньшей мере отчасти способ, которым управляющий модуль 36 реагирует на снижение стабильности дыхательных путей. Например, модуль 38 настроек может позволить субъекту задать чувствительность управляющего модуля

10 36 к нестабильности дыхательных путей, степень повышения, применяемую к сопротивлению выдыхательного клапана 28 выдыхаемому газу при определении нестабильности дыхательных путей, и/или конфигурировать другие параметры дыхательного устройства 10, управляемого управляющим модулем 36. В одном из

вариантов осуществления модуль 38 настроен доступен субъекту через пользовательский

15 интерфейс. Пользовательский интерфейс можно разместить на корпусе 14, или он может содержать порт связи, через который субъект соединяет дыхательное устройство с другим обрабатывающим устройством (например, с компьютером, мобильным телефоном, персональным цифровым помощником и т.д.) для конфигурирования модуля 38 настроек. В некоторых случаях клапан 28 можно выполнить так, что при

20 отсоединении от процессора 32 клапан 28 возвращается в открытое состояние или состояние максимального сопротивления.

Модуль 39 мониторинга субъекта выполнен с возможностью мониторинга субъекта, получающего лечение от устройства 10. В частности, модуль 39 мониторинга субъекта осуществляет мониторинг состояния заболевания или синдрома субъекта, который

25 является причиной обструкции дыхательных путей во время сна. Например,

обструктивный синдром апноэ во сне («ОСА») обычно представляет собой дегенеративное состояние. Модуль 39 мониторинга субъекта может осуществлять мониторинг субъекта для того, чтобы субъекту или другому пользователю предоставить информацию, относящуюся к развитию состояния ОСА, перенесенного субъектом. В

30 некоторых случаях модуль мониторинга субъекта может осуществлять мониторинг одного или нескольких из множества случаев обструкции (например, как установлено модулем 34 стабильности), один или несколько параметров потока газа через устройство 10 (например, на основе выходных сигналов, генерируемых датчиками 30) и/или другой информации, связанной с развитием ОСА или другого состояния, перенесенного

35 субъектом. Модуль 39 мониторинга субъекта предоставляет субъекту индикатор состояния ОСА или другого заболевания, перенесенного субъектом, через пользовательский интерфейс 31.

В одном из вариантов осуществления модуль 39 мониторинга субъекта каждую ночь, каждую неделю, каждый месяц или с другой частотой предоставляет пользователю

40 показание числа случаев обструкции, перенесенных субъектом. Например, если число случаев обструкции преодолевает предварительно определенный порог, то пользователю можно предоставить индикатор, который указывает на то, что субъекту может требоваться дополнительная поддержка дыхательных путей относительно предоставляемой в настоящее время устройством 10.

45 В одном из вариантов осуществления модуль 39 мониторинга субъекта предоставляет данные, полученные от датчиков 30 и/или модуля 34 стабильности, пользователю через пользовательский интерфейс 31. Затем пользователь может применить эти данные для осуществления определения относительно развития ОСА или другого состояния,

перенесенного субъектом. В некоторых случаях данные, полученные от модуля 39 мониторинга субъекта, можно использовать, например, для выполнения фенотипирования, которое классифицирует ОСА или другое состояние, перенесенное субъектом, симптомы субъекта и/или физиологические случаи обструкции дыхания, 5 перенесенные субъектом.

Следует принимать во внимание, что по меньшей мере некоторые признаки и функциональность, приписанные дыхательному устройству 10 на фиг. 4, можно реализовать в варианте осуществления, не содержащем электронный процессор, такой как процессор 32. В качестве неограничивающего примера описанное выше постепенное 10 повышение сопротивления в отношении позиции 28 можно выполнить посредством механического приспособления для постепенного ограничения потока газа через клапан 28 (например, посредством постепенного уменьшения диаметра и/или поперечного сечения одного или нескольких отверстий, образованных на клапане 28). Например, 15 полимер с памятью формы можно вставить в одно или несколько отверстий, образованных на клапане 28. Полимер с памятью формы может сжиматься после увеличения (например, с помощью вставленной затычки). Клапан 28 может содержать металл/полимер/nanoструктуру с памятью формы, которая тянет или толкает мемброну (или мембранны) для закрытия отверстия, связанного с клапаном 28, после размещения мембранны/структуры с памятью формы помещают в исходное открытое положение с 20 помощью механизма возврата. Клапан 28 может содержать пружинный часовой механизм, который высвобождается под давлением дыхания, давящим на мемброну (или мембранны), для медленного закрытия отверстия на клапане 28. Клапан 28 может содержать качающийся храповый часовой механизм (срабатывающий через фиксированный или предварительно запрограммированный интервал времени) для 25 медленного закрытия отверстия клапана. Также предполагаются другие механизмы для медленного закрытия отверстия клапана, связанного с клапаном 28, для повышения сопротивления.

В одном из вариантов осуществления механическое приспособление, включенное в клапан 28 для медленного повышения сопротивления с течением времени без управления 30 со стороны электронного процессора, может содержать средство управления активацией. При необходимости во время сна субъект 12 или другой индивидуум рядом с субъектом 12 (например, супруг, родитель, лицо, осуществляющее уход за субъектом, и т.д.) может активировать средство управления активацией.

В качестве другого примера типов функциональности, выполненных в варианте 35 осуществления устройства 10, изображенного на фиг. 4 без управления электронным процессором, дыхательное устройство 10 может содержать механическое приспособление для запуска изменения в сопротивлении клапана 28. Например, клапан 28 может содержать резонирующую звуковую камеру и/или камертон, который 40 вибрирует под действием храпа субъекта. Резонирующую звуковую камеру или камертон можно соединить с часовым механизмом или механизмом спуска, который заставляет сжиматься одно или несколько отверстий, связанных с клапаном 28.

На фиг. 5 показан вариант осуществления дыхательного устройства 10, содержащий дополнительные признаки, которые усиливают поддержку дыхательных путей субъекта, 45 обеспечивающую дыхательным устройством 10. В варианте осуществления, представленном на фиг. 5, дыхательное устройство 10 реализовано в виде компонента в системе 40, выполненной с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта. В одном из вариантов осуществления в дополнение к дыхательному устройству 10 система 40 содержит генератор давления 42 и схему 44.

Генератор давления 42 выполнен с возможностью генерации потока газа, пригодного для дыхания, под давлением для доставки в дыхательные пути субъекта через дыхательное устройство 10. В терапевтических целях генератор давления 42 может управлять одним или несколькими параметрами генерируемого генератором давления 42 потока газа, пригодного для дыхания, под давлением. Например, генератор давления 42 может управлять одним или несколькими параметрами из давления, скорости потока, состава и/или другими параметрами потока газа, пригодного для дыхания, под давлением. В одном из вариантов осуществления генератор давления 42 содержит источник газа и один или несколько компонентов, которые управляют потоком и/или давлением потока газа под давлением, генерируемым из газа внутри источника газа. Источник газа может содержать любой источник (или источники) дыхательного газа, такой как, например, окружающая атмосфера, резервуар с газом под давлением, настенный источник газа и/или другие средства вмещения газа, пригодного для дыхания. Дыхательный газ из источника газа может представлять собой любой газ, пригодный для дыхания, такой как воздух, кислород, кислородная смесь, смесь дыхательного газа и лекарственного средства, которое может находиться в газообразной форме (например, оксид азота, распыленная форма и т.д.), и/или другие газы, пригодные для дыхания. Один или несколько компонентов, которые управляют одним или несколькими параметрами потока газа, пригодного для дыхания, под давлением, могут включать один или несколько из клапана, нагнетателя, поршня, мехов и/или другие механизмы для управления одним или несколькими параметрами потока газа, пригодного для дыхания, под давлением.

Схема 44 образует путь потока газа между дыхательным устройством 10 и генератором давления 42. Путь потока газа, образованный схемой 44, доставляет поток газа, пригодного для дыхания, под давлением, генерируемого генератором давления 42, из генератора давления 42 в дыхательное устройство 10. В варианте осуществления, представленном на фиг. 5, схема 44 содержит трубу, которая проходит между генератором давления 42 и дыхательным устройством 10. Труба является гибкой и по существу изолирует путь потока между генератором давления 42 и дыхательным устройством 10 от атмосферы. Как рассмотрено ниже, предусмотрена относительно низкая скорость потока газа, пригодного для дыхания, под давлением в дыхательное устройство 10. По существу, площадь поперечного сечения схемы 44 может быть относительно мала. Например, в одном из вариантов осуществления площадь поперечного сечения схемы 44 составляет менее чем приблизительно 1 см^2 . В одном из вариантов осуществления площадь поперечного сечения схемы 44 составляет менее чем приблизительно $1,5 \text{ см}^2$. В одном из вариантов осуществления вследствие низкой скорости потока газа, пригодного для дыхания, под давлением, схема 44 является относительно гибкой. Относительно маленький размер поперечного сечения схемы 44 и/или относительная гибкость схемы 44 может повысить удобство использования системы относительно систем поддержки давлением (например, относительно стандартных систем РАР), которые основаны на более высоких скоростях потока и требуют более громоздких и/или негибких схем для доставки. Например, меньшего размера и/или более гибкая схема 44 может быть более удобной для субъекта. В качестве другого примера, более гибкая схема 44 меньшего размера может снизить тяговое усилие и/или врачающий момент, который передается на дыхательное устройство 10 в процессе использования. Это снижение тягового усилия и/или врачающего момента может предоставить возможность уменьшить размер и/или массу дыхательного устройства 10 и/или устройства (например, головного устройства), которое удерживает

дыхательное устройство 10 на месте, таким образом, обеспечивая возможность менее интрузивных конструкций дыхательного устройства 10.

