

Система бесконтактной ингаляционной терапии верхних дыхательных путей

Аннотация

Представлена новая система бесконтактной ингаляционной терапии верхних дыхательных путей на основе формирования вихревых колец лечебного аэрозоля. Разработана математическая модель зависимости протяженности зоны смешивания вихревых колец аэрозоля с воздухом от их начальной скорости. Предложена автономная система ингаляции, позволяющая синхронизировать ввод лекарственного препарата в дыхательные пути с вдохом пациента. Разработанная бесконтактная система ингаляции позволяет проводить процедуру лечения маленьких детей и пожилых людей максимально комфортно и эффективно из-за отсутствия механического контакта с пациентом.

Введение

Несмотря на современные знания об этиологии и патогенезе острых респираторных заболеваний (ОРЗ) и наличие огромного выбора лекарственных средств, заболевания респираторного тракта сохраняют первое место в структуре общей заболеваемости как у детей, так и у взрослых. ОРЗ составляют около 90 % всей инфекционной патологии детского возраста. Наиболее высокий уровень заболеваемости отмечается у детей дошкольного и младшего школьного возраста, посещающих организованные коллективы. ОРЗ – самые частые заболевания в амбулаторной практике: более 80 % всех вызовов педиатров на дом обусловлены ОРЗ [1], [2].

Профилактика ОРЗ, основанная на применении иммуномодуляторов микробного происхождения, сочетающих в себе вакцинирующие и иммуномодулирующие свойства, может уменьшить заболеваемость ОРЗ, но не способна сократить количество местных осложнений при уже развившемся заболевании. Грудные дети в связи с затруднением носового дыхания отказываются брать грудь, плохо спят; происходят снижение веса, обезвоживание [3].

Учитывая локализацию патологического процесса в дыхательных путях, наиболее эффективным является местное применение лекарственных веществ путем ингаляций. Существенное преимущество ингаляционной терапии состоит в высокой концентрации медикаментов в дыхательных путях при незначительном общем количестве препарата и низкой его системной концентрации за счет разбавления после поглощения, что способствует значительно более быстрому наступлению клинического эффекта при минимальных побочных явлениях [4].

Несмотря на преимущество ингаляционной терапии, неверно выполненная ингаляция ведет к неправильному распределению лекарственного вещества в дыхательных путях, необоснованному увеличению объема терапии, росту числа побочных эффектов и повышению общей стоимости лечения.

Для детей дошкольного и младшего школьного возраста лечение ингаляцией связано с рядом трудностей, обусловленных в первую очередь их повышенной эмоциональной и двигательной возбудимостью, из-за чего для лечебной процедуры практически не представляется возможным использовать дыхательную маску, соединительную трубку (мундштук) или носовую наконечник (канюлю), которых ребенок боится, начинает капризничать и плакать.

Поэтому разработка системы бесконтактной ингаляционной терапии является актуальной задачей, решение которой позволит отказаться от механической связи с ингалятором, что дает возможность принимать процедуры в любой удобной позе и на сравнительно большом расстоянии от ингалятора. Это (особенно для детей, людей пожилого возраста и страдающих заболеваниями позвоночника) значительно повышает удобство приема лечебных процедур.

Материалы и методы

По согласованию с родителями в течение полугода на базе клиники ух, горло, нос имени проф. Е.Н. Оленевой исследовались четыре возрастные группы детей: от 4 до 5, от 5 до 7, от 7 до 10 и от 10 до 13 лет. Целью исследования была оценка уровня психоэмоционального напряжения (ПЭН) детей во время проведения ингаляционной терапии посредством компрессионного ингалятора. Уровень ПЭН оценивался визуально следующим образом: состояние ребенка спокойное – 0...0,2; хорошее, но с признаками небольшого волнения – 0,2...0,4; умеренное нервное возбуждение с признаками раздражения – 0,4...0,6; значительное нервное возбуждение с повышенной двигательной активностью и страхом – 0,6...0,8; крайнее нервное возбуждение (истерика) – 0,8...1.

