

# КОМПЬЮТЕРНЫЙ АНАЛИЗ РЕСПИРАТОРНЫХ ШУМОВ ПРИ БРОНХИАЛЬНОЙ АСТМЕ У ДЕТЕЙ

УДК 616.248–008.41–07:681.3

Поступила 25.11.2013 г.

© **Е.Г. Фурман**, д.м.н., профессор, зав. кафедрой факультетской педиатрии; проректор по научно-исследовательской работе<sup>1</sup>;  
**Е.В. Яковлева**, аспирант кафедры факультетской педиатрии<sup>1</sup>;  
**С.В. Малинин**, преподаватель кафедры медицинской информатики<sup>1</sup>;  
**Г. Фурман**, к.м.н., профессор кафедры физики<sup>2</sup>;  
**В. Соколовский**, к.м.н., профессор кафедры физики<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Пермская государственная медицинская академия им. академика Е.А. Вагнера, Пермь, 614000, ул. Петропавловская, 26;

<sup>2</sup>Ben-Gurion University of the Negev, Israel, P.O.B. 653, Beer-Sheva 841050

**Цель исследования** — разработка метода компьютерной обработки респираторных шумов и определения их спектральных характеристик для диагностики бронхиальной астмы.

**Материалы и методы.** Предлагаемый метод основывается на анализе параметров быстрого преобразования Фурье (БПФ) спектра респираторных шумов и на их сравнении у больных и здоровых добровольцев. Он был применен для анализа дыхательных шумов у 5 детей с бронхиальной астмой в периоде обострения, имеющих недостаточный контроль заболевания, в возрасте  $10,9 \pm 2,1$  года и у 5 здоровых школьников ( $12,0 \pm 2,2$  года). Дыхательные шумы регистрировали в трех точках: на передней поверхности груди справа, над трахеей и внутри ротовой полости. Сигнал регистрировали микрофоном Sony (ECM-77B), усиливали и переводили в дигитальную форму звуковой картой Sound Blaster (Сингапур). Записанный сигнал обрабатывали с помощью персонального компьютера. Компьютерный анализ проводили с использованием программного обеспечения, разработанного на основе стандартного пакета программ MATLAB.

**Результаты.** Дыхательные шумы больных бронхиальной астмой характеризуются особым свистящим дыханием, которое проявляется в увеличении амплитуд гармоник с частотами вблизи 400 Гц; продолжительность свистящего дыхания составляет от 80 до 250 мс. Эти специфические свойства свистящего дыхания позволили предложить метод компьютерной обработки дыхательных шумов, который базируется на анализе аппроксимационной функции для зависимости амплитуд гармоник от частоты. Аппроксимационная функция выбрана в виде суперпозиции двух функций: первая характеризует естественное затухание шумов с увеличением частоты; вторая описывает характерное для астматического дыхания патологическое увеличение гармонических амплитуд с частотой вблизи 400 Гц.

Разработанная программа самостоятельно диагностирует свистящие хрипы, характерные для бронхиальной астмы у педиатрических пациентов.

**Заключение.** Метод компьютерной обработки дыхательных шумов может стать основой для создания объективной, не зависящей от субъективных качеств врача, автоматизированной компьютерной диагностики респираторных шумов, характерных для бронхиальной астмы.

**Ключевые слова:** бронхиальная астма; респираторные шумы; свистящее дыхание; компьютерная медицинская диагностика.

## English

### Computer-Assisted Assay of Respiratory Sounds in Bronchial Asthma in Children

**E.G. Furman**, D.Med.Sc., Professor, Head of the Department of Departmental Pediatrics; Vice-Rector for Research<sup>1</sup>;  
**E.V. Yakovleva**, Postgraduate, the Department of Departmental Pediatrics<sup>1</sup>;  
**S.V. Malinin**, Teacher, the Department of Medical Informatics<sup>1</sup>;  
**G. Furman**, PhD, Professor, the Department of Physics<sup>2</sup>;  
**V. Sokolovsky**, PhD, Professor, the Department of Physics<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Perm State Medical Academy named after Academician E.A. Vagner, Petropavlovskaya St., 26, Perm, Russian Federation, 614000;

<sup>2</sup>Ben-Gurion University of the Negev, P.O.B. 653, Beer-Sheva 841050, Israel

Для контактов: Фурман Евгений Григорьевич, тел. моб. +7 912-883-97-35; e-mail: furman1@yandex.ru

**The aim of the investigation** was to develop a computer processing technique of respiratory sounds and determine their spectral characteristics for bronchial asthma diagnosis.

