



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ

(52) СПК
G09B 23/28 (2021.08)

(21)(22) Заявка: 2021114236, 20.05.2021

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
20.05.2021

Дата регистрации:
08.09.2021

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 20.05.2021

(45) Опубликовано: 08.09.2021 Бюл. № 25

Адрес для переписки:

308015, Белгородская обл., г. Белгород, ул.
Победы, 85, НИУ "БелГУ", ОИС, Токтаревой
Т.М.

(72) Автор(ы):

Худасова Ольга Геннадьевна (RU),
Камышникова Людмила Александровна
(RU),
Худасова Юлия Геннадьевна (RU),
Давлетчурин Камиль Хамидович (UZ)

(73) Патентообладатель(и):

федеральное государственное автономное
образовательное учреждение высшего
образования "Белгородский государственный
национальный исследовательский
университет" (НИУ "БелГУ") (RU)

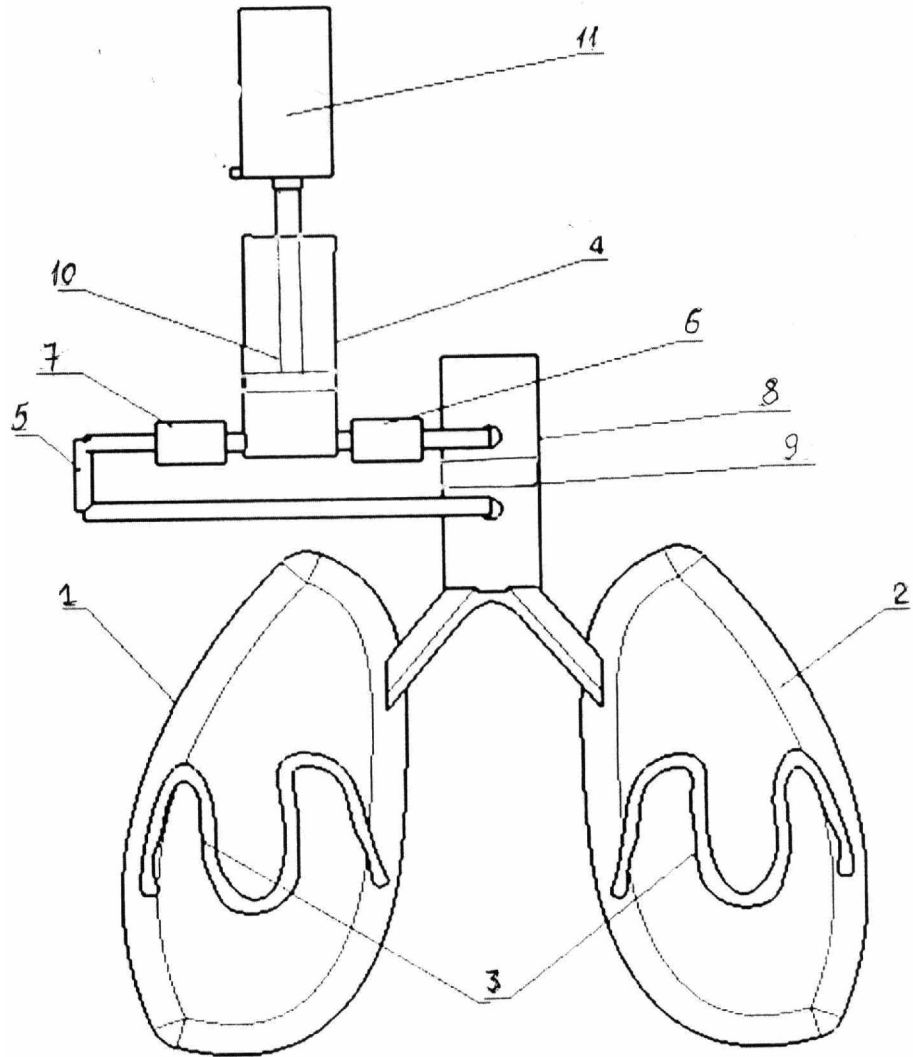
(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: CN 105608974 A, 25.05.2016. CN
108814607 A, 01.12.2017. EP 2715706 B1,
14.10.2015. SU 1783574 A1, 30.03.1992. RU
2367665 C1, 10.06.2009.

