

ISSN 2181-5887



O'ZBEKISTON TERAPIYA AXBOROTNOMASI



ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЙ ВЕСТНИК УЗБЕКИСТАНА

№ 4, 2022

ПОЛИМОРБИДНОСТЬ И ЕЕ СВЯЗЬ С НЕБЛАГОПРИЯТНЫМ ТЕЧЕНИЕМ ХРОНИЧЕСКОЙ СЕРДЕЧНОЙ НЕДОСТАТОЧНОСТИ У БОЛЬНЫХ ПОЖИЛОГО ВОЗРАСТА <i>Хамроев Э.Э., Нурбоев Ф.Э., Пулатова Ш.Х.</i>	95
СОВРЕМЕННЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ ЭФФЕКТИВНОЙ И БЕЗОПАСНОЙ РЕВАСКУЛЯРИЗАЦИИ МИОКАРДА ПРИ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА <i>Аляви Б.А., Зуфаров М.М., Абдуллаев А.Х., Бабаджанов С.А., Узоков Ж.К., Курмаева Д.Н.</i>	99
РОЛЬ ЦИСТАТИНА С ПРИ ОЦЕНКЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ПОЧЕК У БОЛЬНЫХ С ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНЬЮ СЕРДЦА <i>Гадаев А.Г., Рахимова М.Э., Тургунова М.У.</i>	104

ПУЛЬМОНОЛОГИЯ

СУРУНКАЛИ ЎПКА ОБСТРУКТИВ КАСАЛЛИКЛАРИ БЎЛГАН БЕМОРЛАРДА КАРДИОРЕСПИРАТОР ТИЗИМ ҲОЛАТИ ВА НЕЙРОГОРМОНЛАР ДИСБАЛАНСИ <i>Рахимова Д.А., Аляви А.Л.</i>	110
МЕТОДЫ ПРИМЕНЕНИЯ УСТРОЙСТВА ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ РЕСПИРАТОРНОЙ СИСТЕМЫ ПРИ БРОНХО-ЛЕГОЧНОЙ ПАТОЛОГИИ <i>Аляви А.Л., Рахимова Д.А. Сабиржанова З.Т., Атаходжаева Г.А., Хатамова Д.Т.</i>	114