**Materials and Methods.** The proposed method is based on analysis of fast Fourier transform (FFT) parameters of respiratory sound spectrum and their comparison in asthmatic children and healthy volunteers. The technique was applied to study respiratory sounds in 5 children with incomplete control of bronchial asthma, aged  $10.9 \pm 2.1$  years, and in 5 healthy schoolchildren ( $12.0 \pm 2.2$  years). Respiratory sounds were recorded at three points: anterior thoracic surface, above trachea to the right, and inside oral cavity. A signal recorded by microphone Sony (ECM-77B) was amplified and digitalized using a Sound Blaster (Singapore). A recorded signal was computer processed. A computer-assisted assay was performed using software developed on the basis of a standard software package MATLAB.

**Results.** Breath sounds of patients with bronchial asthma are characterized by a specific wheezing presented as harmonic amplitude increase with frequency near to 400 Hz; wheezing period ranges from 80 to 250 msec. These peculiar properties of wheezing made it possible to suggest a computer processing method of respiratory sounds based on the analysis of approximation function for harmonic amplitude-frequency relationship. Approximation function was chosen as superposition of two functions: the first function characterizing natural attenuation of sounds with increasing frequency; the second one describing typical of asthmatic breathing pathological increase of harmonic amplitudes with frequency near to 400 Hz.

The program developed self-diagnoses wheezing typical for asthmatic children.

**Conclusion.** A computer-assisted assay of respiratory sounds can be the basic to an objective, independent of a doctor's subjective opinions, automated computer-assisted diagnostic technique of respiratory sounds typical of bronchial asthma.

**Key words:** bronchial asthma; respiratory sounds; wheezing; computer-aided diagnosis.

Обструкция дыхательных путей (особенно средних и мелких бронхов) — наиболее важная клиническая характеристика бронхиальной астмы и некоторых других легочных заболеваний. Диагностика астмы основана на клинических симптомах и определении функционального состояния легких, что бывает затруднительно провести в некоторых случаях педиатрической практики [1–4]. Компьютерный анализ дыхательных шумов может стать дополнительным методом диагностики легочных заболеваний, включая бронхиальную астму у детей.

Дыхательные шумы образуются в результате турбулентного и ламинарного тока воздуха в дыхательных путях различного диаметра. Изменения характеристик дыхательных путей, возникающие при различных заболеваниях, ведут к появлению дополнительных патологических шумов. Например, характерные звуки свистящего дыхания часто обнаруживаются при обследовании пациентов с обструктивными заболеваниями дыхательных путей, такими как бронхиальная астма [5–8]. Классическая аускультация обладает заметными недостатками: субъективностью и вариабельностью интерпретации диагностической информации. Объективность аускультативной диагностики можно значительно повысить путем использования оцифрованных звуковых сигналов и компьютерной обработки этих сигналов [7].

Респираторные шумы, сопровождающие бронхообструктивный синдром, могут быть охарактеризованы как набор периодических волн с основной частотой в пределах от 100 до 2500 Гц. В работах [9, 10] указывается, что основная частота лежит между 100 и 1000 Гц и между 400 и 1600 Гц соответственно. При этом у свистящего дыхания доминантная частота — выше 400 Гц, тогда как у влажных хрипов — около 200 Гц и ниже [10, 11]. Дыхание пациентов с астмой характеризуется свистящими звуками в фазе выдоха, длительность свистящего дыхания лежит в пределах от 80 до 250 мс. Свистящее дыхание, содержащее одну частоту, называется монофоничным (моногоармоническим), содержащее несколько частот — полифоничным.

В большинстве исследований были выбраны для анализа от 1 до 4 респираторных циклов, которые разделялись на инспираторную и экспираторную фазы, средняя длительность записи составляла от 3 до 20 с [6]. Дыхательные шумы записывались и анализировались при помощи методов звуковой спектрографии и затем сравнивались с результатами спирометрии [7, 12–14].

Авторы [15] для изучения спектра респираторных шумов предложили новый подход — запись их в полости рта ребенка — и установили диагностически достоверные признаки, присущие обструктивным изменениям, в виде появления волновых колебаний на частотах свыше 5000 Гц.

Н.А. Геппе с соавт. [16] предложили новую компьютерную программу, позволяющую оценивать площадь под кривой, отображающей дыхательные шумы.