(54) Симуляционная модель дыхательной системы с функцией подогрева

(57) Реферат:

Полезная модель Симуляционная модель дыхательной системы с функцией подогрева для обеспечения возможности термометрической регистрации дыхательных циклов относится к медицинским симуляционным системам, применяемым как отдельно, так и в составе симуляционных комплексов для демонстрации функционирования биологических закономерностей, измерения параметров функционирования и отработки оперативных вмешательств, и может быть использована для обучения студентов навыкам выявления патологии в дыхательной системе по температуре выдыхаемого воздуха. Устройство содержит модель левого лёгкого 1 и модель правого лёгкого 2, каждая из которых снабжена нагревательным элементом 3, насос 4, воздуховод

5 и расположенные на нём электромагнитный клапан 6 и электромагнитный клапан 7, имитатор трахеи в виде трубки 8, с перегородкой 9 и двумя отверстиями для воздуховода 5, расположенными с разных сторон от перегородки 9. Причем на имитаторе трахеи предусмотрено место для расположения термодатчика. Технический результат заключается в возможности реализации дыхательного цикла симуляционной модели, приближенного к реальному, с частотой дыхательных движений (ЧДД) 18 в мин. Температуру нагревательного элемента настраивает преподаватель в зависимости от цели обучения студентов навыкам выявления патологии в дыхательной системе по температуре выдыхаемого воздуха.



Фиг.1

Полезная модель относится к медицинским симуляционным устройствам, применяемым как отдельно, так и в составе симуляционных комплексов для демонстрации функционирования биологических закономерностей, измерения параметров функционирования и отработки оперативных вмешательств, и может быть использована для обучения студентов навыкам выявления патологии в дыхательной системе по температуре выдыхаемого воздуха.

Известно «Устройство и метод определения дыхания в клинике» (патент CN108814607.A опубликован 01.12.2017 г.). Изобретение обеспечивает устройство и способ определения клинического дыхания. Клиническое устройство содержит корпус ленты, блок измерения инерции и оконечное оборудование, блок измерения инерции собран на корпусе ленты и электрически связан с оборудованием управления, а оборудование управления и оконечное оборудование взаимно связаны через модуль беспроводного соединения; управляющее оборудование объединяет модуль беспроводного подключения и модуль сбора аналого-цифровых данных, данные обнаружения, полученные блоком измерения инерции, отправляются в модуль сбора аналого-цифровых данных, а модуль сбора аналого-цифровых данных преобразует полученные данные обнаружения и отправляет преобразованные данные обнаружения в оконечное оборудование, используя модуль беспроводного соединения. Устройство можно носить удобно и комфортно, и гарантируется, что мониторинг может проводиться последовательно, когда человеческое тело находится в разных состояниях. Недостатком данного устройства является невозможность его использования в качестве симуляционной модели для обеспечения возможности термометрической регистрации дыхательных циклов.

Известно устройство «Физическая модель легких для имитации функции органов при здоровье и болезнях» (патент EP2715706.A1 опубликован 16.05.2012 г.). Изобретение относится к аппарату-имитатору легких, а также к способу вентиляции имитатора легких с помощью вентилятора. Устройство имитатора легких содержит воздушную камеру с переменным объемом для заменяемого газа, причем эта воздушная камера соединена параллельно с двумя воздуховодами, и газообменным элементом для впрыска индикаторного газа в воздушную камеру, при этом объемы воздуха трубопроводов существенно разные. Способ имитации функции легких включает заполнение первым газом воздушной камеры, которая имеет переменный объем и которая соединена параллельно с двумя воздуховодами, и впрыскивание второго газа в воздушную камеру, выдавливание первого и второго газа из воздушной камеры и, возможность повторить эти шаги. Недостатком устройства является невозможность термометрической регистрации дыхательных циклов, кроме того, в устройстве используется индикаторный газ, обладающий низкой степенью безопасности, т.к. в случае повреждения воздуховода возможно получить отравление.

Известно устройство по патенту CN105608974.A (опубликован 15.02.2016 г.) решающее задачу имитационного моделирования пневматической реакции сердечно-легочной реанимации на модели человека. Модель человека для обучения моделированию сердечно-легочной реанимации с пневматической реакцией, включает дыхательный механизм, нажимной механизм, датчик силы, датчик ускорения, контроллер и датчик давления, где дыхательный механизм представляет собой имитатор легких, прижимной механизм представляет собой имитатор грудной клетки, до реанимации имитатор грудной клетки управляется пропорциональным редукционным клапаном для имитации твердости грудной клетки человека, имитатор зрачка реализует воздухозаборник для имитации состояния расширения зрачка, а имитатор сонной

артерии реализует поступление воздуха для имитации состояния остановки биения сонной артерии. При нажатии на грудную часть модели верхней части тела человека имитатор сонной артерии ударяет в соответствии с частотой нажатия имитатора грудной клетки, чтобы имитировать состояние биения сонной артерии; когда модель верхней части тела человека продувается газом, имитатор легких имитирует состояние искусственного дыхания; после восстановления имитатор зрачка истощается для имитации нормального состояния зрачка, а имитатор сонной артерии управляется пропорциональным редукционным клапаном для имитации нормального состояния биения сонной артерии. Согласно имитационной модели человека, имитаторы перемещаются по воздуху для имитации симптомов таких органов, как грудная клетка, легкие, глаза и шея, до и после сердечно-легочной реанимации, а также реализуются яркие эффекты симуляции симптомов и точное позиционирование. Недостатком данного устройства является невозможность термометрической регистрации дыхательных циклов.