Для того чтобы принимать поток газа, пригодного для дыхания, под давлением из схемы 44 в варианте осуществления, представленном на фиг. 5, корпус 14 дыхательного устройства 10 образует порт схемы 46, который соединяет путь потока, образованный схемой 44, с внутренней частью корпуса 14. В одном из вариантов осуществления клапан схемы (не показан) расположен в порте схемы 46. Клапан схемы управляет скоростью потока газа, пригодного для дыхания, под давлением внутрь корпуса 14. В некоторых случаях сопротивление клапана схемы выполнено с возможностью управляемой корректировки, чтобы предоставить возможность корректировки скорости потока газа, пригодного для дыхания, под давлением внутрь корпуса 14. В одном из вариантов осуществления скоростью потока газа, пригодного для дыхания, под давлением управляют посредством корректировки работы генератора давления 42. В одном из вариантов осуществления клапан схемы может быть предназначен для управления или остановки потока воздуха после схемы 44 в процессе выдоха.

В одном из вариантов осуществления схему 44 можно отсоединить от порта схемы 46, а дыхательное устройство 10 содержит пробку (не показана), которую можно съемно вставить в порт схемы 46 для герметизации порта схемы 46, когда отсоединяют схему 44. В одном из вариантов осуществления вместо размещения пробки можно закрыть клапан схемы, расположенный внутри порта схемы 46, чтобы предотвратить попадание газа из окружающей атмосферы в корпус 14 через порт схемы 46. Изоляция порта схемы 46 от окружающей атмосферы позволяет дыхательному устройству 10 функционировать, как описано выше (например, в отношении фиг. 1-4), в отсутствие схемы 44, установленной в порт схемы 46. Например, субъект может пожелать получать поддержку дыхательных путей, обеспечиваемую дыхательным устройством 10, без дополнительной поддержки, обеспечиваемой потоком газа, пригодного для дыхания, под давлением, который доставляют через схему 44. В качестве другого примера, субъект может использовать дыхательное устройство 10 без схемы 44 и генератора давления 42, когда субъект находится вне дома и не желает транспортировать генератор давления 42 и/или схему 44.

В одном из вариантов осуществления генератор давления 42 генерирует поток газа, пригодного для дыхания, под давлением при относительно постоянной скорости потока, чтобы обеспечить дополнительную поддержку дыхательных путей субъекта. Как описано выше, в процессе дыхания субъект свободно делает вдох из атмосферы через корпус 14 через пути потоков, образованные между вдыхательными портами 20 и отверстиями 18 интерфейса субъекта. В процессе выдоха вдыхательные клапаны 26 закрывают вдыхательные порты 20, и газ, выдыхаемый через отверстия 18 интерфейса субъекта, выходит в атмосферу через пути потоков между отверстиями 18 интерфейса субъекта и выдыхательными портами 22. Вследствие сопротивления выдыхательных клапанов 28, установленных в выдыхательных портах 22, выдыхаемый газ создает давление внутри дыхательных путей субъекта, которое обеспечивает поддержку дыхательных путей.

Из приведенного выше следует принимать во внимание, что хотя дыхательное устройство без схемы 44 и генератора давления 42 обеспечивает поддержку дыхательных путей субъекта в процессе выдоха, дыхательные пути все еще остаются относительно неподдержаными в процессе вдоха. Кроме того, повышение давления в дыхательных путях в процессе выдоха ограничено объемом воздуха, выдыхаемым субъектом, и/или размером и формой дыхательных путей субъекта. По существу, хотя использование

дыхательного устройства 10 без генератора давления 42 и схемы 44 может обеспечить повышенный комфорт субъекту относительно стандартных систем поддержки РАР, поддержки, обеспечиваемой в процессе дыхания дыхательным устройством 10 в отдельности, может быть не достаточно для соответствующей поддержки субъекта.

- 5 В случаях, когда использование дыхательного устройства 10 в отдельности не обеспечивает субъекту соответствующую поддержку дыхательных путей, использование дыхательного устройства 10 вместе с генератором давления 42 и схемой 44 обеспечивает промежуточный вариант лечения между использованием дыхательного устройства 10 в отдельности и стандартной системой поддержки РАР. В сочетании с генератором
- 10 давления 42 и схемой 44 дыхательное устройство 10 функционирует, как описано выше, чтобы предоставить субъекту возможность вдыхать из атмосферы и выдыхать в атмосферу, при этом обеспечивая определенный уровень поддержки дыхательных путей субъекта. Скорость потока газа, пригодного для дыхания, под давлением, доставляемого в дыхательное устройство 10 через схему 44, достаточно высока для
- 15 поддержания давления в дыхательных путях на приемлемом минимальном уровне в процессе вдоха. Поскольку поток газа под давлением не является ни основным источником газа, пригодного для дыхания, который доставляют в дыхательные пути субъекта посредством дыхательного устройства 10, ни основным источником поддержки дыхательных путей (как в случае со стандартной системой РАР), скорость потока газа,
- 20 пригодного для дыхания, под давлением может быть относительно низкой. Например, в одном из вариантов осуществления скорость потока газа, пригодного для дыхания, под давлением остается менее чем приблизительно 100 л/мин. В одном из вариантов осуществления скорость потока газа, пригодного для дыхания, под давлением остается ниже приблизительно 75 л/мин. В одном из вариантов осуществления скорость потока
- 25 газа, пригодного для дыхания, под давлением остается ниже приблизительно 50 л/мин. В одном из вариантов осуществления скорость потока газа, пригодного для дыхания, под давлением остается ниже приблизительно 40 л/мин. Относительно низкая скорость потока газа под давлением может обеспечить повышенное удобство использования (например, комфорт) субъектом относительно системы (например, относительно
- 30 стандартных систем РАР), для которых необходимы более высокие скорости потока.

В одном из вариантов осуществления скорость потока газа, пригодного для дыхания, под давлением представляет собой относительно постоянный параметр, который обеспечивается постоянно в процессе использования. Скорость потока для субъекта можно определять специально для субъекта. Например, в одном из вариантов

35 осуществления в процессе исследования во сне одно или несколько лиц, осуществляющих уход за субъектом, могут определять соответствующую скорость потока для субъекта. В одном из вариантов осуществления соответствующую скорость потока для субъекта определяют посредством мониторинга давления внутри дыхательных путей субъекта. Соответствующая скорость потока для субъекта представляет собой скорость потока,

40 которая гарантирует, что давление внутри дыхательных путей субъекта при переходе между выдохом и вдохом, как правило, не спускается ниже минимального переходного давления в дыхательных путях. Минимальное переходное давление в дыхательных путях может составлять, например, приблизительно 4 см Н₂О.

В одном из вариантов осуществления скорость потока и/или давление потока газа, пригодного для дыхания, под давлением из схемы 44 медленно постепенно повышают с течением времени. Постепенное повышение скорости потока и/или давления газа, пригодного для дыхания, из схемы 44 можно выполнять от исходного уровня, который может быть более комфортен для субъекта, чем уровень, необходимый для эффективного

лечения во время сна. С течением времени уровень скорости потока и/или давления можно постепенно повысить до уровня, который обеспечивает эффективное лечение. Этот подход может позволить субъекту выполнять корректировку для получения

5 лечения через дыхательное устройство 10 медленно при постепенном повышении давления и/или скорости потока газа, пригодного для дыхания. В некоторых случаях субъект даже может засыпать до достижения повышенного уровня давления и/или скорости потока. В этом варианте осуществления субъекту можно предоставить управление для «сброса» скорости потока и/или давления до исходного пониженного уровня. Например, если субъект просыпается ночью, этот сброс может позволить

10 субъекту снизить уровень давления и/или скорости потока газа, пригодного для дыхания, пока субъект пытается снова заснуть.

В других вариантах осуществления давление и/или скорость потока газа, пригодного для дыхания, из схемы 44 меняют иным способом для повышения комфорта и/или эффективности предоставляемой поддержки дыхательных путей. Например, давление и/или скорость потока можно менять в соответствии с двухуровневым режимом между первым уровнем в процессе вдоха и вторым уровнем в процессе выдоха. В качестве другого примера, давление и/или поток можно увеличивать в соответствии с более сложными режимами повышения, чем указанное выше простое увеличение.

В одном из вариантов осуществления можно управлять различными параметрами

20 потока газа, пригодного для дыхания, для того, чтобы обеспечить терапевтическую выгоду, отличную от простой поддержки дыхательных путей. Например, можно управлять составом потока газа, пригодного для дыхания, (например, для подачи дополнительного кислорода субъекту), можно управлять давлением и/или скоростью потока газа, пригодного для дыхания, для определения моделей дыхания субъекта

25 (например, для снижения частоты дыхания, повышения дыхательного объема и т.д.) и/или можно управлять параметрами для других терапевтических целей.

На фиг. 6 представлена структурная схема системы 40 в соответствии с одним из вариантов осуществления согласно настоящему раскрытию. На диаграмме,

30 представленной на фиг. 6, в дополнение к дыхательному устройству 10, генератору давления 42 и схеме 44, как указано выше, система 40 содержит один или несколько датчиков 48, пользовательский интерфейс 49 и процессор 50. В варианте осуществления, изображенном на фиг. 6, клапан схемы 52 расположен внутри порта схемы 46 для управления скоростью потока газа, пригодного для дыхания, под давлением, который попадает в корпус 14 из схемы 44. Следует принимать во внимание, что в одном из

35 вариантов осуществления (не показан) скорость потока газа, пригодного для дыхания, под давлением можно корректировать через управление генератором давления 42, место или в дополнение к управлению скоростью потока, обеспечиваемому клапаном схемы 52, рассмотренным ниже.