С. Nabukawa и соавт. [17] записывали дыхательные шумы в двух местах (на торакальной поверхности и трахее) и анализировали характеристики прохождения звука: звуковой индекс грудной стенки (chest wall sound index, CWI) и звуковой индекс трахеи (tracheal sound index, TRI), двумерные диаграммы CWI и TRI, а также ввели в рассмотрение новый индекс — звуковой индекс дыхания (breath sound index, BSI). Было замечено значительное различие значений TRI и BSI у детей, страдающих астмой, и у здоровых (пирсоновский коэффициент момента корреляции для индексов  $r=0,007$  и  $r<0,001$  соответственно). Также было обнаружено значительное различие значений CWI и TRI у больных контролируемой и неконтролируемой бронхиальной астмой детского возраста. Однако значения этих индексов для астматических больных и здоровых варьируются в широких диапазонах, которые в значительной степени пересекаются. Например, BSI и TRI могут меняться в пределах от  $-3$  до  $3$  дБ и от  $-20$  до  $-6$  дБ у астматических больных и в пределах от  $-3,8$

до 0,5 дБ и от -19 до -7 дБ — у здоровых соответственно. Это значительно затрудняет диагностику с использованием данных индексов.

Появление трудноуловимых при аускультативной диагностике гармоник высокой частоты (>250 Гц) в дыхательных шумах у детей с бессимптомным течением бронхиальной астмы может свидетельствовать о небольшой обструкции дыхательных путей [12]. К. Kosasih [18] и соавт. представили результаты анализа кашля у детей с респираторными заболеваниями. Записи звуков были использованы для автоматического определения типа кашля: влажного или сухого [19]. Различные методы (частотный анализ, быстрое преобразование Фурье — БПФ, спектрограмма и сонограмма) предложено применять для анализа дыхательных шумов и диагностики респираторных болезней [14]. Проводился вейвлет-анализ респираторных шумов у детей с бронхиальной астмой [20, 21]. На полученных вейвлет-спектрах отмечалось изменение гармонических пиков в области нулевой форманты и шумовой волны при бронхообструктивном синдроме [22].

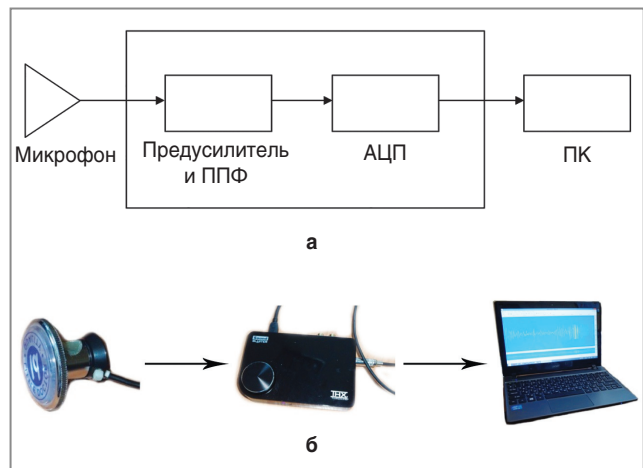
Однако численные показатели, которые позволяют характеризовать дыхательный шум как звук, издаваемый больным человеком, и которые могут быть использованы при разработке методов компьютерной диагностики, не были предложены.

**Цель исследования** — разработка метода компьютерной обработки респираторных шумов на основе анализа параметров быстрого преобразования Фурье их спектра и определения спектральных характеристик для диагностики бронхиальной астмы.

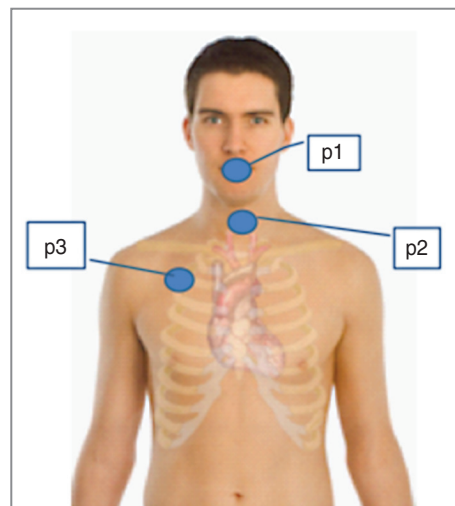
**Материалы и методы.** Наша система для регистрации дыхательных шумов (рис. 1) была разработана в соответствии со стандартами «Компьютеризированный анализ дыхательных шумов» (Computerized Respiratory Sound Analysis, CORSA) [13]. Блок аналоговой обработки состоит из датчика (микрофона Sony ECM-77B), предусилителя, полосно-пропускающего фильтра (ППФ) и аналого-цифрового преобразователя (АЦП). Конструктивно предусилитель, ППФ и АЦП объединены во внешнюю звуковую плату Sound Blaster (Сингапур).

Некоторые искажения в записи звука обычно возникают в результате изменения контактного давления датчика при его движении или движении пациента. Другими типами низкочастотных «паразитных шумов» (не связанных с деятельностью дыхательной системы) являются звуки сердца, мышечные шумы и внешние низкочастотные шумы. Частота таких шумов ниже 100 Гц. Интенсивность этих помех может быть гораздо выше респираторных шумов. Высокочастотные шумы (с частотой >2500 Гц) также не всегда отражают активность легких. Для того чтобы исключить низко- и высокочастотные шумы и предотвратить перегрузку АЦП, сохраняя при этом компоненты респираторных шумов, мы установили частотный диапазон ППФ в пределах от 100 Гц до 2,5 кГц.