Графики уровня ПЭН в течение времени для указанных возрастных групп представлены на рис. 1.

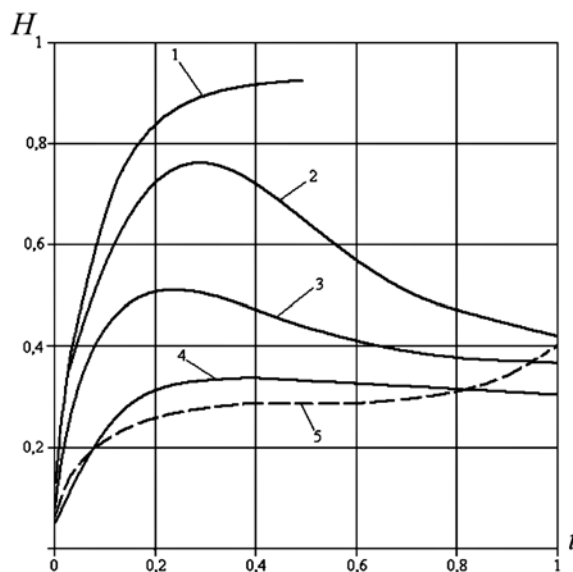


Рис. 1. Рост психоэмоционального напряжения у детей при использовании компрессорного ингалятора

На рис. 1 ось абсцисс оцифрована в относительных единицах. За единицу принято расчетное время, предназначенное для работы с одним пациентом. Поскольку продолжительности лечебных процедур различаются, возникла необходимость обозначать время в относительных единицах. Таким образом, часть расчетного времени затрачивалась на беседу с ребенком, часть – на проведение процедуры.

При использовании компрессорного ингалятора в первой возрастной группе наблюдался самый высокий средний уро-

вень ПЭН (около 0,9), в результате чего практически никому из этих детей не удалось провести ингаляционную лечебную процедуру с использованием маски, мундштука или канюли (рис. 1, кривая 1).

После психологической подготовки у второй возрастной группы детей уровень ПЭН уменьшался до умеренного (порядка 0,55), позволяющего проводить лечебную процедуру. При этом к концу процедуры происходило еще большее снижение ПЭН до значения, близкого к хорошему состоянию, равному 0,42 (рис. 1, кривая 2).

У детей третьей группы лечебные процедуры начинались на умеренном уровне ПЭН и заканчивались на хорошем (рис. 1, кривая 3). Уровень ПЭН детей четвертой группы на протяжении всего времени был порядка 0,3, что свидетельствовало о хорошем их состоянии без признаков отрицательных эмоций (рис. 1, кривая 4).

Поскольку с обычным компрессорным ингалятором детям первой группы процедуры провести не удалось, была поставлена задача разработки метода и устройства аэрозольного лечения, основанного на дистанционном воздействии на пациента аэрозольной лекарственной струей, сформированной из последовательности вихревых колец.

Такие кольца, имея очень малую начальную скорость (около 1 м/с), могут бесшумно перемещаться с сохранением своей формы на расстояние до 5 м в зону носогубного треугольника – места на лице пациента, ограниченного ртом, носогубными складками и носом, создавая в этой зоне лечебную воздушно-лекарственную смесь для последующего вдыхания.

Результаты

Структурная схема системы бесконтактной ингаляционной терапии верхних дыхательных путей представлена на рис. 2.