Датчик 48 выполнен с возможностью генерации одного или нескольких выходных

40 сигналов, которые несут информацию, связанную со стабильностью дыхательных путей субъекта, на которые установлено дыхательное устройство 10 (например, как показано на фиг. 1 и описано выше). В одном из вариантов осуществления датчик 48 расположен на корпусе 10. В одном из вариантов осуществления датчик 48 расположен на схеме 44. В качестве неограничивающего примера датчик 48 может осуществлять мониторинг

45 одного или нескольких параметров газа в дыхательных путях субъекта или рядом с ними (например, внутри корпуса 14). Один или несколько параметров могут включать одно или несколько из потока, давления и/или других параметров. В одном из вариантов осуществления датчик 48 содержит преобразователь, который преобразует вибрацию

в электрический выходной сигнал. Выходной сигнал, генерируемый преобразователем, может преобразовывать вибрацию в звуковые волны, генерируемые нестабильностью в дыхательных путях субъекта (например, «храпом»), вибрацией тканей вокруг дыхательных путей субъекта, вызванных нестабильностью дыхательных путей, и/или 5 другими вибрациями, указывающими на нестабильность дыхательных путей.

Пользовательский интерфейс 49 выполнен с возможностью предоставления интерфейса между системой 40 и пользователем (например, субъектом, лицом, осуществляющим уход за субъектом, соседом по кровати и т.д.), через который пользователь может предоставлять информацию системе 40 и получать информацию 10 от системы 40. Пользовательский интерфейс 49 может функционировать по существу таким же образом, как пользовательский интерфейс 31 (показан на фиг. 4 и описан выше). В одном из вариантов осуществления пользовательский интерфейс 49 содержит более чем один фактический интерфейс. В одном из вариантов осуществления 15 пользовательский интерфейс 49 содержит интерфейс, связанный с генератором давления 42, и/или интерфейс, связанный с устройством 10.

Процессор 50 выполнен с возможностью предоставления возможностей обработки информации в системе 40. По существу, процессор 50 может содержать один или 20 несколько из цифрового процессора, аналогового процессора, цифровой схемы, предназначенной для обработки информации, аналоговой схемы, предназначенной для обработки информации, конечного автомата и/или других механизмов для электронной обработки информации. Хотя процессор 50 показан на фиг. 6 в виде одного 25 объекта, это выполнено лишь в иллюстративных целях. В некоторых реализациях процессор 50 может содержать множество блоков обработки. Эти блоки обработки можно физически разместить внутри одного и того же устройства, или процессор 50 может представлять функциональность обработки для множества устройств, 30 работающих согласованно. В одном из вариантов осуществления процессор 50 расположен на корпусе 14. В одном из вариантов осуществления процессор 50 расположен на схеме 44 и/или генераторе давления 42.

Как показано на фиг. 6, в одном из вариантов осуществления процессор 50 содержит 35 модуль 54 стабильности, управляющий модуль 56, модуль 58 настроек, модуль 59 мониторинга субъекта и/или другие модули. Модули 54, 56, 58 и/или 59 можно реализовать в программном обеспечении; аппаратном обеспечении; встроенном 40 программном обеспечении; некотором сочетании программного обеспечения, аппаратного обеспечения и/или встроенного программного обеспечения; и/или реализовать иным способом. Следует принимать во внимание, что хотя модули 54, 56, 58 и 59 изображены на фиг. 6 совместно расположеными внутри одного блока обработки, в реализациях, в которых процессор 50 содержит несколько блоков обработки, модули 54, 56, 58 и/или 59 можно расположить удаленно от других модулей. Кроме того, приведенное ниже описание функциональности, обеспечиваемой 45 различными модулями 54, 56, 58 и/или 59, дано в иллюстративных целях и не предназначено для ограничения, поскольку любой из модулей 54, 56, 58 и/или 59 может обеспечивать большую или меньшую функциональность, чем описано. Например, можно устраниć один или несколько модулей 54, 56, 58 и/или 59, и частично или полностью их функциональность могут обеспечивать другие модули среди модулей 54, 56, 58 и/или 59. В качестве другого примера, процессор 50 может содержать один или несколько дополнительных модулей, которые могут выполнять частично или полностью функциональность, приписанную ниже одному из модулей 54, 56, 58 и/или 59.

Модуль 54 стабильности выполнен с возможностью определения стабильности

дыхательных путей субъекта. Стабильность дыхательных путей субъекта определяют на основе выходных сигналов, генерируемых датчиком 48. В одном из вариантов осуществления определение стабильности дыхательных путей субъекта, осуществляемое модулем 54 стабильности, включает идентификацию случаев нестабильности в

5 дыхательных путях субъекта выше предварительно определенного порога. В одном из вариантов осуществления определение стабильности дыхательных путей субъекта, осуществляемое модулем 54 стабильности, включает измерение стабильности дыхательных путей субъекта.

В варианте осуществления системы 40, изображенной на фиг. 6, управляющий модуль

10 56 выполнен с возможностью управления сопротивлением клапана схемы 52 потоку газа под давлением из схемы 44 в корпус 14. Управляя этим сопротивлением клапана схемы 52, управляющий модуль 56 управляет скоростью потока газа, пригодного для дыхания, под давлением из схемы 44 в корпус 14. В одном из вариантов осуществления управляющий модуль 56 управляет сопротивлением клапана схемы 52 на основе

15 определения стабильности дыхательных путей, осуществляемого модулем 54 стабильности. Например, если модуль 54 стабильности определяет, что дыхательные пути субъекта открыты и стабильны, управляющий модуль 56 управляет сопротивлением клапана схемы 52 потоку газа под давлением из схемы 44 в корпус 14 так, чтобы оно было относительно велико, таким образом, снижая или останавливая поток газа под

20 давлением из схемы 44 в корпус. С другой стороны, если модуль 54 стабильности определяет, что дыхательные пути субъекта стали нестабильны, сопротивление клапана схемы 52 снижают, чтобы позволить газу под давлением течь из схемы 44 в дыхательные пути субъекта через корпус 14, таким образом, повышая давление внутри дыхательных путей субъекта для стабилизации дыхательных путей субъекта в процессе вдоха. Такое

25 управление клапаном схемы 52 может повысить комфорт системы 40 для субъекта, в частности, в те моменты времени, когда дыхательные пути субъекта стабильны. Клапан 52 можно расположить в любом месте в пределах схемы с газом под давлением, включая расположение внутри источника давления. Другие конфигурации включают конфигурацию, где клапан 52 представляет собой соединение с атмосферой.

30 Аналогичного эффекта можно добиться без клапана 52, например, управляя скоростью нагнетателя. Существует множество возможных конфигураций управления давлением, которые будут очевидны специалистам в данной области.

В одном из вариантов осуществления управляющий модуль 56 повышает и/или понижает сопротивление клапана схемы 52 постепенно. Это постепенное повышение 35 и/или понижение может происходить в ответ на постепенное повышение и/или снижение стабильности дыхательных путей субъекта, которые определяют посредством модуля 54 стабильности. В одном из вариантов осуществления управляющий модуль 56 корректирует сопротивление клапана схемы 52 между двумя сопротивлениями, которые соответствуют открытому положению, которое позволяет газу течь в корпус 14 из

40 схемы 14 с предварительно определенной скоростью потока, и закрытому положению, которое останавливает или в значительной степени замедляет поток газа из схемы 44. В одном из вариантов осуществления в ответ на дестабилизацию дыхательных путей субъекта, которую идентифицируют посредством модуля 54 стабильности, управляющий модуль 56 начинает постепенно снижать сопротивление клапана схемы 52, таким

45 образом, постепенно повышая поток газа из схемы 44 в дыхательные пути субъекта до тех пор, пока дыхательные пути не стабилизируются. В одном из вариантов осуществления, если снижено сопротивление клапана схемы 52 и стабилизированы дыхательные пути субъекта, управляющий модуль постепенно повышает сопротивление

клапана схемы 52, таким образом, постепенно снижая поток газа из схемы 44 в дыхательные пути субъекта до тех пор, пока поток не остановится или не замедлится в значительной степени или пока модуль 54 стабильности не идентифицирует другую дестабилизацию.

5 В одном из вариантов осуществления в дополнение к управлению сопротивлением клапана схемы 52, управляющий модуль 56 управляет корректируемым сопротивлением выдыхательного клапана 28 на основе определения стабильности дыхательных путей субъекта, осуществляемого модулем 54 стабильности. Например, управляющий модуль 56 может контролировать сопротивление выдыхательного клапана 28 способом, 10 который описан выше в отношении фиг. 4. В варианте осуществления, изображенном на фиг. 6, управляющий модуль 56 может координировать управление выдыхательным клапаном 28 и клапаном схемы 52 для усиления одного или нескольких аспектов терапии, предоставляемой субъекту системой 40. В качестве неограничивающего примера, управляющий модуль 56 может одновременно повышать сопротивление выдыхательного 15 клапана 28 и снижать сопротивление клапана схемы 52 для поддержки дыхательных путей субъекта, если модуль 54 стабильности идентифицирует нестабильность дыхательных путей. В качестве другого примера, управляющий модуль 56 может реализовать схему ступенчатого управления, в которой давление в дыхательных путях субъекта повышают сначала посредством корректировки сопротивления одного из 20 клапанов (например, посредством повышения сопротивления выдыхательного клапана 28), а затем посредством корректировки сопротивления другого клапана (например, посредством снижения сопротивления клапана схемы 52) до тех пор, пока не стабилизируются дыхательные пути субъекта.