Усилитель используется для увеличения амплитуды регистрируемого сигнала так, чтобы АЦП был задействован в оптимальном линейном диапазоне. АЦП поз-



**Рис. 1.** Схема звукорегилирующей системы (а) и фотография основных частей системы (б): микрофон, внешняя звуковая карта и персональный компьютер (ПК) (слева направо)



**Рис. 2.** Точки записи респираторного шума: точка 1 (p1) — в ротовой полости; точка 2 (p2) — над трахеей; точка 3 (p3) — над правым легким

воляет переводить сигнал из аналогового в цифровой формат с частотой дискретизации 96 кГц. Схожие системы записи применялись во многих исследованиях, посвященных изучению дыхательных шумов [5–7, 9].

Дыхательные шумы записывались с помощью микрофона Sony (ECM-77B) в трех точках: в ротовой полости (точка 1), над трахеей (точка 2) и над правым легким (точка 3) (рис. 2). Для того чтобы зарегистрировать дыхательные шумы в течение нескольких респираторных циклов, производили непрерывную запись в течение примерно 25 с. Это позволило снизить влияние случайных вариаций интенсивности звука на результаты.

В тесте приняли участие 5 детей с бронхиальной астмой в периоде обострения, имеющих недостаточный контроль заболевания, в возрасте  $10,9 \pm 2,1$  года и 5 здоровых школьников ( $12,0 \pm 2,2$  года). Клиническое обследование пациентов и запись респираторных шу-

мов были выполнены в Детской городской клинической больнице №3 г. Перми (Россия).

Исследование осуществлено в соответствии с Хельсинкской декларацией (принятой в июне 1964 г. (Хельсинки, Финляндия) и пересмотренной в октябре 2000 г. (Эдинбург, Шотландия)) и одобрено Этическим комитетом ПГМА им. акад. Е.А. Вагнера. От родителей обследованных согласно Федеральному закону «Основы законодательства Российской Федерации об охране здоровья граждан» от 22 июля 1993 г. №54871 получено письменное информированное согласие.

Бронхиальная астма у пациентов была диагностирована в соответствии с рекомендациями, представленными в Национальной программе [1]. Аускультативные данные у пациентов с бронхиальной астмой характеризовались жестким дыханием, наличием диффузных сухих свистящих хрипов над обоими легкими. У здоровых школьников над легкими выслушивалось везикулярное дыхание, с хорошим проведением во все отделы легких.

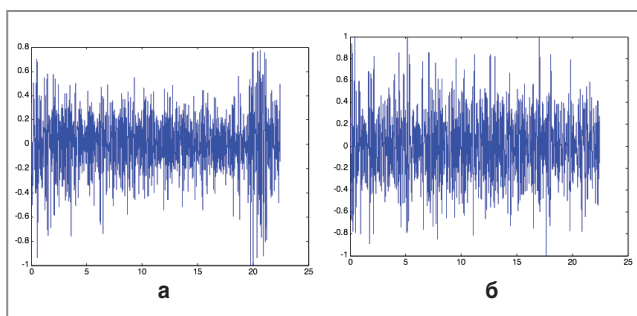
Компьютерный анализ респираторных шумов с по-

мощью БПФ проводился в Университете имени Бен-Гуриона (Израиль), использовалось программное обеспечение на основе стандартного пакета программ MATLAB.

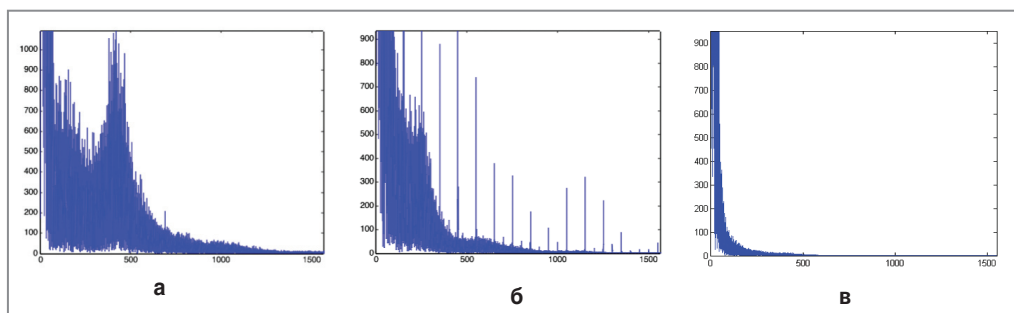
**Результаты и обсуждение.** Типичная форма волны записанного звука представлена на рис. 3.