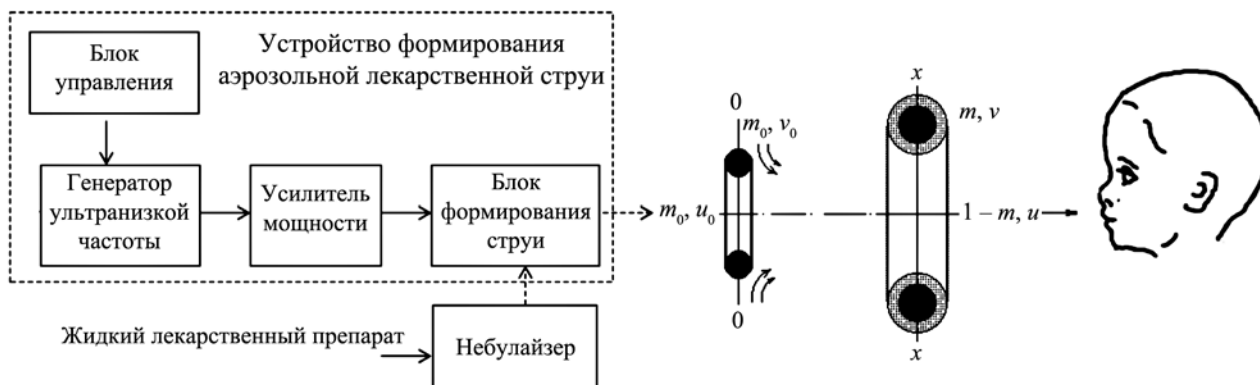


Рис. 2. Структурная схема системы бесконтактной ингаляционной терапии верхних дыхательных путей

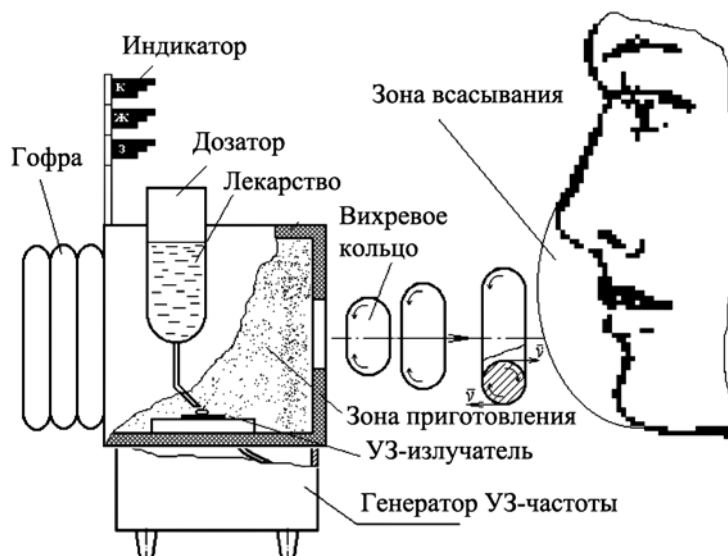


Рис. 3. Схема самостоятельной системы бесконтактной ингаляционной терапии

Система терапии внешних дыхательных путей имеет следующие части: генератор, формирующий импульсы синусоидальной формы; блок управления, позволяющий задавать частоту и амплитуду импульсов; электродинамическая головка, преобразовывающая механические колебания в колебания окружающего воздуха при помощи диффузора; небулайзер, генерирующий аэрозоль; блок формирования струи, задающий форму и радиус вихревых колец.

С выхода генератора импульсы усиливаются и поступают на электродинамическую головку, при помощи которой образуется аэрозольное вихревое кольцо, движущееся в сторону пациента. Регулируя параметры электрических импульсов, дозируем лекарственный препарат и продолжительность лечебной процедуры пациента. Лечебный аэрозоль, выходя из отверстия устройства формирования струи, закручивается в вихревые кольца, движущиеся в зону носогубного треугольника головы ребенка. Ребенок вдыхает воздушно-лекарственную смесь в процессе своего дыхания обычными, привычными для себя действиями через нос и/или рот.

Для взрослых пациентов система бесконтактной ингаляционной терапии верхних дыхательных путей может быть выполнена в виде автономной системы, не нуждающейся в использовании небулайзера, как видно на рис. 3. Эта система выполняет функцию как приготовления (распыления) аэрозольного лекарства, так и формирования вихревых колец аэрозоля. Данная система предполагает согласование вдоха и выдоха человека с моментом формирования кольца.