Теплорегуляция дыхательных путей оказывает существенное влияние на температуру выдыхаемого воздуха. Дыхательные пути имеют отдельную систему кровоснабжения: кровь к ним поступает от левого желудочка по бронхиальным артериям. Так как кровь является основным переносчиком тепловой энергии, патологические процессы, которые оказывают влияние на кровоток в стенках дыхательных путей, могут отражаться и на температуре выдыхаемого воздуха. Таким образом, значение температуры выдыхаемого воздуха может играть важную роль в клинической оценке состояния больного (интернет-источник: <https://cyberleninka.ru/article/n/izmerenie-temperatury-vydyhaemogo-vozduha-obzor-literatury>).

Температура - одна из основных характеристик выдыхаемого воздуха, анализ которой является перспективным неинвазивным методом диагностики заболеваний органов дыхания [Popov T.A. // Ann. Allergy Asthma Immunol. 2011. V 106. P 451.].

На температуру выдыхаемого воздуха оказывают влияние как процессы воспаления, приводящие к повышению этого показателя, так и деструктивные процессы, приводящие к его снижению. При сочетании указанных патологических процессов температура выдыхаемого воздуха может оказаться в пределах нормальных значений [Perelman J.M. et al. // Eur. Respir. J. 2012. V. 40. Suppl. 56. P. 693.].

Исходя из этого, при оценке течения хронических заболеваний органов дыхания следует учитывать комбинированное влияние разных патологических процессов. При однократном измерении температуры выдыхаемого воздуха можно зафиксировать начальные проявления воспаления (например, при обострении заболевания). При длительном наблюдении с многократным измерением температуры выдыхаемого воздуха можно выявить процессы ремоделирования/деструкции, характеризующие прогрессирование заболевания (интернет-источник <https://cyberleninka.ru/article/n/izmerenie-temperatury-vydyhaemogo-vozduha-obzor-literatury>).

Следовательно, выработка навыков по оценке состояния пациентов с учетом температуры выдыхаемого воздуха, является актуальной.

Задачей предлагаемого технического решения является создание симуляционной модели дыхательной системы человека с функцией подогрева для обучения студентов навыкам выявления патологии в дыхательной системе по температуре выдыхаемого воздуха.

Технический результат - реализация поставленной задачи за счет обеспечения возможности термометрической регистрации дыхательных циклов путем нагрева воздушной смеси в модели легкого человека и выпуска на фазе выдоха подогретого

воздуха, температура которого будет выше в точке измерения, чем на фазе вдоха.

Для решения поставленной задачи предложена конструкция симуляционной модели дыхательной системы выполненная посредством технологии 3d печати из гибкого TPU пластика, содержащая имитатор легких человека, снабженных нагревательным элементом, имитатор легких посредством воздуховода соединен с имитатором трахеи, выполненным в виде трубки, снабженной перегородкой и двумя отверстиями для воздуховода, расположенными с разных сторон от перегородки, на воздуховоде расположены два электромагнитных клапана для реализации функции вдоха и выдоха через насос.

Совокупность указанных признаков не известна из уровня техники, следовательно, заявленная полезная модель соответствует уровню новизны. Соответствие условию промышленной применимости обеспечивает возможность реализации устройства с возможностью его использования для обучения студентов навыкам выявления патологии в дыхательной системе по температуре выдыхаемого воздуха.

Известно, что температура выдыхаемого воздуха зависит от температуры тела и температуры окружающей среды (интернет-источник: <https://helpiks.org/7-75328.html>). В таблице 1 приведен пример зависимости выдыхаемого воздуха от температуры вдыхаемого воздуха.

Таблица 1

Температура окружающего воздуха, $t_{в}$, °C	Температура выдыхаемого воздуха, °C
26 и выше	35 - 37
10 - 25	32 - 35
Ниже 10	27 - 32

Например, при температуре окружающей среды 23 градуса, температура выдыхаемого воздуха у здоровых людей в среднем 34,4 градуса.