Чтобы разработать алгоритм компьютерной диагностики, мы сравнивали результаты БПФ у пациентов и добровольцев (рис. 4). Спектр звука у пациентов в точке 2 характеризовался выраженным увеличением амплитуд гармоник в частотном диапазоне около 400 Гц (рис. 4, а), в то время как в спектре добровольцев наблюдались лишь несколько отдельных гармоник с большой амплитудой (рис. 4, б). В то же время мы не отмечали подобного увеличения амплитуд гармоник в спектре звука, записанного в точке 3 (рис. 4, в). Одним из объяснений этого явления может служить следующее: продолжительность свистящего дыхания составляет всего около 100 мс и временные интервалы между появлениями свистящего дыхания могут быть значительно более продолжительными; в спектре БПФ длительного сигнала увеличение амплитуд гармоник, ассоциирующееся с астмой, может быть не заметно по сравнению с фоном.

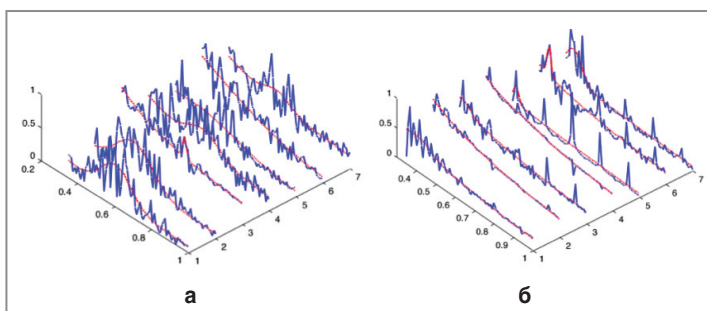
Для повышения точности анализа мы предложили рассматривать временные промежутки длительностью ~150 мс по отдельности. С целью сравнения спектральных характеристик для различных временных промежутков они представлены в приведенной форме (рис. 5): амплитуды гармоник нормированы на наибольшую амплитуду в интересующем диапазоне частоты — от 250 до 750 Гц, а частоты нормированы на 750 Гц. Представление спектров в нормированном (приведенном) виде позволяет избежать необходимости учета естественных вариаций интенсивности дыхания.



**Рис. 3.** Нормированный звук, записанный в точке 2 пациента (а) и добровольца (б). В обоих случаях максимальное значение было взято за единицу



**Рис. 4.** Спектры БПФ звуковых сигналов, записанных в точке 2 пациента (а) и добровольца (б); спектр звукового сигнала, записанного в точке 3 пациента (в)



**Рис. 5.** Спектры БПФ для различных временных диапазонов респираторных шумов, записанных в точке 2 пациента (а) и добровольца (б). Красные кривые показывают результаты аппроксимации спектров формулой (1)

Спектры респираторных шумов пациентов могут быть разделены на два типа: с характерным увеличением амплитуды гармоник в частотном диапазоне около 400 Гц (рис. 5, а, диапазоны 1, 2, 5 и 7) и без него (рис. 5, а, диапазоны 3 и 6). Увеличение амплитуд гармоник при частотах около 400 Гц отмечалось во многих публикациях и ассоциировалось со свистящим дыханием, характерным для бронхиальной астмы [3, 8, 23]. В спектрах здоровых добровольцев подобные увеличения амплитуд отсутствуют (рис. 5, б).

Чтобы охарактеризовать увеличения амплитуд (свистящее дыхание), мы предложили аппроксимировать спектры респираторных шумов следующим выражением:

$$Y(x) = \frac{a}{x} + b_{exp}[-c(x-d)]^2, \quad (1)$$

где  $Y$  — нормированная амплитуда гармоник;  $x$  — нормированная частота; параметры  $a$ ,  $b$ ,  $c$ , и  $d$  характеризуют максимум интенсивности свистящего дыхания, его частотный диапазон и частоту, при которой оно достигает максимума.

На рис. 5 и 6 результаты аппроксимации спектров показаны красными кривыми.

Первый член ( $a/x$ ) в правой части выражения (1) описывает снижение амплитуды гармоник с увеличением частоты как у пациентов, так и у добровольцев.