Система содержит корпус с индикатором информационных сигналов, гофрой для удаления из него лечебного аэрозоля через отверстие и дозатор с лекарственным препаратом. В корпусе установлен ультразвуковой излучатель для распыления помещаемой на него из дозатора части лекарственного препа-

рата. Ультразвуковой излучатель возбуждается генератором ультразвуковой частоты с диапазоном 1,5...3 МГц, что приводит к разбиению жидкости на частицы размером 0,5...5 мкм. Порция, которая может иметь вид кольца (тора), из зоны приготовления имеет возможность перемещения в зону всасывания, представляющую собой, например, некоторое пространство вблизи рта и носа пациента.

Часть лекарственного препарата помещают при помощи дозатора на ультразвуковой излучатель и непосредственно воздействуют им на нее до момента исчезновения последней, создавая внутри корпуса аэрозоль в зоне приготовления. Посредством гофры аэрозоль удаляется через отверстие порциями (на чертеже привод гофры не показан). Порция, имеющая форму тора, перемещается из зоны приготовления в зону всасывания. При этом вектор скорости $\vec{v}$, находящийся в ближней к оси точке сечения тора, совпадает с направлением его движения, а вектор скорости, находящийся в дальней от оси точке сечения, направлен против направления движения.

В момент начала перемещения порции аэрозоля из зоны приготовления в зону всасывания формируют информационный сигнал, например зеленого цвета (з), по которому пациент начинает вдох.

Для того чтобы лучше подготовить дыхательные пути к вдоху путем очищения их от отработанного воздуха, в момент окончания приготовления порции аэрозоля (в зоне приготовления) формируют информационный сигнал, например желтого цвета (ж). При этом пациент делает выдох.

Следует отметить, что появление информационного сигнала желтого цвета, предшествующее появлению информационного сигнала зеленого цвета, дает возможность лучше синхронизировать ввод лекарственного препарата в дыхательные пути с вдохом пациента, поскольку наличие сигнала желтого цвета показывает, что скоро будет включен сигнал зеленого цвета, по которому пациент должен начать вдох. Это упрощает подготовку пациента к вдоху.

Регулирование дыхания пациента осуществляется посредством совокупности сигналов красного, желтого и зеленого цветов, что упрощает пациенту чередование фаз выдоха, вдоха и расслабления.

Необходимо отметить, что при этом система обеспечивает приготовление и перемещение порций аэрозоля в соответствии с режимом переключения информационных сигналов.

Для обеспечения подачи вихревых колец в указанную зону, т. е. для правильного согласования работы ингаляционного аппарата с пациентом, необходимо знать расстояние, которое может пройти вихревое кольцо в зависимости от его начальной скорости.

Пусть в сечении 0-0 сформировано аэрозольное кольцо, имеющее скорость u_0 , к которому подсасывается окружающий воздух со скоростью v_0 . В процессе движения кольцо смешива-

ется с воздухом (растворяется в нем), образуя смесь. Схема движения аэрозольного кольца показана на рис. 2, где u , v – средние скорости движения аэрозоля и смеси в данном сечении (нулевой индекс соответствует исходному сечению, в котором происходит формирование кольца, еще не перемешанного с воздухом), м/с; m_0 и m – порозность в исходном и данном сечениях. Движение аэрозольного кольца описывается математической моделью [5]

$$\ln \frac{1-m_0}{1-m} + 1-m = \frac{3}{r} \cdot \frac{\beta}{\left(1 + \frac{\beta r}{3D}\right)u} m_0 x, \quad (1)$$

где r – средний радиус объема неперемешанного аэрозоля, м; β – суммарный коэффициент массообмена, м/с; D – коэффициент молекулярной диффузии, м²/с.

Небулайзер или какое-либо другое устройство, измельчающее жидкость в капли, не могут формировать капли строго определенного размера. Одни капли получаются крупнее, а другие – мельче, поэтому для расчета и построения математической модели брались капли среднего размера (объема). Отсюда и появилось выражение «среднего радиуса r объема неперемешанного аэрозоля». Глубина проникновения такая же, как и при обычной ингаляционной терапии.