ГАСТРОЭНТЕРОЛОГИЯ

ОПТИМИЗАЦИЯ ТЕРАПИИ ГАСТРОЭЗОФАГЕАЛЬНОЙ РЕФЛЮКСНОЙ БОЛЕЗНИ ПРИ КОМОРБИДНОСТИ С ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИСПЕПСИЕЙ <i>Каримов М.М., Зуфаров П.С., Собирова Г.Н., Исмаилова Ж.А., Дусанова Н.М.</i>	119
ЎН ИККИ БАРМОҚ ИЧАК ЯРАСИ БЎЛГАН БЕМОРЛАРДА ЭРАДИКАЦИЯ КОМПЛЕКСИ БИЛАН БИРГА ГАНОДЕРМА ЛЮЦИДУМ ЭКСТРАКТИ ВА МАГНИТОТЕРАПИЯНИНГ САМАРАСИ <i>Қодирова С.Р., Хамрабаева Ф.И.</i>	123
МОРФОЛОГИЧЕСКИЕ ИЗМЕНЕНИЯ СЛИЗИСТОЙ ОБОЛОЧКИ ПРИ HELICOBACTER PYLORI-АССОЦИИРОВАННЫХ ЗАБОЛЕВАНИЯХ ЖЕЛУДКА <i>Исмаилова Ж.А., Юсупбеков А.А.</i>	127
ЭФФЕКТИВНОСТЬ ЭРАДИКАЦИОННОЙ ТЕРАПИИ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА С ГАСТРОДУОДЕНАЛЬНОЙ ПАТОЛОГИЕЙ <i>Фазылов А.В., Ибрагимов А.Ю., Максудова М.Г., Курбанова Ф.Р.</i>	132
К ВОПРОСУ ПРИМЕНЕНИЯ ТРАНСКРАНИАЛЬНОЙ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ (ТЭС) И САНТИМЕТРОВОЛНОВОЙ (СМВ)-ТЕРАПИИ У ПАЦИЕНТОВ ЯЗВЕННОЙ БОЛЕЗНЬЮ ДВЕНАДЦАТИПЕРСТНОЙ КИШКИ С ТОЛСТОКИШЕЧНЫМ ДИСБИОЗОМ <i>Мадумарова А.А., Хамрабаева Ф.И.</i>	136
COVID-19 ЎТКАЗГАН БЕМОРЛАР НАЖАСИДА КАЛЬПРОТЕКТИН, HELICOBACTER PYLORI ВА ҚОНИДА ИНТЕРЛЕЙКИН-6 КЎРСАТКИЧЛАРИНИНГ СОЛИШТИРМА ТАҲЛИЛИ <i>Гадаев А.Г., Исмаилова М.И.</i>	139
ЭФФЕКТИВНОСТЬ ПРЕПАРАТА НАТОЛАН У ПАЦИЕНТОВ С ПОРАЖЕНИЕМ ПЕЧЕНИ ПРИ КОРОНАВИРУСНОЙ ИНФЕКЦИИ COVID-19 <i>Маманазарова Д.К., Искандерова С.Дж., Турсунбаев Р.С., Зиямухамедова М.М.</i>	144
ЎН ИККИ БАРМОҚ ИЧАК ЯРАСИ ВА ДИСБИОЗ БИЛАН КАСАЛЛАНГАН БЕМОРЛАРДА ТРАНСКРАНИАЛ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИЯ (ТЭС) ВА САНТИМЕТР ДИАПОЗОНИДАГИ МИКРОТЎЛҚИН (СДМТ) ТЕРАПИЯСИНИНГ ТУРМУШ СИФАТИ КЎРСАТКИЧИГА ТАЪСИРИ <i>Мадумарова А.А., Хамрабаева Ф.И.</i>	150

РЕВМАТОЛОГИЯ И НЕФРОЛОГИЯ

РЕВМАТОИД АРТРИТЛИ БЕМОРЛАРДА ЖИГАР ФУНКЦИОНАЛ ҲОЛАТИНИНГ ҲУСУСИЯТЛАРИ <i>Алиахунова М.Ю., Абдуллаев А.Х.</i>	154
ПРИМЕНЕНИЕ ПРЕПАРАТА НАТОЛАН В КОМПЛЕКСНОМ ЛЕЧЕНИИ ПСОРИАТИЧЕСКОГО АРТРИТА <i>Маманазарова Д.К., Искандерова С.Дж., Турсунбаев Р.С., Мусаева Ш.З.</i>	158

МЕТОДЫ ПРИМЕНЕНИЯ УСТРОЙСТВА ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ РЕСПИРАТОРНОЙ СИСТЕМЫ ПРИ БРОНХО-ЛЕГОЧНОЙ ПАТОЛОГИИ

АЛЯВИ А.Л., РАХИМОВА Д.А. САБИРЖАНОВА З.Т., АТАХОДЖАЕВА Г.А., ХАТАМОВА Д.Т.

*Республиканский специализированный научно-практический медицинский центр терапии и медицинской реабилитации; ТашПМИ;
Центр развития профессиональной квалификации медицинских работников, г. Ташкент, Узбекистан*

ХУЛОСА

БРОНХО-ЎПКА ПАТОЛОГИЯСИДА РЕСПИРАТОР ТИЗИМИНИ ДАВОЛАШ УЧУН ҚУРИЛМАНИ ҚЎЛЛАШ УСУЛЛАРИ

Аляви А.Л., Рахимова Д.А. Сабиржанова З.Т., Атаходжаева Г.А., Хатамова Д.Т.