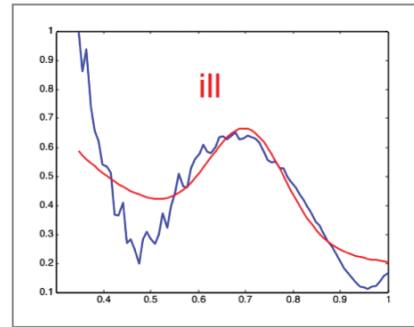
Проведенный анализ спектров респираторных шумов пациентов и добровольцев показывает, что параметры  $c$  и  $d$  являются наиболее важными для диагностики бронхиальной астмы. Одновременное выполнение условий

$$45 < c < 120; d > 0,5 \quad (2)$$

свидетельствует о наличии характерного астматического свистящего дыхания. Аналогичная процедура, примененная для анализа звука, записанного в точке 3 у пациентов, также показала наличие временных диапазонов, удовлетворяющих условиям (2). Однако количество таких временных диапазонов за время записи (примерно 30 с) сильно зависит от места расположения датчика и может быть гораздо меньше, чем в точке 2. Этот факт подтверждает сделанное выше предположение о том, что из спектра респираторных шумов регистрируемого сигнала выделение амплитуд гармоник, характерных для астмы, может быть затруднено. С целью повышения чувствительности изложенного метода и его точности мы предложили производить селекцию только тех временных диапазонов, которые удовлетворяют условию (2). Результат применения такой селекции для точки 3 показан на рис. 6.

Подчеркнем, что в нашем исследовании анализ спектров респираторных шумов здоровых добровольцев не выявляет ни одного временного интервала, соответствующего условиям (2) и характерного для свистящего дыхания при бронхиальной астме. Таким образом, предлагаемые критерии могут быть использованы для компьютерной диагностики и для выбора наиболее подходящей точки регистрации дыхательных шумов.

**Заключение.** Респираторные шумы больных брон-



**Рис. 6.** Спектр БПФ (синяя кривая) для суммы всех выбранных временных диапазонов респираторных шумов, записанных в точке 3 пациента, и результат аппроксимации (красная кривая). Заключение «ill» («болен») компьютер печатает автоматически как результат компьютерной диагностики

хиальной астмой характеризуются особым свистящим дыханием, которое проявляется в увеличении амплитуд гармоник с частотами вблизи 400 Гц; длительность свистящего дыхания составляет от 80 до 250 мс. Эти специфические свойства свистящего дыхания у пациентов с бронхиальной астмой позволили нам предложить метод компьютерной обработки дыхательных шумов, который может стать основой для создания объективной, не зависящей от субъективных качеств врача, автоматизированной компьютерной диагностики респираторных шумов, характерных для бронхиальной астмы.

**Финансирование исследования.** Работа выполнена по проекту «МИГ — Международная исследовательская группа» при поддержке, оказываемой Правительством Пермского края.

**Конфликт интересов.** У авторов нет конфликта интересов.

## Литература

1. Чучалин А.Г. и др. Национальная программа «Бронхиальная астма у детей. Стратегия лечения и профилактика». М; 2012.
2. Global initiative for asthma (GINA) 2012. Available from: www.ginasthma.org.
3. Brand P.L.P., Baraldi E., Bisgaard H., Boner A.L., Castro-Rodriguez J.A., Custovic A., et al. Definition, assessment and treatment of wheezing disorders in preschool children: an evidence-based approach. Eur Respir J 2008; 32: 1096–1110, <http://dx.doi.org/10.1183/09031936.00002108>.
4. Global strategy for the diagnosis and management of asthma in children 5 years and younger (GINA) 2009. Available from: www.ginasthma.org.
5. Sovijärvi A.R.A., Vanderschoot J., Earis J.E. Standardization of computerized respiratory sound analysis. Eur Respir Rev 2000; 10: 77, 585.
6. Reichert S., Gass R., Brandt C., Andres E. Analysis of respiratory sounds: state of the art. Clinical Medicine: Circulatory, Respiratory and Pulmonary Medicine 2008; 2: 45–58.
7. Gavrieli N. Breath sounds methodology. Boca Raton (FL): CRC Press; 1995; 203 p.
8. Saeed S., Body R. Towards evidence based emergency medicine: best BETs from the Manchester Royal Infirmary. Auscultating to diagnose pneumonia. Emerg Med J 2007; 24: 294–296.
9. Sovijärvi A.R.A., Malmberg L.P., Charbonneau G., Vanderschoot J., Dalmasso F., Sacco C., Rossi M., Earis J.R. Characteristics of breath sounds and adventitious respiratory sounds. Eur Respir Rev 2000; 10: 77, 591–596.

10. Sovijärvi A.R.A., Dalmasso F., Vanderschoot J., Malmberg L.P., Righini G., Stoneman S.A.T. Definition of terms for applications of respiratory sounds. *Eur Respir Rev* 2000; 10: 77, 597–610.

11. Bahoura M., Lu X. Separation of crackles from vesicular sounds using wavelet packet transform. *Acoustics, Speech and Signal Processing ICASSP 2006*; 2: 1076–1079, <http://dx.doi.org/10.1109/ICASSP.2006.1660533>.