При бронхиальной астме температура выдыхаемого воздуха увеличивается до 36-37 градусов и может не только служить маркером воспаления в дыхательных путях, но и свидетельствовать об изменении сосудов дыхательных путей (микрососудистая пролиферация в слизистой оболочке бронхов является ключевой характеристикой ремоделирования дыхательных путей при астме). (<https://cyberleninka.ru/article/n/izmerenie-temperatury-vyduhaemogo-vozduha-obzor-literatury>).

Это предположение подтверждается результатами исследований с участием пациентов с хронической обструктивной болезнью легких (ХОБЛ). P. Paredi et al. первыми сообщили о медленном нарастании температуры выдыхаемого воздуха при ХОБЛ ($1,86 \pm 0,15^{\circ}\text{C}/\text{c}$) по сравнению с контролем ($4,00 \pm 0,26^{\circ}\text{C}/\text{c}$) [Paredi P et al. // Eur. Respir. J. 2003. V. 21. P 439.].

В тоже время установлено, что у курящих пациентов с крайне тяжелой формой ХОБЛ температура выдыхаемого воздуха при измерении термометром X-Halo была самой низкой и составила $31,54 \pm 0,56^{\circ}\text{C}$ (http://www.fesmu.ru/SITE/files/editor/file/dmj/2010/201004/201004_5.pdf).

Уменьшение общего количества дыхательных путей и сосудов вследствие рестриктивного ремоделирующего процесса, что характерно также и для легочного фиброза, также влияет на температуру выдыхаемого воздуха, которая снижается пропорционально степени деструкции. (интернет-источник: <https://cyberleninka.ru/article/n/izmerenie-temperatury-vyduhaemogo-vozduha-obzor-literatury>).

Результаты исследования итальянских ученых показали, что температура выдыхаемого воздуха у пациентов с раком легких в несколько раз выше, чем у здоровых пациентов. Увеличение температуры выдыхаемого воздуха зависело от стадии рака и стажа курения. Также ученые определили диапазон температурных изменений в дыхании, который указывает на наличие ракового заболевания с высоким уровнем точности. (https://medoblako.ru/article/temperatura-dykhaniya-i-rak-legkikh/).

Предлагаемая конструкция симуляционной модели дыхательной системы иллюстрируется схемой устройства, приведенной на фигуре 1.

Симуляционная модель дыхательной системы, содержит модель левого лёгкого 1 и модель правого лёгкого 2, каждая из которых снабжена нагревательным элементом 3, насос 4, соединенный с насосом 4 воздуховод 5 и расположенные на нём с разных сторон от насоса электромагнитный клапан 6 и электромагнитный клапан 7, имитатор трахеи в виде трубки 8, с перегородкой 9 и двумя отверстиями для воздуховода 5, расположенными с разных сторон от перегородки 9, причем на имитаторе трахеи предусмотрено место для расположения термодатчика (на фигуре не показано).

Описание работы устройства.

Для реализации фазы вдоха воздуха из внешней среды через имитатор трахеи 8 и воздуховод 5 осуществляют накачку воздуха в модель левого полого лёгкого 1 и в модель правого полого лёгкого 2 посредством периодического возвратно-поступательного перемещения поршня 10 в насосе 4, приводимого в движение линейным приводом 11. При этом при движении поршня 10 в насосе 4 снизу вверх электромагнитный клапан 6 открыт, а электромагнитный клапан 7 закрыт. При движении поршня 10 в насосе 4 сверху вниз электромагнитный клапан 6 закрыт, а электромагнитный клапан 7 открыт.

В процессе симуляции дыхательного цикла осуществляют подогрев воздуха, поступающего в модель левого полого лёгкого 1 и в модель правого полого лёгкого 2, посредством нагревательных элементов 3, питаемых от внешнего блока питания.

Для реализации фазы выдоха подогретого воздуха из дыхательной системы осуществляют выкачку воздуха из модели левого полого лёгкого 1 и модели правого полого лёгкого 2 во внешнюю среду через имитатор трахеи 8 и через воздуховод 5 посредством периодического возвратно-поступательного перемещения поршня 10 в насосе 4, приводимого в движение линейным приводом 11. При этом при движении поршня 10 в насосе 4 снизу вверх электромагнитный клапан 7 открыт, а электромагнитный клапан 6 закрыт. При движении поршня 10 в насосе 4 сверху вниз электромагнитный клапан 7 закрыт, а электромагнитный клапан 6 открыт.

Термодатчик для измерения температуры входящего и выходящего воздуха может быть установлен, например, на внешнем крае трубки, имитирующей трахею.