Республика ихтисослаштирилган терапия ва тиббий реабилитация илмий-амалий тиббиёт маркази, ТошПТИ, Тиббиёт ходимларининг касбий малакасини ошириш маркази, Тошкент ш., Ўзбекистон

Нафас олиш тизимининг яллиғланиш жараёнлари туфайли патологик бузилишлари бўлган беморларнинг ҳолатини тиклаш ёки бартараф этишга ёрдам берадиган бир қатор самарали ингаляторлар мавжуд. Асосан парли ингаляторлар кенг қўлланилиб келинмоқда. Бу қурилмаларни уй шароитида ҳам қўллаш мумкин. Замонавий парли ингалятор муолажаларни ўтказиш учун жуда қулайдир. Иссиқ, нам ҳаводан фойдаланиш ҳаво йўлини очади ва нафас олиш тизимининг меъёрида ишлашига ёрдам беради.

Калит сўзлар: ингалятор, нафас олиш тизими, буғли, компрессорли, ультратовушли, мэш–ингалятор, каскад импактори.

SUMMARY

METHODS APPLICATION OF DEVICE FOR TREATMENT OF THE RESPIRATORY SYSTEM IN BRONCHOPULMONARY PATHOLOGY

Alyvi A.L., Rakhimova D.A. Sabirzhanova Z.T., Atakhodjayeva G.A., Khatamova D.T.

Republican specialized scientific and practical medical center for therapy and medical rehabilitation. TashPMI, Center for the development of professional qualifications of medical workers, Tashkent, Uzbekistan

There are a number of effective inhalers used to restore or relieve the condition of patients with disorders of the respiratory system due to inflammatory processes. Steam inhaler devices are particularly widely used. This is due to the fact that inhalation can be carried out at home. The modern device of the steam inhaler greatly simplifies the conduct of such procedures. The use of warm, moist air opens the airway and restores the normal functioning of the respiratory system.

Keywords: inhaler, respiratory system, steam, compressor, ultrasonic, mesh inhaler, cascade impactor.

РЕЗЮМЕ

МЕТОДЫ ПРИМЕНЕНИЯ УСТРОЙСТВА ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ РЕСПИРАТОРНОЙ СИСТЕМЫ ПРИ БРОНХО-ЛЕГОЧНОЙ ПАТОЛОГИИ

Аляви А.Л., Рахимова Д.А. Сабиржанова З.Т., Атаходжаева Г.А., Хатамова Д.Т.

Республиканский специализированный научно-практический медицинский центр терапии и медицинской реабилитации; ТашПМИ; Центр развития профессиональной квалификации медицинских работников, г. Ташкент, Узбекистан

Ряд ингаляторов эффективно используется для восстановления или облегчения состояния пациентов при нарушениях работы дыхательной системы за счет воспалительных процессов. Особенно широко применяются паровые ингаляторные устройства. Это связано с тем, что ингаляцию можно проводить и в домашних условиях. Современное устройство парового ингалятора значительно упрощает проведение подобных процедур. Использование теплого влажного воздуха открывает дыхательные пути и восстанавливает нормальное функционирование системы дыхания.

Ключевые слова: ингалятор, дыхательная система, паровой, компрессорный, ультразвуковой, мэш–ингалятор, каскадный импактор.

Паровые ингаляции широко распространены, поскольку их можно проводить и в домашних условиях. Использование теплого влажного

воздуха открывает дыхательные пути и восстанавливает нормальное функционирование системы дыхания. Современное устройство парового

ингалятора значительно упрощает проведение подобного лечения [1, 2, 15].

Для коррекции респираторных патологий используются ингаляторы с разными физическими принципами работы. Типы ингаляционного прибора: паровой, компрессорный, ультразвуковой, мэш-ингалятор их принцип действия соответственно: испарение раствора лекарственного препарата, распыление лекарственного средства в форме аэрозоля струей воздуха, преобразование действующего вещества лекарства ультразвуком, превращение раствора лекарственного препарата в аэрозоль вибрирующей сеткой-мембраной. Компрессорные и мэш-ингаляторы позволяют использовать любые лекарственные средства, включая антибиотики, гормональные и иммуномодулирующие препараты. Паровые ингаляторы имеют простой принцип действия, основанный на испарении. Образование аэрозольной смеси произво-

дится путем нагрева воды или физиологического раствора с растворенным в ней лекарственным препаратом до температуры кипения [2, 5, 7].