12. Habukawa C., Nagasaka Y., Murakami K., Takemura T. High-pitched breath sounds indicate airflow limitation in asymptomatic asthmatic children. *Respirology* 2009 Apr; 14(3): 399–403, <http://dx.doi.org/10.1111/j.1440-1843.2008.01465.x>.

13. Gurung A., Scraftord C.G., Tielsch J.M., Levine O.S., Checkley W. Computerized lung sound analysis as diagnostic aid for the detection of abnormal lung sounds: a systematic review and meta-analysis. *Respir Med* 2011 Sep; 105(9): 1396–1403, <http://dx.doi.org/10.1016/j.rmed.2011.05.007>.

14. Taplidou S.A., Hadjileontiadis L.J. Wheeze detection based on time-frequency analysis of breath sounds. *Computers in Biology and Medicine* 2007; 37: 1073–1083, <http://dx.doi.org/10.1016/j.compbiomed.2006.09.007>.

15. Малышев В.С., Ардашникова С.И., Каганов С.Ю. и др. Способ регистрации дыхательных шумов. Патент РФ №5062396. Бюллетень изобретений 1995; №18.

16. Геппе Н.А., Малышев В.С., Лисицин М.Н., Селиверстова В.А. и др. Бронхофонография в комплексной диагностике бронхиальной астмы у детей. *Пульмонология* 2002; 5: 33–39.

17. Habukawa C., Murakami K., Horii N., Yamada M., Nagasaka Y. A new modality using breath sound analysis to evaluate the control level of asthma. *Allergol Int* 2013 Mar; 62(1): 29–35, <http://dx.doi.org/10.2332/allergolint.12-OA-0428>.

18. Kosasih K., Abeyratne U.R., Swarnkar V. High frequency analysis of cough sounds in pediatric patients with respiratory diseases. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2012; 2012: 5654–5657, <http://dx.doi.org/10.1109/EMBC.2012.6347277>.

19. Swarnkar V., Abeyratne U.R., Chang A.B., Amrulloh Y.A., Setyati A., Triasih R. Automatic identification of wet and dry cough in pediatric patients with respiratory diseases. *Ann Biomed Eng* 2013 May; 41(5): 1016–1028, <http://dx.doi.org/10.1007/s10439-013-0741-6>.

20. Кориюкина И.П., Фурман Е.Г., Абдуллаев А.П., Никифорова Ю.К. Способ диагностики синдрома бронхиальной обструкции. Патент РФ №2301621. Бюллетень изобретений 1995; №18.

21. Taplidou S.A., Hadjileontiadis L.J., Kitsas I.K., Panoulas K.I., Penzel T., Gross V., Panas S.M. On applying continuous wavelet transform in wheeze analysis. *Engineering in Medicine and Biology Society IEEE* 2004; 2: 3832–3835, <http://dx.doi.org/10.1109/IEMBS.2004.1404073>.

22. Фурман Е.Г. Паттерны вейвлет-спектрограмм звукового сигнала дыхания в норме и при бронхиальной астме у детей. *Вестник уральской академической медицинской науки* 2006; 3: 96–99.

23. Fenton T.R., Pasterkamp H., Tal A., Chernick V. Automated spectral characterization of wheezing in asthmatic children. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1985 Jan; 32(1): 50–55, <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.1985.325616>.

## References

1. Chuchalin A.G., et al. *Natsional'naya programma «Bronkhial'naya astma u detey. Strategiya lecheniya i profilaktika»* [National program "Bronchial asthma in children. Treatment strategy and prevention"]. Moscow; 2012.

2. *Global initiative for asthma (GINA) 2012*. Available from: [www.ginasthma.org](http://www.ginasthma.org).

3. Brand P.L.P., Baraldi E., Bisgaard H., Boner A.L., Castro-Rodriguez J.A., Custovic A., et al. Definition, assessment and treatment of wheezing disorders in preschool children: an evidence-based approach. *Eur Respir J* 2008; 32: 1096–1110, <http://dx.doi.org/10.1183/09031936.00002108>.

4. *Global strategy for the diagnosis and management of asthma in children 5 years and younger (GINA) 2009*. Available from: [www.ginasthma.org](http://www.ginasthma.org).

5. Sovijärvi A.R.A., Vanderschoot J., Earis J.E. Standardization

of computerized respiratory sound analysis. *Eur Respir Rev* 2000; 10: 77, 585.

6. Reichert S., Gass R., Brandt C., Andres E. Analysis of respiratory sounds: state of the art. *Clinical Medicine: Circulatory, Respiratory and Pulmonary Medicine* 2008; 2: 45–58.