Модуль 58 настроек выполнен с возможностью предоставлению субъекту 25 возможности конфигурировать, по меньшей мере в некоторой степени, способ, которым управляющий модуль 56 отвечает на снижение стабильности дыхательных путей. Например, модуль 58 настроек может предоставить субъекту возможность задавать чувствительность управляющего модуля 56 к нестабильности дыхательных путей, степень повышения, применяемую к сопротивлению выдыхательного клапана 28 30 выдыхаемому газу в ответ на установленную нестабильность дыхательных путей, степень снижения, применяемую к сопротивлению клапана схемы 52 в ответ на установленную нестабильность дыхательных путей, и/или конфигурировать другие параметры системы 40, управляемой управляющим модулем 56 (например, параметры генератора давления 42 и т.д.). В одном из вариантов осуществления модуль 58 настроек 35 доступен субъекту через пользовательский интерфейс. Пользовательский интерфейс можно расположить на корпусе 14 или он может содержать порт связи, через который субъект соединяет систему 40 с другим обрабатывающим объектом (например, с компьютером, мобильным телефоном, персональным цифровым помощником и т.д.) для конфигурирования модуля 58 настроек.

40 Модуль 59 мониторинга субъекта выполнен с возможностью мониторинга состояния ОСА или другого заболевания, перенесенного субъектом, и предоставления результатов этого мониторинга пользователю через пользовательский интерфейс 49. В одном из вариантов осуществления модуль 59 мониторинга субъекта работает по существу таким же образом, что и модуль 39 мониторинга субъекта. В одном из вариантов 45 осуществления информации, полученную и/или сгенерированную модулем 39 мониторинга субъекта, применяет управляющий модуль 56 для определения способа, которым управляющий модуль 56 управляет генератором давления 42 и/или клапаном схемы 52 при доставке газа в дыхательное устройство 10.

В одном из вариантов осуществления процессор 50 содержит один или несколько модулей, которые связаны с одним или несколькими терапевтическими системами, внешними по отношению к системе 40. Эти модули могут функционировать, чтобы обеспечить координацию аспектов терапии, управляемых процессором 50, и терапии, 5 предоставляемой субъекту одной или несколькими внешними системами. Например, терапию, предоставляемую системой 40, можно координировать с одним или несколькими из терапии бессонницы, болеутоляющей терапии, диагностическими устройствами и/или системами, фототерапией, введением лекарственного средства и/или другими способами лечения и/или диагностики, которым можно способствовать 10 или препятствовать посредством поддержки дыхательных путей и/или давления, предоставляемых системой 40.

На фиг. 7 представлена схема варианта осуществления системы 40, в котором корпус 14 вмещает ноздри субъекта 12 и в котором поток газа, пригодного для дыхания, под давлением, доставленный из схемы 44 в корпус 14, подают только (или по существу 15 только) в одну ноздрю. В некоторых случаях, в дополнение к подаче потока газа, пригодного для дыхания, под давлением только в одну ноздрю, дыхательное устройство 10 можно сконфигурировать так, что между одной ноздрей и окружающей атмосферой газ течет при другом сопротивлении, чем газ, текущий между другой ноздрей и окружающей атмосферой.

20 Более конкретно, корпус 14 выполнен с возможностью формирования одного пути потока от порта схемы 52 в одно из отверстий 18 интерфейса субъекта. Для того чтобы сформировать этот один путь потока, корпус 14 может содержать один или несколько внутренних барьеров 60 для потока газа, которые направляют поток газа под давлением из порта схемы 52 в одно из отверстий 18 интерфейса субъекта, при этом блокируя 25 доступ поток газа под давлением в другое отверстие интерфейса субъекта. Хотя внутренний барьер 60 изображен на фиг. 7 в виде одного непроницаемого барьера, это не является ограничением. В одном из вариантов осуществления множество барьерных элементов выполняют функциональность, приписанную в настоящем документе внутреннему барьеру 60. В одном из вариантов осуществления внутренний барьер 60 30 не изолирует поток газа между путями потоков, но вместо этого ограничивает доступ между путями потоков. В одном из вариантов осуществления внутренний барьер 60 содержит однонаправленный клапан, который позволяет газу течь в одном направлении между путями потоков, образованными внутри корпуса 14.

В основном, субъект 12 может счесть навязчивым обеспечение потока газа,

35 пригодного для дыхания, под давлением из схемы 44 в дыхательные пути субъекта 12. Направляя поток газа, пригодного для дыхания, под давлением из схемы 44 в одну из ноздрей субъекта 12, можно снизить навязчивость потока, при этом все еще обеспечивая выгоду от повышения давления в дыхательных путях субъекта 12. Например, обеспечивая поток газа из схемы 44 только в одну из ноздрей субъекта 12, холод и/или 40 высыхание, испытываемые субъектом 12 в носовых ходах вследствие потока газа из схемы 44, можно снизить, поскольку выдох и/или вдох через другую ноздрю обеспечивает согревание и/или увлажнение обоих носовых ходов. В качестве другого примера, направление потока газа из схемы 44 только в одну из ноздрей субъекта 12 может снизить слышимый шум, связанный с дыханием против потока воздуха.

45 Как можно видеть на фиг. 7, в одном из вариантов осуществления внутренний барьер 60 разделяет пути потоков, по которым проходит газ между отверстиями 18 интерфейса субъекта и окружающей атмосферой, так что первый поднабор путей потоков, образованный внутри корпуса 14, пропускает газ между окружающей атмосферой и

одним из отверстий 18 интерфейса субъекта, а второй поднабор путей потоков, образованный внутри корпуса 14, пропускает газ между окружающей атмосферой и другим отверстием 18 интерфейса субъекта. Разделение, создаваемое внутренним барьером 60, эффективно изолирует первый поднабор путей потоков от второго

5 поднабора путей потоков.

Как описано выше, схему 44 можно отсоединить от порта схемы 46, а порт схемы 46 можно закрыть (например, посредством клапана схемы 52, посредством стопора и т.д.). Если отсоединить схему 44 и закрыть порт схемы 46, то дыхательное устройство 10 обеспечивает поддержку дыхательных путей субъекта 12 в процессе выдоха благодаря

10 сопротивлениям первого поднабора путей потоков и второго набора путей потоков потоку газа внутри корпуса 14 из ноздрей субъекта 12 в окружающую атмосферу.

В одном из вариантов осуществления первый поднабор путей потоков имеет такие же совокупные сопротивления потокам газа из отверстия 18 интерфейса субъекта в атмосферу и из атмосферы в отверстие 18 интерфейса субъекта, что и второй поднабор

15 путей потоков. В одном из вариантов осуществления первый поднабор путей потоков имеет другие совокупные сопротивления, чем второй поднабор путей потоков, для потоков газа из отверстия 18 интерфейса субъекта в атмосферу и/или из атмосферы в отверстие 18 интерфейса субъекта.

Например, в одной конфигурации полностью блокируют вдыхательный порт 20,

20 соответствующий второму поднабору путей потоков (т.е. путям потоков, которые не получают поток газа из схемы 44). В этой конфигурации ноздря, связанная со вторым поднабором путей потоков, выдыхает газ из корпуса 14 через соответствующий выдыхательный порт 22, но не получает газ в процессе вдоха. Как результат, субъекта 12 принуждают вдыхать только через ту ноздрю, которая получает газ из первого

25 поднабора путей потоков, который может усилить поддержку дыхательных путей, обеспечивающую потоком газа, пригодного для дыхания, под давлением, который подают в первый поднабор путей потоков.

В одной конфигурации полностью блокируют выдыхательный порт 22,

соответствующий второму поднабору путей потоков. В этой конфигурации ноздря, 30 связанная со вторым поднабором путей потоков, вдыхает газ из атмосферы через соответствующий вдыхательный порт 20. Однако в процессе выдоха только та ноздря, которая получает поток газа из схемы 44, выдыхает газ в атмосферу через корпус 14 через соответствующий выдыхательный клапан.

Такое активное индивидуальное управление сопротивлениями, применяемое к левой

35 и правой сторонам носа по отдельности, может оказать пользу, если принимать во внимание носовую цикличность. Например, можно задать очень низкое сопротивление на выдохе на той стороне, где поток уже ограничен вследствие высокого собственного носового сопротивления. Противоположная сторона может иметь повышенное сопротивление клапана в процессе выдоха. Таким образом, для максимального

40 повышения комфорта пациента можно использовать алгоритм, оценивающий и отслеживающий носовое сопротивление.

На фиг. 8 изображен способ 62 поддержки дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта. Представленные ниже операции способа 62 приведены в качестве иллюстрации. В некоторых вариантах осуществления способ 62 можно выполнить,

45 используя одну или несколько дополнительных не описанных операций и/или исключив одну или несколько рассмотренных операций. Дополнительно, порядок, в котором операции способа 62 изображены на фиг. 8 и описаны ниже, не является ограничением. Несмотря на то, что операции способа 62 описаны ниже со ссылками на компоненты

дыхательного устройства, которое аналогично или похоже на дыхательное устройство 10 (представлено на фиг. 1-7 и описано выше), это не является ограничением. Способ 62 можно реализовать во множестве различных контекстов, не отклоняясь от объема настоящего раскрытия.

5 В операции 64 вмешают одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта. Одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта вмешают в корпус, который образует множество путей потоков между одним или несколькими наружными отверстиями дыхательных путей и окружающей атмосферой. Множество путей потоков содержит первый поднабор путей потоков, выполненный 10 из одного или нескольких, но не из всех из множества путей потоков. В одном из вариантов осуществления корпус аналогичен или похож на корпус 14 (представлен на фиг. 1-7 и описан выше).

15 В операции 66 в процессе вдоха субъектом обеспечивают первое совокупное сопротивление потоку газа внутри множества путей потоков для потока газа через корпус из окружающей атмосферы в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей. Первое совокупное сопротивление достаточно мало, чтобы по существу беспрепятственно вдыхать из окружающей атмосферы в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей. В одном из вариантов осуществления операцию 66 выполняют, по меньшей мере частично, посредством одного или нескольких 20 вдыхательных клапанов, которые аналогичны или похожи на вдыхательные клапаны 26 (представлены на фиг. 1-7 и описаны выше).