В камере устройства поддерживается температура, обеспечивающая парообразование. Регулирование интенсивности образования пара производится изменением температуры воды с помощью переключателей. Большая интенсивность образования пара создает частицы малого размера, которые предназначены для вдыхания через нос. Для того, чтобы дышать ртом, предпочтительнее крупные частицы пара. Размеры отдельных крупных частиц от поверхности, кипящей воды частиц пара – более 10 микрон, что затрудняет их оседание в бронхах и в альвеолах легких. Почти все они остаются в носоглотке [12, 13, 17].

Виды ингаляторов. Для лечения респираторных патологий применяются ингаляторы, использующие различные физические принципы (табл. 1).

Таблица 1

Классификация ингаляционных приборов

Тип ингаляционного прибора	Принцип действия
Паровой	Испарение раствора лекарственного препарата
Компрессорный	Распыление лекарственного средства в форме аэрозоля струей воздуха
Ультразвуковой	Преобразование действующего вещества лекарства ультразвуком
Мэш – ингалятор	Превращение раствора лекарственного препарата в аэрозоль вибрирующей сеткой-мембраной

Основные составные части устройства:

- сосуд для воды;
- соединительный шланг или трубка;
- объемная маска для носа и рта.

Аэродинамический метод – основан на столкновении и задержке их на пластинах так называемого «каскадного импактора». Столкновение частиц определенного диаметра с соответствующей пластиной прибора зависит от скорости воздушного потока и изменения траектории их движения. С учетом этих параметров и моделируются приборы с разным набором пластин (от 2–3 до 7–8), их особой геометрией, потоком рабочего газа, точками (cutt-off point) разделения размеров частиц и т.д [9, 10, 17].

«Золотым стандартом» считается каскадный импактор типа Andersen (ACI) с 8 пластинами в комбинации со стандартной трубкой (стандарт USP/EP), через которые подается воздух потоком от 30 до 60 л/мин. Трубка моделирует верхние дыхательные пути, имеет при этом изгиб в 90° и внутренний диаметр 17,3 мм. Все большие частицы (>10 мкм) оседают в этой трубке по инерции [1, 3, 6, 8, 15]. Более мелкие частицы непосредственно поступают в каскадный импактор, состоящий из ряда пластин с уменьшающимися эксцентрично расположенными отверстиями, так, что воздух следует в импакторе по изогнутой траектории. Известно, что поток воздуха движется быстрее через меньшее отверстие [19, 20, 23, 24]. Скорость

частиц аэрозоля увеличивается при прохождении каждого этапа, на пластинах последовательно осаждаются самые крупные из оставшихся частиц до тех пор, пока, наконец, не будут депонированы все исследуемые частицы. После прибор демонтируется и содержание вещества на каждой из пластин измеряется методом высокоэффективной жидкостной хроматографии (ВЭЖХ) или хемилюминесценции. Большим преимуществом этого метода является то, что на каждой из пластин измеряется реальное содержание лекарственного препарата, хотя для этого и когда требуется несколько часов [8, 14, 16, 18].

Следует отметить, что именно эта методика определения размеров частиц взята за основу Европейским стандартом по небулайзерной терапии (prEN 13544-1). Существуют и другие методы измерения частиц аэрозоля, например, оптический [15, 20]. «Основные требования к компрессорным небулайзерам изложены в Европейском стандарте по небулайзерной терапии «prEN 13544-1»:

- 50% и более генерируемых частиц аэрозоля должны иметь размер менее 5 мкм (так называемая «респираторная фракция»);
- остаточный объем лекарственного вещества после ингаляции – не более 1,0 мл;
- время ингаляции – не более 15 мин при объеме раствора 5,0 мл;
- рекомендуемый поток – не более 10 л/мин, давление – 2–7 бар;

