

УДК 616.233-007.272-008.6-02:616.248-053.2-07

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ КОМПЬЮТЕРНОГО АНАЛИЗА ЭНЕРГЕТИЧЕСКОЙ ХАРАКТЕРИСТИКИ СПЕКТРА РЕСПИРАТОРНЫХ ШУМОВ В ТРЕХ ТОЧКАХ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ БРОНХООБСТРУКТИВНОГО СИНДРОМА ПРИ БРОНХИАЛЬНОЙ АСТМЕ У ДЕТЕЙ

Е. Г. Фурман^{1}, Е. В. Рочева¹, С. В. Малинин¹, Г. Б. Фурман², В. Л. Соколовский²*

¹Пермский государственный медицинский университет

им. академика Е.А. Вагнера, г. Пермь, Россия,

²Университет имени Бен-Гуриона (физический факультет), г. Беэр-Шева, Израиль

COMPARATIVE EFFICIENCY OF COMPUTERIZED ANALYSIS OF RESPIRATORY NOISE SPECTRUM ENERGETIC CHARACTERISTIC IN THREE POINTS FOR DIAGNOSIS OF BRONCHOOBSTRUCTIVE SYNDROME IN PEDIATRIC BRONCHIAL ASTHMA

E. G. Furman^{1}, E. V. Rocheva¹, S. V. Malinin¹, G. B. Furman², V. L. Sokolovsky²*

¹Perm State Medical University named after E.A. Wagner, Perm, Russian Federation,

²Ben-Gurion University (Physical Faculty), Beer-Sheva, Israel

Цель. Развитие метода компьютерной диагностики бронхиальной астмы у детей, основанной на анализе дыхательных шумов.

Материалы и методы. С помощью компьютеризированной системы для записи дыхательных шумов были получены звуковые сигналы с трех точек, расположенных во рту, над трахеей и над правым легким (по передней поверхности груди), у 51 школьника (возраст – $11,2 \pm 3,2$ г.), страдающего бронхиальной астмой, и 22 здоровых добровольцев (возраст – $11,6 \pm 2,5$ г.).

Запись респираторных шумов пациента производилась с помощью электронного устройства с последующим численным исследованием специфических спектральных характеристик этого звука. В работе предлагается метод компьютерной диагностики, позволяющий усовершенствовать возможности обработки дыхательных шумов с помощью быстрого преобразования Фурье (БПФ). Предложенная методика может быть использована для диагностики бронхообструктивного синдрома (БОС) при бронхиальной астме у детей.

Результаты. Были предложены эмпирические критерии для параметров выравнивания спектра БПФ, которые позволяют разработать программное обеспечение для автоматической диагностики бронхиальной астмы у детей. Также было показано, что компьютерный анализ энергии спектра респираторных шумов имеет большое диагностическое значение (AUV варьирует от 0,783 до 0,895). Предлагае-

© Фурман Е. Г., Рочева Е. В., Малинин С. В., Фурман Г. Б., Соколовский В. Л., 2015

e-mail: furman1@yandex.ru

тел. 8 (342) 217 09 40

[Фурман Е. Г. (*контактное лицо) – доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой факультетской педиатрии; Рочева Е. В. – аспирант кафедры факультетской педиатрии; Малинин С. В. – преподаватель кафедры медицинской информатики и управления в медицинских системах; Фурман Г. Б. – профессор кафедры физики; Соколовский В. Л. – профессор кафедры физики].

мый подход может быть использован для диагностики бронхиальной астмы (БА) (главным образом, в точках в полости рта и над трахеей) и для дифференциальной диагностики БА с другими легочными заболеваниями в точке над правой верхней долей.

Выводы. Предложенный подход к анализу дыхательных шумов может стать одним из дополнительных методов диагностики БОС при бронхиальной астме. Его можно использовать для удаленного мониторинга пациентов с астмой в режиме реального времени, а также для контроля эффективности лечения. Приложение с программой можно установить на смартфоне либо в малозатратной встроенной системе для бесконтактного анализа дыхательных шумов, что важно для дистанционной диагностики.