25 В операции 68 в процессе выдоха субъектом обеспечивают второе совокупное сопротивление потоку газа внутри множества путей потоков для потока газа через корпус из одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей в окружающую атмосферу. Обеспечиваемое второе совокупное сопротивление потоку газа ограничивает поток газа через первый поднабор путей потоков без ограничения потока газа через другие пути потоков в множестве путей потоков, образованных корпусом. Второе совокупное сопротивление достаточно велико, чтобы газ, выдыхаемый через корпус, увеличивал давление внутри дыхательных путей субъекта, 30 так что увеличенное давление поддерживает дыхательные пути субъекта. В одном из вариантов осуществления операцию 68 выполняют по меньшей мере частично посредством вдыхательных клапанов. Другие пути потоков в множестве путей потоков могут содержать один или несколько выдыхательных клапанов, которые аналогичны или похожи на выдыхательные клапаны 28 (представлены на фиг. 1-7 и описаны выше).

35 В операции 70 корректируют второе совокупное сопротивление. В одном из вариантов осуществления второе совокупное сопротивление корректируют посредством манипулирования средством управления одного или нескольких выдыхательных клапанов и/или посредством замены одного или нескольких выдыхательных клапанов на клапаны с другими сопротивлениями.

40 На фиг. 9 представлен способ 72 поддержки дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта. Представленные ниже операции способа 72 приведены в иллюстративных целях. В некоторых вариантах осуществления способа 72 можно выполнить, используя одну или несколько дополнительных не описанных операций и/или исключив одну или несколько рассмотренных операций. Дополнительно, порядок, 45 в котором операции способа 72 изображены на фиг. 9 и описаны ниже, не является ограничением. Несмотря на то, что операции способа 72 описаны ниже со ссылками на компоненты системы, которая аналогична или похожа на систему 40 (представлена на фиг. 5-7 и описана выше), это не является ограничением. Способ 72 можно

реализовать во множестве различных контекстов, не отклоняясь от объема настоящего раскрытия.

В операции 74 вмещают одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта. Одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта можно 5 вместить в корпус, который образует множество путей потоков между одним или несколькими наружными отверстиями дыхательных путей и окружающей атмосферой. Множество путей потоков содержит первый поднабор путей потоков, выполненный из одного или нескольких, но не из всех из множества путей потоков. В одном из 10 вариантов осуществления корпус аналогичен или похож на корпус 14 (представлен на фиг. 5-7 и описан выше).

В операции 76 источник поток газа, пригодного для дыхания, под давлением помещают в соединение по текучей среде с вмешенными одним или несколькими наружными отверстиями дыхательных путей субъекта. В одном из вариантов осуществления источник потока газа, пригодного для дыхания, под давлением 15 представляет собой генератор давления, который аналогичен или похож на генератор давления 42 (представлен на фиг. 5-7 и описан выше). В одном из вариантов осуществления операцию 76 выполняют посредством схемы и порта схемы, которые аналогичны или похожи на схему 44 и порт схемы 46 (представлены на фиг. 5-7 и описаны выше).

20 В операции 78 в процессе вдоха субъектом обеспечивают первое совокупное сопротивление потоку газа внутри множества путей потоков для потока газа через корпус из окружающей атмосферы в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей. Первое совокупное сопротивление достаточно мало, чтобы по существу беспрепятственно вдыхать из окружающей атмосферы в одно или несколько 25 наружных отверстий дыхательных путей. В одном из вариантов осуществления операцию 78 выполняют, по меньшей мере частично, посредством одного или нескольких вдыхательных клапанов, которые аналогичны или похожи на вдыхательные клапаны 26 (представлены на фиг. 1-7 и описаны выше).

25 В операции 80 в процессе выдоха субъектом обеспечивают второе совокупное сопротивление потоку газа внутри множества путей потоков для потока газа через корпус из одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей в окружающую атмосферу. Обеспечиваемое второе совокупное сопротивление потоку газа ограничивает поток газа через первый поднабор путей потоков без ограничения потока газа через другие пути потоков в множестве путей потоков, образованных 35 корпусом. Второе совокупное сопротивление достаточно велико, чтобы газ, выдыхаемый через корпус, увеличивал давление внутри дыхательных путей субъекта, так что увеличенное давление поддерживает дыхательные пути субъекта. В одном из вариантов осуществления операцию 80 выполняют по меньшей мере частично посредством вдыхательных клапанов. Другие пути потоков в множестве путей потоков 40 могут содержать один или несколько выдыхательных клапанов, которые аналогичны или похожи на выдыхательные клапаны 28 (представлены на фиг. 1-7 и описаны выше).

В операции 82 генерируют поток газа, пригодного для дыхания, под давлением. В одном из вариантов осуществления операцию 82 выполняют посредством генератора давления.

45 В операции 84 поток газа, пригодного для дыхания, под давлением доставляют в одно или несколько вмешенных отверстий дыхательных путей субъекта. Доставка газа, пригодного для дыхания, под давлением в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта может содержать перенос потока газа, пригодного для

дыхания из генератора давления, получение перенесенного потока газа, пригодного для дыхания, и направление потока газа, пригодного для дыхания, в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта. В одном из вариантов осуществления операцию 84 выполняют посредством схемы и дыхательного устройства, которые 5 аналогичны или похожи на схему 44 и дыхательное устройство 10 (показаны на фиг. 5-7 и проиллюстрированы выше).

В одном из вариантов осуществления вмешанные одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта содержат ноздри субъекта. В этом варианте осуществления операция 84 может содержать направление потока газа, пригодного 10 для дыхания, под давлением из схемы в одну из ноздрей субъекта, при этом изолируя поток газа, пригодного для дыхания, под давлением от попадания в другую ноздрю субъекта. Эту часть операции 84 можно выполнять посредством внутреннего барьера внутри дыхательного устройства, который похож или аналогичен внутреннему барьеру 60 (показан на фиг. 7 и описан выше).

15 На фиг. 10 представлен способ 86 поддержки дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта. Представленные ниже операции способа 86 приведены в иллюстративных целях. В некоторых вариантах осуществления способ 86 можно выполнить, используя одну или несколько дополнительных не описанных операций и/или исключив одну или несколько рассмотренных операций. Дополнительно, порядок, 20 в котором операции способа 86 изображены на фиг. 10 и описаны ниже, не является ограничением. Несмотря на то, что операции способа 86 описаны ниже со ссылками на компоненты системы, которая аналогична или похожа на систему 40 (представлена на фиг. 4 и 6 и описана выше), это не является ограничением. Способ 86 можно реализовать во множестве различных контекстов, не отклоняясь от объема настоящего 25 раскрытия.

В операции 88 вмещают одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта. Одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта можно вместить в корпус, который образует множество путей потоков между одним или несколькими наружными отверстиями дыхательных путей и окружающей атмосферой. 30 Множество путей потоков содержит первый поднабор путей потоков, выполненный из одного или нескольких, но не из всех из множества путей потоков. В одном из вариантов осуществления корпус аналогичен или похож на корпус 14 (представлен на фиг. 4 и 6 и описан выше).

В операции 90 газу в окружающей атмосфере позволяют достигать вмешанные одно 35 или несколько наружных отверстий при относительно небольшом сопротивлении, так что субъект может свободно вдыхать через вмешанные одно или несколько наружных отверстий. В одном из вариантов осуществления операцию 90 выполняют посредством одного или нескольких вдыхательных клапанов, которые аналогичны или похожи на вдыхательные клапаны 26 (показаны на фиг. 4 и 6 и описаны выше).

40 В операции 92 генерируют один или несколько выходных сигналов, которые несут информацию, связанную со стабильностью дыхательных путей субъекта. В одном из вариантов осуществления операцию 92 выполняют посредством одного или нескольких датчиков, которые аналогичны или похожи на датчики 30 (показаны на фиг. 4 и 6 и описаны выше).

45 В операции 94 один или несколько параметров терапии, которая поддерживает дыхательные пути субъекта, корректируют на основе выходных сигналов, сгенерированных в операции 92. Один или несколько параметров могут включать, например, сопротивление потоку газа одного или нескольких путей потоков, через

которые газ проходит из вмешанных одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта в окружающую атмосферу. Один или несколько параметров могут включать в качестве неограничивающего примера параметр (например, скорость потока, давление и т.д.) потока газа под давлением, доставленного в одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта. В одном из вариантов осуществления операцию 94 выполняют посредством процессора, который похож или аналогичен процессору 32 или процессору 50 (показаны на фиг. 4 и 6 и описаны выше), который управляет одним или несколькими выдыхательными клапанами, аналогичными или похожими на выдыхательные клапаны 28 (показаны на фиг. 4 и 6 и описаны выше), 10 одним или несколькими клапанами схемы, которые аналогичны или похожи на клапан схемы 52 (показан на фиг. 6 и описан выше), и/или генератором давления, который аналогичен или похож на генератор давления 42 (показан на фиг. 6 и описан выше).

Описанные выше системы и способы изложены в качестве обеспечивающих увеличенное давление внутри дыхательных путей субъекта в целях поддержки дыхательных путей. Это не следует рассматривать в качестве ограничения. Специалист в данной области примет во внимание, что системы и способы, описанные в настоящем документе, также можно реализовать для увеличения давления внутри дыхательных путей для других терапевтических целей. Например, управление давлением внутри дыхательных путей субъекта через разность сопротивлений между вдохом и выдохом можно реализовать для определения и/или лечения острого отека легких посредством максимального повышения дыхательной функции, вовлечения увеличенного количества альвеол в дыхание, снижения или замедления накопления текущего вещества внутри легких и/или обеспечения других терапевтических преимуществ.