На рис. 4 показана зависимость $m = f(x)$, определяемая уравнением (1). Поскольку в аэрозольном кольце содержится влага, значение коэффициента молекулярной диффузии было приравнено к соответствующему коэффициенту для H₂O (пар); $D = 3,19 \cdot 10^{-5}$ м²/с. Графики показывают, что с увеличением скорости движения аэрозольного кольца увеличиваются минимальное расстояние начала смешивания аэрозоля с воздухом и продолжительность смешивания. Величину указанного минимального расстояния $x_{\min}$ можно определить из уравнения (1), полагая $m = m_0$:

$$x_{\min} = \frac{2(1-m_0)r^2u}{9Dm_0}.$$

Из уравнения (1) и рис. 4 видно, что полное смешивание теоретически наступает при $x \rightarrow \infty$. Однако практически можно считать, что полное смешивание наступает при $m = 0,99$. Расстояние $x_{0,99}$, при котором наступает практически полное смешивание, может быть также определено из уравнения (1). Протяженность зоны смешивания, в которой происходит растворение аэрозольного кольца

$$x_{0,99} - x_{\min} = \frac{r^2u}{Dm_0} - \frac{2(1-m_0)r^2u}{9Dm_0} = \frac{r^2u}{Dm_0} \left[1 - \frac{(1-m_0)}{4,5} \right].$$

С увеличением скорости движения аэрозольного кольца увеличивается минимальное расстояние начала смешивания аэрозоля с воздухом. Изменение начальной скорости от

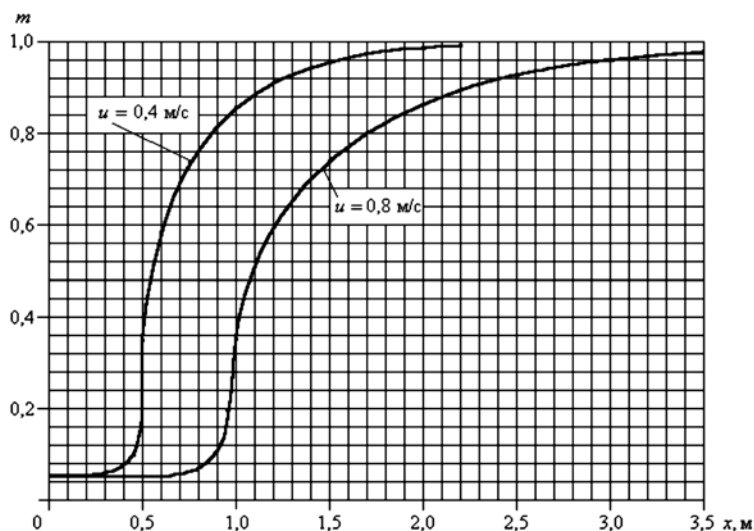


Рис. 4. Зависимость $m = f(x)$ для аэрозольного кольца

0,4 до 0,8 м меняет протяженность зоны смешивания от 0,5 до 2,2 м. Таким образом, варьируя скорость движения аэрозольного кольца, можно изменять протяженность зоны смешивания и ее положение относительно ингалятора и пациента.

Проведенные в течение трех месяцев дополнительные исследования с таким устройством показали, что первая половина процедуры у пациентов указанной возрастной группы проходит в целом на уровне 0,3, который плавно поднимался во второй половине сеанса, приближаясь к умеренному уровню 0,4 (рис. 1, кривая 5).

Благодаря бесшумному перемещению вихревых колец, ребенок ведет себя в процессе лечения спокойно, не осознавая при этом, что он принимает лечебную процедуру, которую таким способом можно проводить даже для спящего пациента.

Заключение

Разработанная система бесконтактной ингаляционной терапии верхних дыхательных путей позволяет избавиться от трудностей традиционных методов ингаляции, в частности у детей дошкольного возраста, обусловленных в первую очередь их повышенной эмоциональной и двигательной возбудимостью, из-за чего для лечебной процедуры практически не представляется возможным использовать дыхательную маску, соединительную трубку (мундштук) или носовой наконечник (канюлю), которых ребенок боится, начинает капризничать и плакать.