- производительность – не менее 0,2 мл/мин.;
- максимальную эффективность терапии обеспечивают небулайзеры, активируемые вдохом пациента (в таких небулайзерах на пике вдоха пациента при скорости инспираторного потока 30-100 л/мин доля частиц с аэродинамическим размером менее 5 мкм достигает более 80%) и снабженные прерывателем потока в фазе выдоха пациента;
- небулайзер должен быть протестирован на основе использования метода низкопоточной каскадной импакции – самом точном методе исследования аэродинамических частиц аэрозоля» [11, 16, 19, 21].

Известен ингалятор со спиртовым или электрическим нагреванием, содержащий резервуар для воды, открытый стакан (емкость) и стеклянную воронку. Водяные пары, образующиеся в резервуаре, захватывают лекарственное вещество из стаканчика и через стеклянную воронку преобразуют в распыленном виде в дыхательные пути больного [4].

Однако, устройство не достаточно удобно в использовании, т.к. может использоваться только в стационарных условиях. Известен ингалятор, содержащий емкость для лекарственного вещества и стеклянную воронку, причем емкость выполнена в виде полой трубки, закрытой на одном конце, в которую вставлена трубка меньшего размера, в верхней части соединенная с наружной трубкой, при этом стеклянная воронка расположена на наружной трубке под углом 110° и выполнена в виде патрубка (патент на полезную модель РУз, № FAP 20030013). Тем не менее, устройство неудобно в использовании, т.к. патрубок выполненный под углом 110° может быстро ломаться [14, 18, 21, 22, 25].

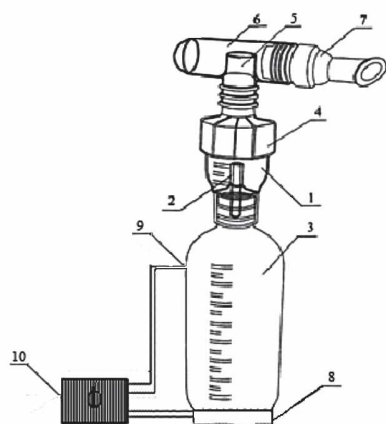
Наиболее близким по технической сущности является ингалятор содержащий емкость для лекарственного вещества, выполненный в виде стаканчика, с отверстием в нижней части, в которое вставлена полая трубка, при этом емкость вставлена в сосуд и оснащена крыш-

кой, средняя часть которой выполнена в виде полой трубки и соединена с наружной трубкой в виде патрубка, выполненного съемным под углом 90°, один конец которого выполнен закрытым, а второй конец выполнен в виде съемного мундштука, при этом ингалятор вставлен в сосуд, устройство выполнено из пластмассы (патент на полезную модель РУз № FAP00761) [13, 17].

Цель исследования является разработка устройства ингалятора для диагностики и лечения больных с заболеваниями бронхолегочной системы и повышения эффективности лечения путем снабжения устройства нагревательным элементом и терморегулятором для поддержания постоянной температуры воды необходимой для оптимального лечения парами лекарственных веществ.

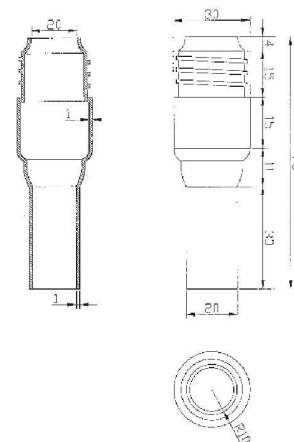
Материал и методы. В данном ингаляторе для лечения парами лекарственных веществ используется кипяченая вода в сосуде, которая в течение 10 минут проведения процедуры ингаляции остывает, что приводит к снижению температуры раствора, состоящего из противовоспалительных или бронхолитических средств. В результате пары лекарственных веществ не будут выделяться, что может отрицательно влиять на эффективность лечения.