Несмотря на то, что изобретение описано подробно в иллюстративных целях, на основе чего рассматривают наиболее практические и предпочтительные в настоящее время варианты осуществления, следует понимать, что такие подробности служат исключительно этой цели и что изобретение не ограничено раскрытыми вариантами осуществления, но, напротив, имеет целью охватывать модификации и эквивалентные компоновки, которые входят в сущность и объем прилагаемой формулы изобретения. 30 Например, следует понимать, что настоящее изобретение предполагает, что, по мере возможности, один или несколько признаков по любому варианту осуществления можно объединить с одним или несколькими признаками по любому другому варианту осуществления.

35 Формула изобретения

1. Дыхательное устройство, выполненное с возможностью поддержки дыхательных путей субъекта во время дыхания субъекта, при этом дыхательное устройство содержит:

корпус, выполненный с возможностью вмещать одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта;

40 один или несколько клапанов, расположенных в корпусе, выполненных с возможностью обеспечения контролируемого сопротивления потоку газа из внутренней части корпуса во внешнюю часть корпуса; и

процессор, выполненный с возможностью управления сопротивлением одного или нескольких клапанов потоку газа из внутренней части корпуса во внешнюю часть 45 корпуса во время дыхания субъекта через корпус, причем процессор выполнен с возможностью повышения сопротивления одного или нескольких клапанов с течением времени.

2. Дыхательное устройство по п. 1, дополнительно содержащее один или несколько

датчиков, генерирующих один или несколько выходных сигналов, которые несут информацию, связанную со стабильностью дыхательных путей субъекта, причем процессор выполнен с возможностью управления сопротивлением одного или нескольких клапанов на основе одного или нескольких выходных сигналов,

5 генерируемых одним или несколькими датчиками.

3. Дыхательное устройство по п. 2, в котором процессор выполнен с возможностью повышения сопротивления одного или нескольких клапанов потоку газа из внутренней части корпуса во внешнюю часть корпуса, если один или несколько выходных сигналов, генерируемых одним или несколькими датчиками, указывают на то, что дыхательные

10 пути субъекта нестабильны, так что повышенное давление внутри дыхательных путей субъекта, вызванное повышенным сопротивлением клапанов потоку газа из внутренней части корпуса во внешнюю часть корпуса, обеспечивает поддержку дыхательных путей субъекта.

4. Дыхательное устройство по п. 2, в котором процессор выполнен с возможностью снижения сопротивления одного или нескольких клапанов потоку газа из внутренней

15 части корпуса во внешнюю часть корпуса, если один или несколько выходных сигналов, сгенерированных одним или несколькими датчиками, указывают, что дыхательные пути субъекта стабильны.

5. Дыхательное устройство по п. 2, в котором один или несколько датчиков содержат

20 преобразователь, который преобразует вибрацию ткани субъекта или звуковые волны.

6. Дыхательное устройство по п. 2, в котором один или несколько датчиков содержат датчик, который осуществляет мониторинг скорости потока и/или давления газа в дыхательных путях субъекта или рядом с ними.

7. Дыхательное устройство по п. 1, в котором корпус содержит мембрану, которая

25 окружает внешнюю часть вмешанных одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта.

8. Дыхательное устройство по п. 1, в котором газ проходит из внешней части корпуса во внутреннюю часть корпуса при относительно небольшом сопротивлении, чтобы

30 предоставить субъекту возможность вдыхать свободно через одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей, которые вмещает корпус.

9. Дыхательное устройство по п. 8, дополнительно содержащее один или несколько вдыхательных клапанов, расположенных в корпусе, которые позволяют газу проходить из внешней части корпуса во внутреннюю часть корпуса при относительно небольшом сопротивлении.

35 10. Дыхательное устройство по п. 1, в котором одно или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта содержат ноздри субъекта.

11. Дыхательное устройство, выполненное с возможностью поддержки дыхательных

путей субъекта во время дыхания субъекта, при этом дыхательное устройство содержит:

40 средство для вмешания одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта и

45 средство управления сопротивлением потоку газа одного или нескольких путей потоков, через которые газ проходит из вмешанных одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта в окружающую атмосферу, причем средство управления сопротивлением потоку газа одного или нескольких путей потоков, через которые газ проходит из вмешанных одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта в окружающую атмосферу, содержит средство для повышения сопротивления потоку газа одного или нескольких путей потоков с течением времени.

12. Дыхательное устройство по п. 11, дополнительно содержащее средство для создания одного или нескольких выходных сигналов, которые несут информацию, связанную со стабильностью дыхательных путей субъекта, причем средство управления сопротивлением потоку газа одного или нескольких путей потоков, через которые газ

5 проходит из вмешанных одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта в окружающую атмосферу, содержит средство управления сопротивлением потоку газа одного или нескольких путей потоков на основе генерированных выходных сигналов.

13. Дыхательное устройство по п. 12, в котором средство управления сопротивлением

10 потоку газа одного или нескольких путей потоков, через которые газ проходит из вмешанных одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта в окружающую атмосферу, содержит средство для повышения сопротивления потоку газа одного или нескольких путей потоков, если один или несколько генерированных выходных сигналов указывают на то, что дыхательные пути субъекта нестабильны, 15 так что повышенное давление внутри дыхательных путей субъекта, вызванное повышенным сопротивлением путей потоков потоку газа, обеспечивает поддержку дыхательных путей субъекта.

14. Дыхательное устройство по п. 12, в котором средство управления сопротивлением потоку газа одного или нескольких путей потоков, через которые газ проходит из

20 вмешанных одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта в окружающую атмосферу, содержит средство для снижения сопротивления потоку газа одного или нескольких путей потоков, если один или несколько генерированных выходных сигналов указывают на то, что дыхательные пути субъекта стабильны.

15. Дыхательное устройство по п. 12, в котором средство для создания одного или

25 нескольких выходных сигналов содержит средство для преобразования вибрации ткани субъекта или звуковых волн.

16. Дыхательное устройство по п. 12, в котором средство для создания одного или нескольких выходных сигналов генерирует сигнал, показывающий скорость потока и/или давление газа внутри дыхательных путей субъекта или рядом с ними.

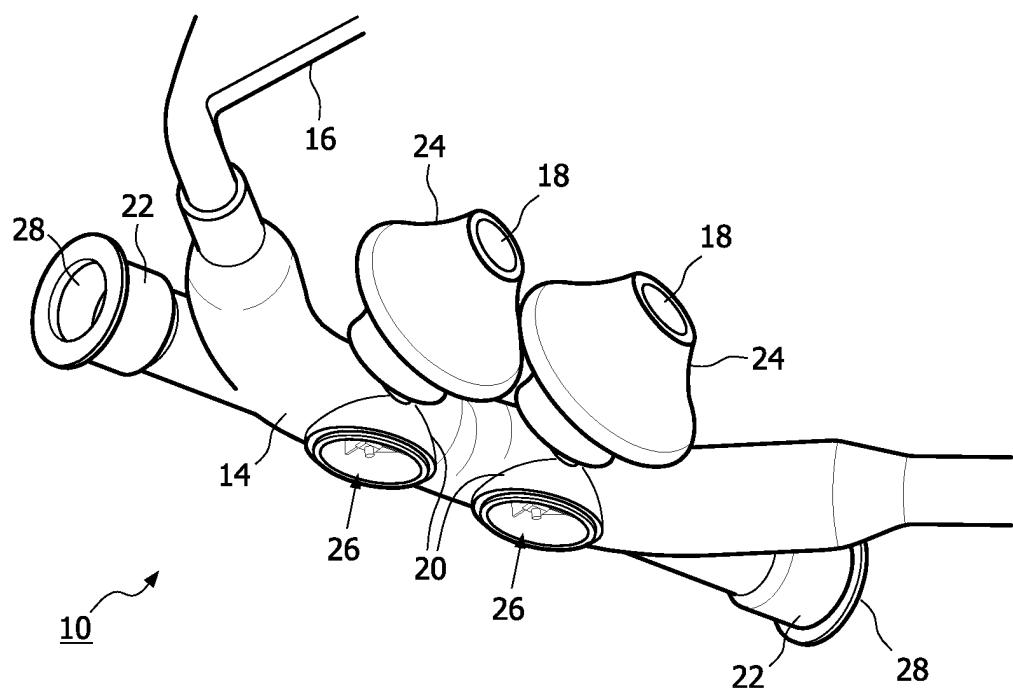
30 17. Дыхательное устройство по п. 11, в котором средство для вмешания одного или нескольких наружных отверстий дыхательных путей субъекта содержит мембрану, которая окружает внешнюю часть вмешанных одного или нескольких наружных отверстий.