Формирование аэрозольной струи при помощи вихревых колец обеспечивает достаточно протяженную зону для размещения пациента, принимающего лечебную процедуру, что позволяет ему чувствовать себя удобно и комфортно, меняя при необходимости позу, слегка наклоняясь, откидываясь или поворачиваясь. Возможность изменения положения тела в процессе процедуры особенно важна для детей и пожилых людей.

С детьми дошкольного возраста ингаляция при помощи аэрозольных вихревых колец проводится быстро и качественно, для детей школьного возраста указанную процедуру можно проводить обычным компрессорным ингалятором.

Список литературы:

1. Ключников С.О., Зайцева О.В., Османов И.М., Крапивкин А.И., Кешишян Е.С., Блинова О.В., Быстрова О.В. Острые респираторные заболевания у детей. Пособие для врачей // Российский вестник перинатологии и педиатрии. 2008. № 3. С. 1-36.
2. Балыкова Л.А., Раздолькина Т.И. Острые респираторные заболевания у детей // Ремедиум Приволжье. 2018. № 3 (163). С. 18-22.
3. Коростовцев Д.С. Небулайзерная терапия в педиатрической практике. Методические рекомендации для врачей. – СПб.: Мед Масс Медиа, 2001. 20 с.
4. Локина Э.Э., Зайцева О.В., Зайцева С.В. Ингаляционная терапия респираторных заболеваний у детей // Практическая пульмонология. 2012. № 4. С. 41-45.
5. Olenev E., Al-Haidri W., Lebedinskaya E. Application of Aerosol Therapy for Complex Treatment of Upper Respiratory Tracts of the Children / 2019 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT), Yekaterinburg, Russia, 2019. PP. 13-16.

Евгений Александрович Оленев,
д-р техн. наук, профессор,
Валид Ахмед Аль-Хайдри,
канд. техн. наук, ст. преподаватель,
кафедра «Биомедицинские
и электронные средства и технологии»,
ФГБОУ ВО «Владимирский государственный
университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых»,
г. Владимир,
e-mail: oleneva@mail.ru

С.Г. Ворончихин, М.А. Туев

Вихревой инсуффлятор на основе эффекта энергоразделения Ранка-Хилша

Аннотация

Исследована возможность создания прототипа вихревого инсуффлятора на основе устройств, реализующих эффект энергоразделения, – вихревых труб. Проведены практические эксперименты по изучению и сравнению характеристик исследуемых вихревых труб в заданных режимах. В качестве рабочей среды вихревых труб для проведения экспериментов был взят углекислый газ. Обозначена возможность повышения технологической эффективности установки за счет автоматизации процесса выбора и поддержания необходимого температурного режима.

Введение

Все большую популярность в настоящее время получает эндоскопическая хирургия. В работах [1]-[4] представлена история развития и подробно рассмотрены основные характеристики, раскрывающие суть данного вида современной хирургии.

Все эндохирургические операции выполняют в естественной или искусственно создаваемой полости. Достаточно просто дело обстоит с полостями, обладающими естественной жесткостью (грудная полость или полость черепа), сложнее с брюшной или искусственно создаваемой полостями. Для того чтобы приподнять брюшную стенку, или удержать от спадания стенки забрюшинной полости, или при проведении внутрикишечных вмешательств, давно и эффективно применяют газ [5].

Так, например, «золотым стандартом» эндоскопических и диагностических манипуляций на толстой кишке является использование инсуффлятора углекислого газа, способствующего повышению эффективности исследования и снижению болевых ощущений у пациента [6]-[8].

В настоящее время осуществление лапароскопических вмешательств невозможно без применения современного оборудования, в том числе инсуффлятора углекислого газа, являющегося, как правило, неотъемлемым компонентом современного видеохирургического комплекса [9].

Например, первая в России пероральная эндоскопическая миотомия при лечении ахалазии кардии у ребенка была проведена при помощи инсуффлятора. Также неотъемлемым оборудованием инсуффлятор является, например, при эндоскопических резекциях новообразований пищевода [10], [11].