Результаты. В разработанном ингаляторе (фигуры 1, 2, 3, 4) т.е. содержащем емкость для лекарственного вещества, выполненный в виде стаканчика, с отверстием в нижней части, в которое вставлена полая трубка при этом емкость вставлена в сосуд и оснащена крышкой, средняя часть которой выполнена в виде полой трубки и соединена с наружной трубкой, выполненный в виде патрубка, выполненного съемным под углом 90°, один конец которого выполнен закрытым, а второй конец выполнен в виде съемного мундштука, при этом ингалятор вставлен в сосуд, устройство выполнено из пластмассы, в нижней части сосуда установлен электронагревательный элемент, а на верхней температурный датчик, которые соединены с блоком управления.

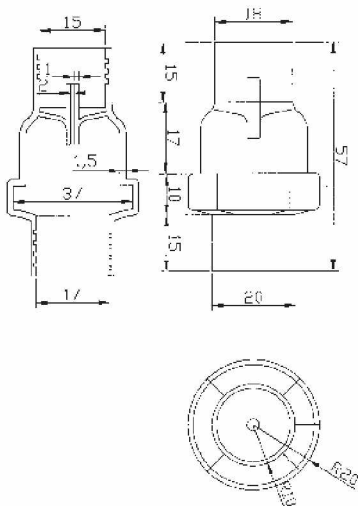


Фиг 1
Паровой ингалятор

Емкость для лекарственного вещества 1, внутренняя трубка 2, сосуда для жидкости 3, крышка стаканчика 4, выходной патрубок 5, съемный патрубок 6, съемный мундштук 7, электронагревательный элемент 8, температурный датчик 9, блок управления 10



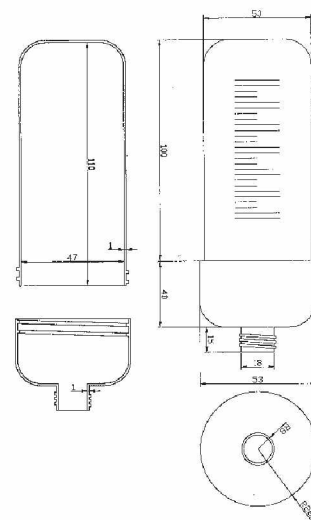
Фиг 2
Съемного мундштук
в виде патрубка



Фиг 3

Емкость для лекарственного вещества

Емкость для лекарственного вещества 1, внутренняя трубка 2, сосуда для жидкости 3, крышка стаканчика 4, выходной патрубков 5, съемный патрубков 6, съемный мундштук 7, электронагревательный элемент 8, температурный датчик 9, блок управления 10



Фиг 4

Сосуд ингалятора для жидкости

Снабжение сосуда ингалятора нагревательным элементом позволяет повысить эффективность лечения, путем достижения поддержания температуры лекарственного вещества в диапазоне необходимом для выделения его паров. При помощи блока управления есть возможность отключить электропитание при достижении температуры 60–90°C требуемой для выделения паров и включить при заданной нижней границы 55–85°C.

Ингалятор содержит емкость для лекарственного вещества 1, причем емкость выполнена в виде стаканчика, с отверстием в нижней части, в которое вставлена полая трубка 2, емкость вставлена в сосуд 3 и оснащена крышкой 4, средняя часть которой выполнена в виде полой трубки 5 и соединена с наружной трубкой, выполненный в виде патрубков 6, выполненный съемным под углом 90°, один конец которого выполнен закрытым, а второй конец выполнен в виде съемного мундштука 7, при этом ингалятор вставлен в сосуд 3, устройство выполнено из пластмассы. В нижней части сосуда установлен нагревательный элемент 8, а в верхней части температурный датчик 9, которые соединены электрическими кабелями с блоком управления 10.