18. Дыхательное устройство по п. 11, дополнительно содержащее средство

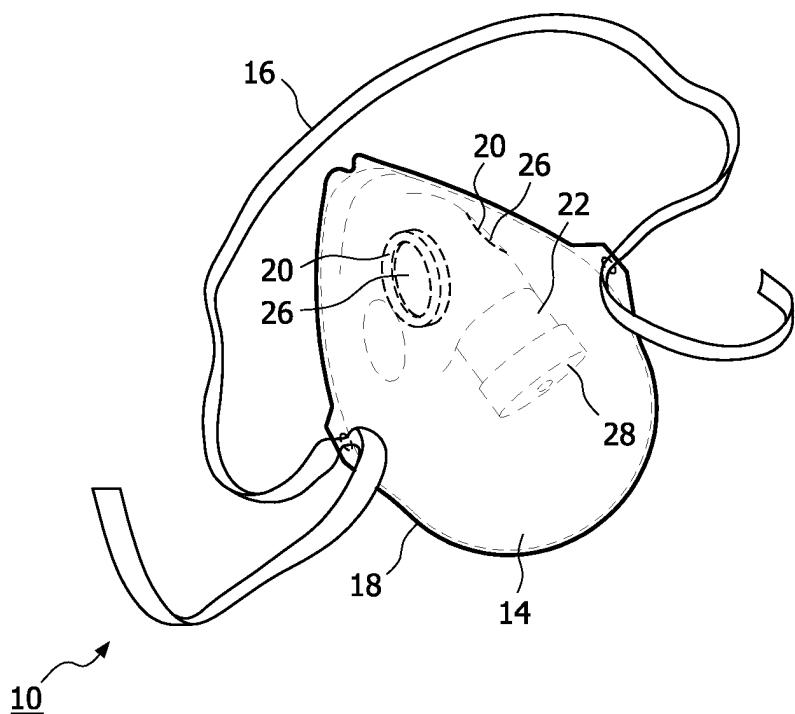
35 обеспечения достижения газом из окружающей атмосферы вмешанных одного или несколько наружных отверстий дыхательных путей субъекта при относительно небольшом сопротивлении, так что субъект может свободно вдыхать через одно или несколько вмешанных наружных отверстий дыхательных путей.

19. Дыхательное устройство по п. 11, в котором одно или несколько наружных

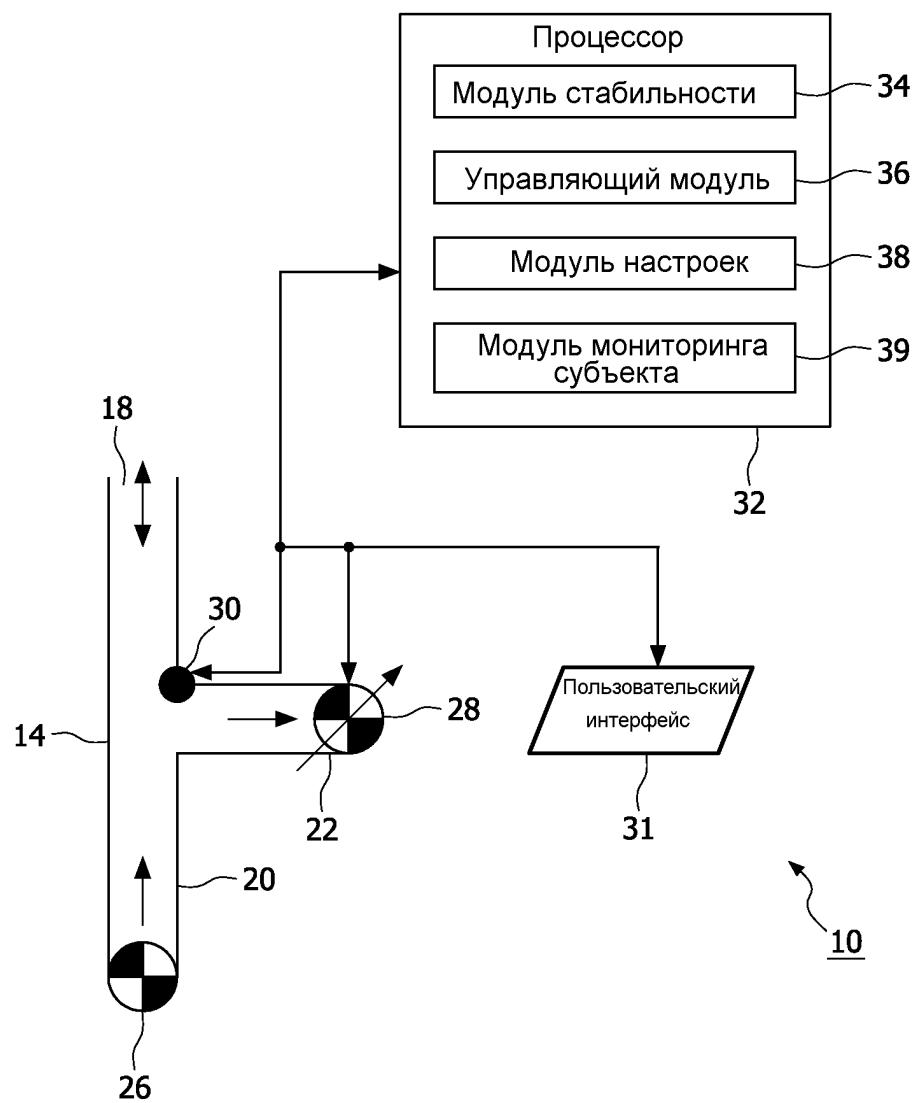
40 отверстий дыхательных путей субъекта содержат ноздри субъекта.