Ключевые слова. Бронхиальная астма, дети, дыхательные шумы, свистящее дыхание, компьютерный анализ.

Aim. The present work was aimed at development of the technique for computerized diagnosis of pediatric bronchial asthma based on analysis of respiratory noises.

Materials and methods. Computerized system for respiratory noise recording was used to receive sound signals from three points located in the mouth, above the trachea and above the right lung (on the front surface of the chest) in 51 pupils (aged $11,2 \pm 3,2$ years) suffering from bronchial asthma and in 22 healthy volunteers (aged $11,6 \pm 2,5$ years). Record of patient's respiratory noises was fulfilled using electronic device with subsequent computational investigation of specific spectral characteristics of this sound. The technique for computerized diagnosis, permitting to perfect the possibilities of respiratory noise processing by means of fast Fourier transport (FFT), is offered in the paper. The suggested technique can be used for diagnosis of bronchoobstructive syndrome (BOS) in children with bronchial asthma.

Results. There were suggested empirical criteria for balancing parameters of FFT spectrum, which allow us to develop software for automatic diagnosis of pediatric bronchial asthma. It was also indicated that computerized analysis of the respiratory noise spectrum power is of great diagnostic value (AUV varies from 0.783 to 0.895). The offered approach can be used for diagnosis of bronchial asthma (mainly in the oral cavity points and above the trachea) and for differential diagnosis between BA and other pulmonary diseases in the point above the right upper lobe.

Conclusions. The suggested approach to analysis of respiratory noises can become one of additional techniques for BOS diagnosis. It can be used for remote monitoring of asthma patients in the regime of real time, as well as for control of treatment efficiency. Application with program can be inserted into the smartphone or low-cost embedded system for contactless analysis of respiratory noises that is important for remote diagnosis.

Key words. Bronchial asthma, children, respiratory noises, wheezing, computerized analysis.

ВВЕДЕНИЕ

Обструкция мелких дыхательных путей – наиболее важная клиническая характеристика бронхиальной астмы и некоторых других хронических легочных заболеваний [1]. Диагностика астмы основана на определении функционального состояния легких, что бывает затруднительно в некоторых случаях педиатрической практики, а результаты физикального обследования путем аускультации легких в значительной степени субъективны [2, 3]. Дыхательные шумы, образующиеся в результате турбулентного и ламинарного тока воздуха в дыхательных путях различного диаметра,

предоставляют бесценную информацию о патологических процессах в легочной ткани и дыхательных путях [2, 6, 7]. Изменения характеристик дыхательных путей, возникающие при различных заболеваниях, ведут к появлению дополнительных патологических шумов. Характерные звуки свистящего дыхания часто обнаруживаются при обследовании пациентов с обструктивными заболеваниями дыхательных путей, такими как бронхиальная астма [2, 6, 7]. Аускультация с помощью стетоскопа обладает заметными недостатками: субъективностью и вариабельностью интерпретации диагностической информации [2, 3]. Компьютерный анализ дыхательных шумов может из-

бежать недостатков аускультации [4–8] и стать мощным методом диагностики легочных заболеваний, включая бронхообструктивный синдром при бронхиальной астме у детей [4, 5, включая ссылки].

Компьютерные методы диагностики обычно подразделяют на методы визуализации (фонопневмография, спектрография) и аналитические методы (например, искусственные нейронные сети, генетический алгоритм, нечеткая логика, быстрое преобразование Фурье (БПФ), вейвлет) [5]. Компьютерный анализ дыхательных шумов использует легочные звуки пациента, записанные с помощью электронного устройства, с последующим численным исследованием специфических спектральных характеристик этих звуков [6, 7, 15, 16].

С. Nabukawa и соавторы [16, 17] записывали дыхательные шумы в 2 местах (на поверхности грудной клетки 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; они также ввели новый индекс – звуковой индекс дыхания (Breath Sound Index, BSI). Было замечено значительное различие TRI и BSI между детьми, страдающими астмой, и здоровыми ($p = 0,007$, $p < 0,001$ соответственно для обоих индексов). Также было обнаружено значительное различие в CWI и TRI между группами пациентов в стадии ремиссии и в стадии обострения. Однако эти индексы варьируются в широких пределах как у пациентов с астмой, так и у здоровых, причем они в значительной степени пересекаются. Например, BSI может варьироваться в пределах от -3 до 3 дБ у пациентов с астмой и от $3,8$ до $0,5$ дБ у волонтеров; TRI варьируется от -20 до -6 дБ и от -19 до -7 дБ соответственно. Это затрудняет диагностику с применением этих индексов.