Блок управления 10, подключен к электрической сети, он подает напряжение электропитания на нагревательный элемент 8, выполненный в виде пластины, которая нагревается и повышает температуру воды. Температурный датчик 9 постоянно передает сигнал о температуре воды блоку управления 10, который при достижении требуемой температуры (60–90°C) автоматически выключает электропитание нагревателя. При заданной нижней границе температуры (55–85°C) блок включает электропитание нагревателя, таким образом, блок управления поддерживает температуру воды в требуемом диапазоне температур.

Ингалятор используют следующим образом: в емкость, выполненную в виде стаканчика 1 с полой трубкой 2 наливают лекарственное вещество: раствор из противовоспалительных трав или бронхолитические лекарственные средства и закрывают крышкой 4 с полой трубкой 5, которые соединяют с патрубком 6. В патрубком 6 вставляют мундштук 7, верхнюю собранную часть ингалятора вставляют в сосуд 3 с кипяченой водой. Блок управления 10, подключенный к электрической сети, управляет электропитанием нагревательного элемента 8, который нагревает воду в сосуде 3, до требуемой температуры 60–90°C. С помощью температурного датчика 9, блоком управления 10 температура воды поддерживается в необходимом диапазоне температуры. Лекарственное вещество вдыхается в дыхательные пути. Ингаляция проводится в зависимости от состояния больного. Собственное дыхание ртом вызывает усиленное действие мускулатуры дыхания и дыхательных органов. Пластмассовый мундштук удобен и гигиеничен в использовании.

Разработанное устройство- ингалятор служит для:

- оказания отхаркивающего эффекта от лечения паром так как мокрота под воздействием теплого и влажного воздуха начинает продуктивно откашливаться;
- разбавления слизи и открытия верхних дыхательных путей;
- улучшения кровообращения в органах дыхания путем расширения сосудов под воздействием тепла;
- восстановления слизистой оболочки в носу и горле влажным горячим паром при аллергии.

Ожидаемые результаты и выводы. Устройство простое и удобное в использовании. Рекомендуется к широкому использованию в практической медицине не только для лечения больных хронической обструк-

тивной болезнью лёгких и бронхиальной астмой, но и профилактики заболеваний носа, зева, горла.

При лечении больных разработанным методом, ожидается уменьшение дней нетрудоспособ-

ности и улучшение качества жизни больных, также удлинение периода ремиссии хронических заболеваний бронхолегочной системы.