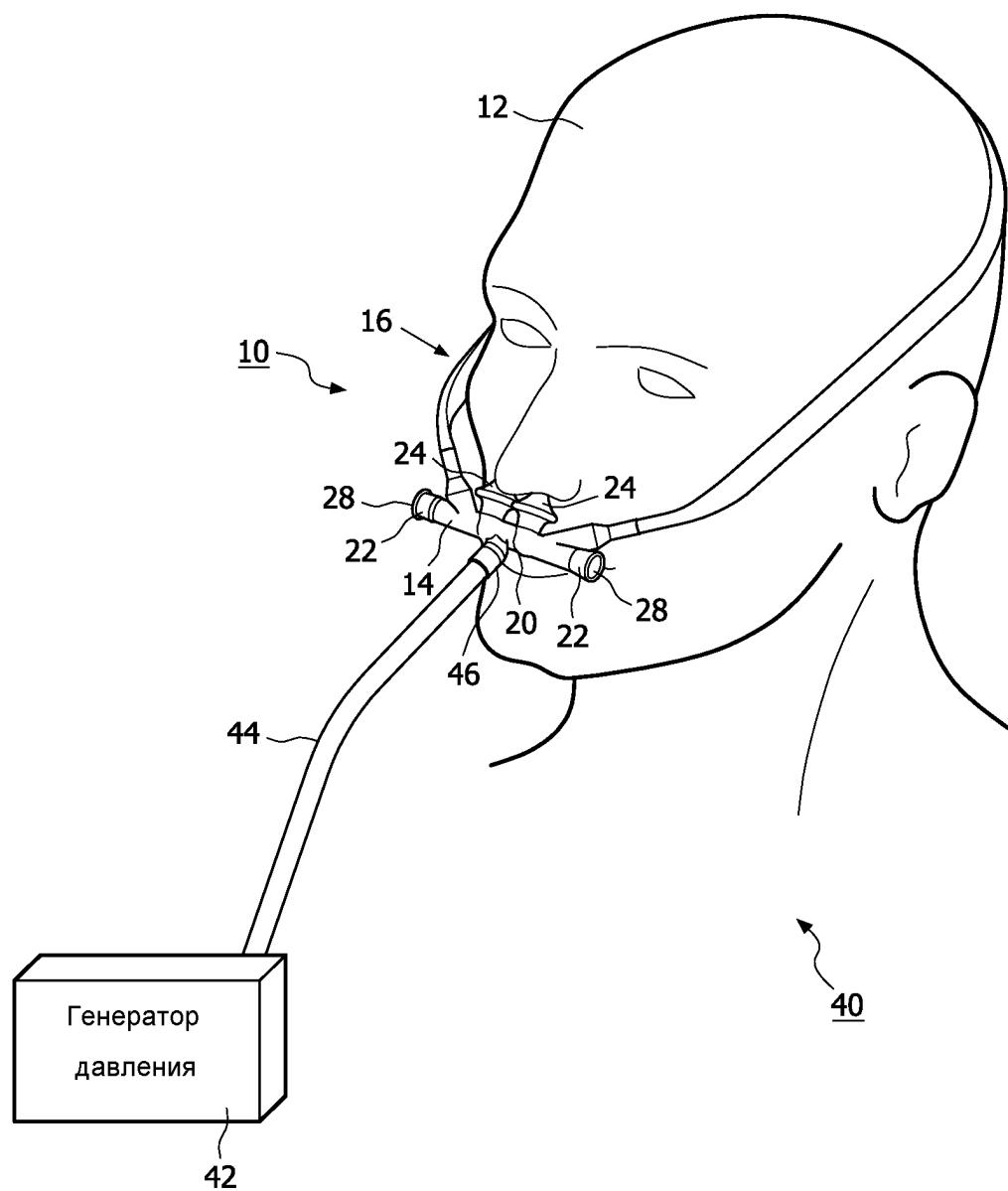
ФИГ. 2



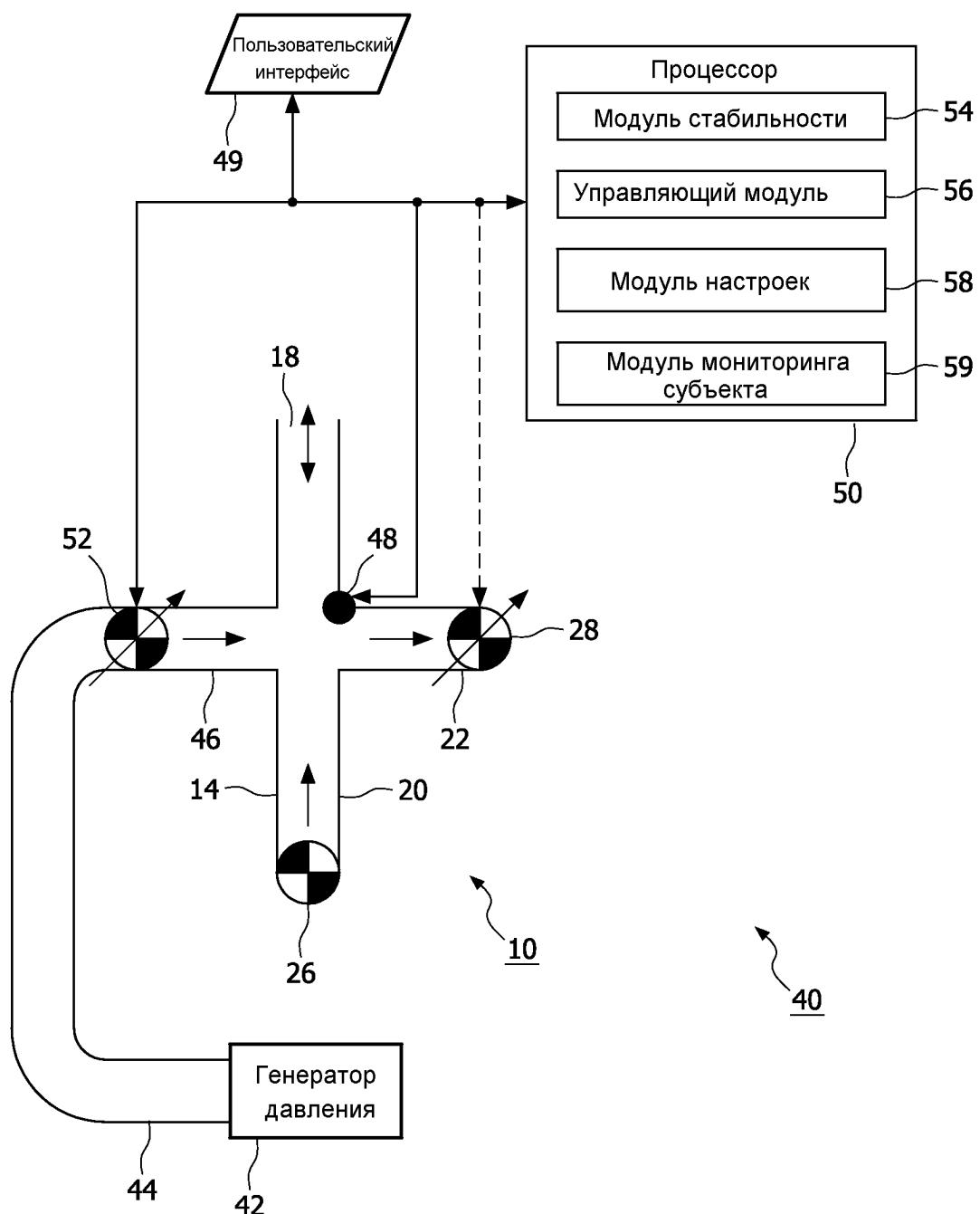
ФИГ. 3



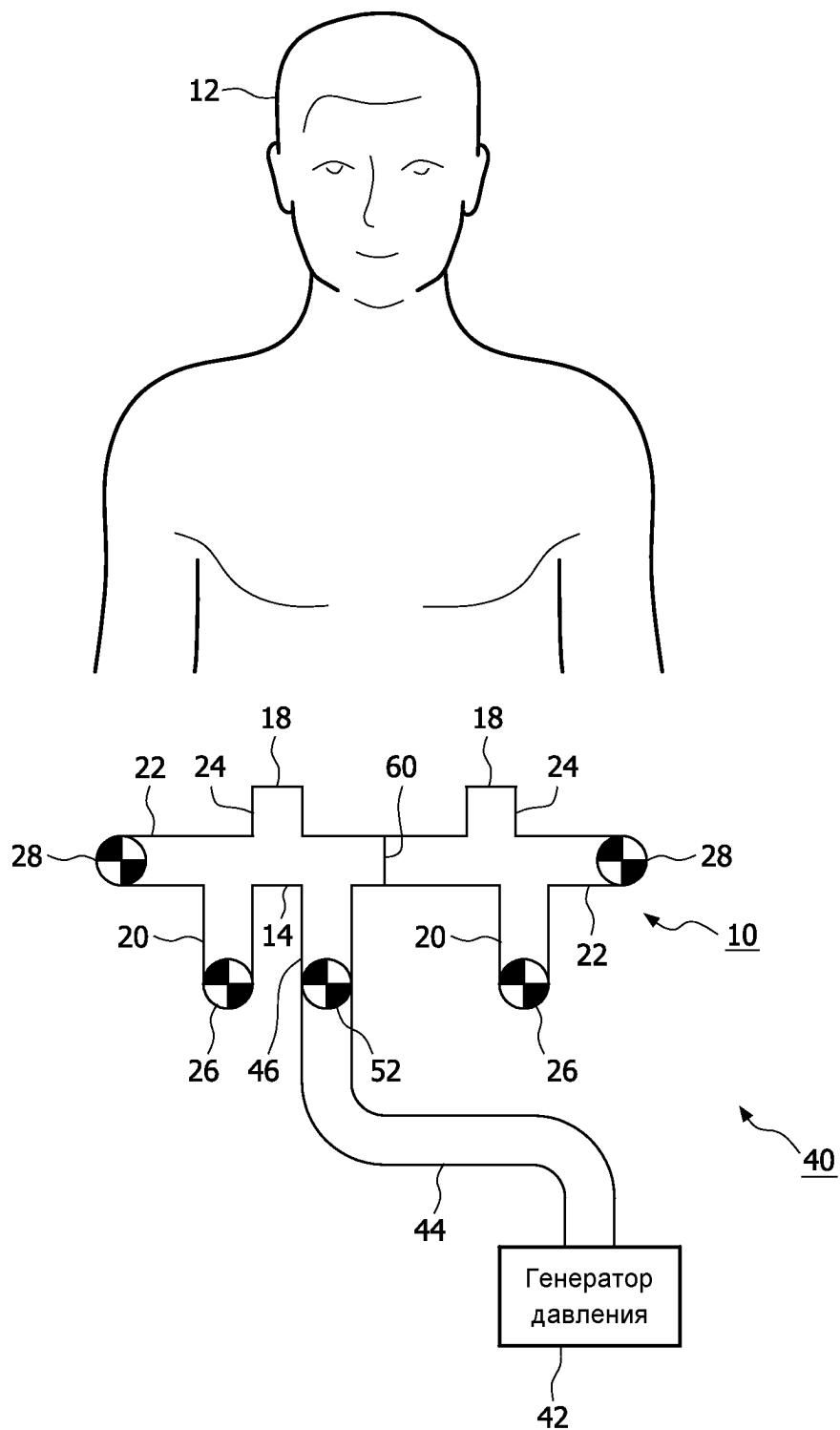
ФИГ. 4



ФИГ. 5



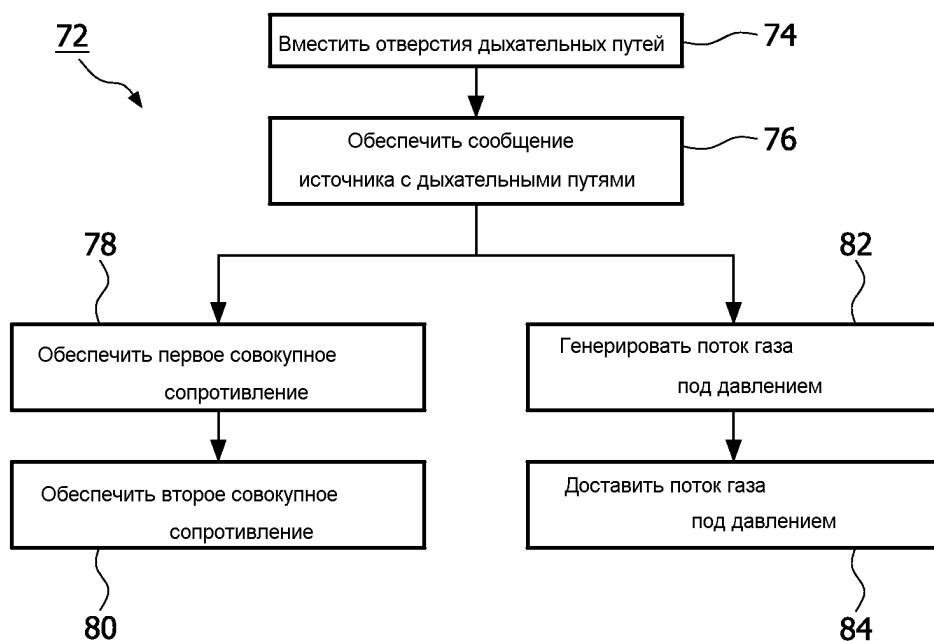
ФИГ. 6



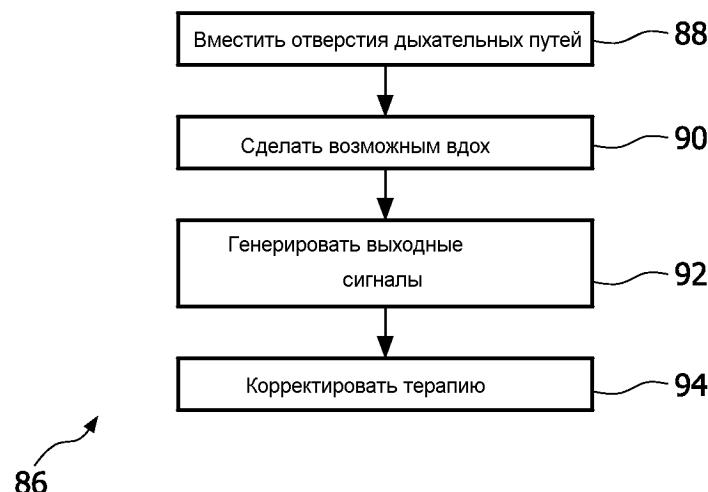
ФИГ. 7



ФИГ. 8



ФИГ. 9



ФИГ. 10