Устройство может быть выполнено посредством технологии 3d печати из гибкого TPU пластика.

Конкретный пример работы предложенного устройства.

Фаза вдоха:

электромагнитный клапан 6 открыт, поршень 10 в насосе 4 движется снизу-вверх, воздух из внешней среды через трубку 8, имитирующую трахею, и воздуховод 8 наполняет насос 4 до достижения поршнем 10 крайнего верхнего положения. Далее электромагнитный клапан 6 закрывается, и открывается электромагнитный клапан 7. Поршень 10 в насосе 4 движется сверху вниз до крайнего нижнего положения и воздух из насоса 4 через воздуховод 5 и открытый электромагнитный клапан 7 поступает в модель левого и правого легкого 1 и 2 соответственно. Температуру нагревательного

элемента настраивает преподаватель в зависимости от цели обучения студентов навыкам выявления патологии в дыхательной системе по температуре выдыхаемого воздуха.

Фаза выдоха:

5 электромагнитный клапан 7 открыт, поршень 10 в насосе 4 движется снизу-вверх, вытягивая воздух из модели правого и левого легкого 1 и 2, заполняя насос 4 до достижения поршнем 10 крайнего верхнего положения. Далее электромагнитный клапан 7 закрывается, и открывается электромагнитный клапан 6. Поршень 10 в насосе 4 движется сверху вниз до крайнего нижнего положения, и воздух из насоса 4 через открытый клапан 6 и воздуховод 8 выводится из имитирующей трахею, трубки 8 во
10 внешнюю среду.

Таким образом, достигается реализация дыхательного цикла симуляционной модели дыхательной системы с частотой дыхательных движений (ЧДД) 18 в мин, приближенной к реальному циклу, при этом температура воздуха на этапе вдоха и выдоха отличаются, а для определения температуры вдоха и выдоха используется термодатчик, который
15 может быть установлен на краю трубки, имитирующей трахею.

(57) Формула полезной модели

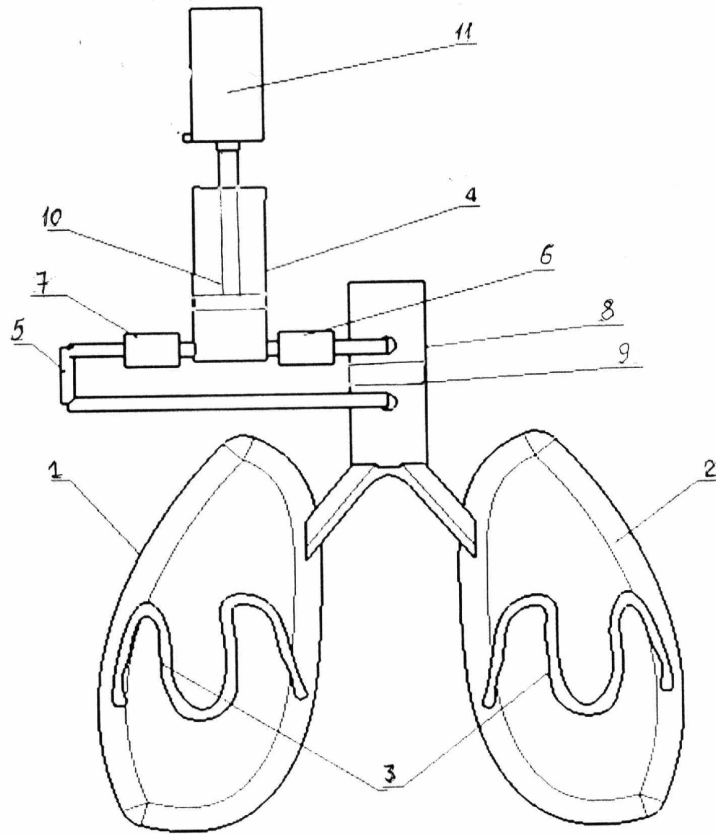
Симуляционная модель дыхательной системы человека, содержащая модель левого и модель правого легких, каждая из которых снабжена нагревательным элементом,
20 выполненным с возможностью настройки, воздуховод, имитатор трахеи в виде трубки с перегородкой и двумя расположенными с разных сторон от перегородки отверстиями для воздуховода, воздуховод соединен с насосом, на воздуховоде установлены два электромагнитных клапана, размещенные с двух сторон от насоса и срабатывающие таким образом, что когда один из них открыт, другой закрыт и наоборот, насос имеет
25 поршень, перемещаемый возвратно-поступательно, а на имитаторе трахеи предусмотрено место для термодатчика для измерения температуры входящего и выходящего воздуха.

30

35

40

45



Фиг.1