ЛИТЕРАТУРА

1. Авдеев С.Н. Современные возможности небулайзерной терапии: принципы работы и новые технические решения//РМЖ. Медицинское обозрение. 2013. №19. С. 945–952.
2. Авдеев С.Н. Небулайзеры для длительной поддерживающей терапии обструктивных заболеваний легких. // *www.Consilium medicum.com* 10(10). С. 42–47.
3. Авдеев С.Н. Новое поколение небулайзеров. – *Consilium medicum*. 2017. Т. 9. №7. С. 5–9.
4. Лихачев А.Г., Преображенский Б.С., Темкин Я.С. Болезни уха, носа и горла. – Москва, 1999. С. 400–401.
5. Laube B.L. What the pulmonary specialist should know about the new inhalation therapies // *Eur Respir J*. 2011. Vol. 37. P. 1308–1331.
6. Onischuk A.A., Purtov P.A., Baklanov A.M., Karasev V.V., Vosel S.V. Evaluation of surface tension and Tolman length as a function of droplet radius from experimental nucleation rate and supersaturation ratio: metal vapor homogeneous nucleation // *J. Chem. Phys.* 2006. Vol. 124. P. 14506–14519.
7. Brus D., Hyvarinen A.P., Zdimal V., Lihavainen H. Homogeneous nucleation rate measurements of 1-butanol in helium: a comparative study of a thermal diffusion cloud chamber and a laminar flow diffusion chamber // *J. Chem. Phys.* 2005. Vol. 122. P. 214506–214519.
8. Gonzalez D., Nasibulin A.G., Baklanov A.M., Shandakov S.D., Brown D.P., Queipo P., Kauppinen E.I. A New Thermophoretic Precipitator for Collection of Nanometer-Sized Aerosol Particles // *Aerosol Science and Technology*, 2005. Vol. 39. P. 1064–1071.
9. Onischuk A.A., Purtov P.A., Baklanov A.M., Karasev V.V., Vosel S.V. Evaluation of surface tension and Tolman length as a function of droplet radius from experimental nucleation rate and supersaturation ratio. Metal vapor homogeneous nucleation. *J. Chem. Phys.* 2006, Vol. 124. 014506-1-014506-13.
10. Bailey M.M., Berkland C.J. (2009). Nanoparticle Formulations in Pulmonary Drug Delivery. *Medicinal Research Reviews*, Vol. 29. P. 196–212.
11. Ruge C.A., Kirch J., Lehr C.M. (2013). Pulmonary drug delivery: from generating aerosols to overcoming biological barriers – therapeutic possibilities and technological challenges. *The Lancet Respiratory Medicine*, 1, 402–413.
12. Gagnadoux F., Pape A.L., Lemarie E., Lerondel S., Valo I., Leblond V., Racineux J.L., Urban T. (2015). Aerosol delivery of chemotherapy in an orthotopic model of lung cancer. *Eur. Respir. J.* 26, P. 657–661.
13. GINA, www.ginasthma.org.17. Global strategy for the diagnosis, management, and prevention of chronic obstructive pulmonary disease: Updated 2013. – Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease, Inc., 2013. 76 p.
14. Edwards D.A., Valente A.X., Man J., Tsapis N. (2003). Recent Advances Related to the Systemic Delivery of Therapeutic Molecules by Inhalation, in: Hickey, A.J. (Ed.) *Pharmaceutical Inhalation Aerosol Technology*, CRC Press, P. 541–550.
15. Oberdorster G., Oberdorster E., Oberdorster J. (2005). Nanotoxicology: an emerging discipline evolving from studies of ultrafine particles. *Environmental Health Perspectives*. 113: P. 823–839.
16. Wong B.A. (2017). *Inhalation Exposure Systems: Design, Methods and Operation*. *Toxicologic Pathology* 35, 3–14.
17. Hinds W.C. (2010). *Aerosol Technology. Properties, Behavior, and Measurement of Airborne Particles*. Second Edition, second ed. John Wiley & Sons, Inc., New-York.
18. Heyder J., (2004). Deposition of Inhaled Particles in the Human Respiratory Tract and Consequences for Regional Targeting in Respiratory Drug Delivery. *Proc, Am, Thorac, Soc*, 1, P. 315–320.
19. Labiris N.R., Dolovich. M.B. (2003). Pulmonary drug delivery. Part I: Physiological factors affecting therapeutic effectiveness of aerosolized medications. *J. Clin. Pharmacol.* 56, P. 588–599.
20. Hussain M., Madl P., Khan A. (2011). Lung deposition predictions of airborne particles and the emergence of contemporary diseases Part-I. *the-Health* 2, P. 51–59.
21. Jaques P.A., Kim C.S. (2000). Measurement of total lung deposition of inhaled ultrafine particles in healthy men and women, *Inhalation Toxicology*. 12, 715–731.
22. Rabinowitz J.D., Wensley M., Lloyd P., Myers D., Shen W., Lu A., Hodges C., Hale R., Mufson D., Zaffaroni A. Fast onset medications through thermally generated aerosols. *The Journal on Pharmacology and Experimental Therapeutics*. 2014. Vol. 309. P. 769–775.
23. Bates S., Zografi G., Engers D., Morris K., Crowley K., Newman A. 2006. Analysis of amorphous and nanocrystalline solids from their X-ray diffraction patterns. *Pharmaceutical Research*, 23: 2333–2349.
24. Fairchild G.A. 1972. Measurement of Respiratory Volume for Virus Retention Studies in Mice. *Applied Microbiology*, 24: 812–818.
25. Wong B.A. 2007. *Inhalation Exposure Systems: Design, Methods and Operation*. *Toxicologic Pathology*, 35:3–14.