7. Gavriely N. *Breath sounds methodology*. Boca Raton (FL): CRC Press; 1995; 203 p.

8. Saeed S., Body R. Towards evidence based emergency medicine: best BETs from the Manchester Royal Infirmary. Auscultating to diagnose pneumonia. *Emerg Med J* 2007; 24: 294–296.

9. Sovijärvi A.R.A., Malmberg L.P., Charbonneau G., Vanderschoot J., Dalmasso F., Sacco C., Rossi M., Earis J.R. Characteristics of breath sounds and adventitious respiratory sounds. *Eur Respir Rev* 2000; 10: 77, 591–596.

10. Sovijärvi A.R.A., Dalmasso F., Vanderschoot J., Malmberg L.P., Righini G., Stoneman S.A.T. Definition of terms for applications of respiratory sounds. *Eur Respir Rev* 2000; 10: 77, 597–610.

11. Bahoura M., Lu X. Separation of crackles from vesicular sounds using wavelet packet transform. *Acoustics, Speech and Signal Processing ICASSP 2006*; 2: 1076–1079, <http://dx.doi.org/10.1109/ICASSP.2006.1660533>.

12. Habukawa C., Nagasaka Y., Murakami K., Takemura T. High-pitched breath sounds indicate airflow limitation in asymptomatic asthmatic children. *Respirology* 2009 Apr; 14(3): 399–403, <http://dx.doi.org/10.1111/j.1440-1843.2008.01465.x>.

13. Gurung A., Scraftord C.G., Tielsch J.M., Levine O.S., Checkley W. Computerized lung sound analysis as diagnostic aid for the detection of abnormal lung sounds: a systematic review and meta-analysis. *Respir Med* 2011 Sep; 105(9): 1396–1403, <http://dx.doi.org/10.1016/j.rmed.2011.05.007>.

14. Taplidou S.A., Hadjileontiadis L.J. Wheeze detection based on time-frequency analysis of breath sounds. *Computers in Biology and Medicine* 2007; 37: 1073–1083, <http://dx.doi.org/10.1016/j.compbiomed.2006.09.007>.

15. Малышев В.С., Ардашникова С.И., Каганов С.Ю., et al. *Sposob registratsii i analiza dykhatel'nykh shumov* [A recording method of respiratory sounds]. Patent RF №5062396. 1995.

16. Геппе Н.А., Малышев В.С., Лисицин М.Н., Селиверстова В.А., et al. *Bronkhofonografiya v kompleksnoy diagnostike bronkhial'noy astmy u detey* [Bronchophonography in a complex diagnostics of bronchial asthma in children]. *Pul'monologiya — Pulmonology* 2002; 5: 33–39.

17. Habukawa C., Murakami K., Horii N., Yamada M., Nagasaka Y. A new modality using breath sound analysis to evaluate the control level of asthma. *Allergol Int* 2013 Mar; 62(1): 29–35, <http://dx.doi.org/10.2332/allergolint.12-OA-0428>.

18. Kosasih K., Abeyratne U.R., Swarnkar V. High frequency analysis of cough sounds in pediatric patients with respiratory diseases. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2012; 2012: 5654–5657, <http://dx.doi.org/10.1109/EMBC.2012.6347277>.

19. Swarnkar V., Abeyratne U.R., Chang A.B., Amrulloh Y.A., Setyati A., Triasih R. Automatic identification of wet and dry cough in pediatric patients with respiratory diseases. *Ann Biomed Eng* 2013 May; 41(5): 1016–1028, <http://dx.doi.org/10.1007/s10439-013-0741-6>.

20. Кориюкина И.П., Фурман Е.Г., Абдуллаев А.Р., Никифорова Ю.К. *Sposob diagnostiki sindroma bronkhial'noy obstruktsii* [A diagnostic technique of bronchial obstruction syndrome]. Patent RF №2301621. 1995.

21. Taplidou S.A., Hadjileontiadis L.J., Kitsas I.K., Panoulas K.I., Penzel T., Gross V., Panas S.M. On applying continuous wavelet transform in wheeze analysis. *Engineering in Medicine and Biology Society IEEE* 2004; 2: 3832–3835, <http://dx.doi.org/10.1109/IEMBS.2004.1404073>.

22. Фурман Е.Г. Паттерны вейвлет-спектрограмм звукового сигнала дыхания в норме и при бронхиальной астме у детей [Patterns of wavelet-spectrograms of audio respiratory signals in health and in bronchial asthma in children]. *Vestnik uralskoy akademicheskoy meditsinskoy nauki — Vestnik of Ural of Academic Medical Science* 2006; 3: 96–99.

23. Fenton T.R., Pasterkamp H., Tal A., Chernick V. Automated spectral characterization of wheezing in asthmatic children. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1985 Jan; 32(1): 50–55, <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.1985.325616>.