Y. A. Tolia и L. J. Hadjileontiadis [18] провели частотно-временной анализ звуков ды-

хания, записанных у пациентов с обструктивными болезнями дыхательных путей, такими как бронхиальная астма и хроническая обструктивная болезнь легких (ХОБЛ). Метод основан на анализе сигналов двух типов: дыхательных шумов и воздушного потока.

Обнаружение нечувствительных гармоник высокой частоты (> 250 Гц) в дыхательных шумах у детей с бессимптомным течением бронхиальной астмы может свидетельствовать об обструкции мелких дыхательных путей [16, 17]. К. Kosasihand и соавторы представили вейвлет-анализ звуков кашля пациентов детского возраста с респираторными заболеваниями [19]. Сравнение вейвлет-коэффициентов дыхательных шумов пациентов с бронхиальной астмой и здоровых волонтеров показало, что волны дыхательных шумов пациентов с астмой характеризуются изменениями пиковых значений гармоники (их амплитуды и позиции), а также формы дыхательного шума. Записи звуков были использованы для автоматического определения влажного и сухого кашля у таких пациентов [20]. Были также описаны и другие аналитические методы (частотный анализ, БПФ, спектрография и сонография) [9, 10, 14, 21, 22].

Быстрое преобразование Фурье – математическое преобразование, применяемое для трансформации сигналов между временным (или пространственным) интервалом и частотным интервалом (спектрограмма) – это наиболее часто используемый алгоритм для проведения спектрального анализа. Однако, как мы продемонстрировали ниже, непосредственное применение БПФ к записанным звукам не позволяет отличить больного человека от здорового. В данной работе показано, как можно расширить возможности обработки дыхательных шумов с помощью быстрого преобразования Фурье для диагностики заболеваний дыхательных путей, включая бронхиальную астму у детей.

Нами был предложен компьютеризированный метод, основанный на анализе инте-

гральной энергетической характеристики спектра БПФ респираторных шумов в трех точках для диагностики бронхообструктивного синдрома при бронхиальной астме [1, 7], с последующим сравнением результатов пациентов с бронхиальной астмой и здоровых добровольцев.

Разработанный метод может применяться для диагностики и контроля состояния здоровья детей младше 5 лет, провести физикальное обследование и спирометрию у которых затруднительно, а также для диагностики пациентов из отдаленных районов и для быстрой диагностики пациентов вне больницы.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Записи дыхательных шумов, использованные в данной работе, были получены при обследовании пациентов детских городских клинических больниц № 15 и № 3 г. Перми и здоровых добровольцев на кафедре факультетской педиатрии Пермского государственного медицинского университета имени академика Е. А. Вагнера.

Обследовали пациентов, страдающих бронхиальной астмой. Было выделено 2 подгруппы: 1-я подгруппа – пациенты в стадии ремиссии; 2-я – в стадии обострения. Кроме того, обследовали здоровых добровольцев. Бронхиальная астма у пациентов была диагностирована с помощью обычных клинических методов: изучение анамнеза, клинических проявлений астмы, физикальное обследование и спирометрия (оценивался объем форсированного выдоха за 1 секунду (ОФВ₁); отношение объема форсированного выдоха за 1 секунду к форсированной жизненной емкости легких (ОФВ₁/ФЖЕЛ) в соответствии с рекомендованными критериями GINA (Глобальной инициативе по бронхиальной астме) и национальной программой «БА у детей» [1].

Было проведено одномоментное исследование (рис. 1). На первом этапе мы обследо-

вали пациентов и здоровых добровольцев. Затем поделили пациентов с бронхиальной астмой на две подгруппы по состоянию здоровья: подгруппа 1 – пациенты в стадии обострения БА ($n_1 = 19$), подгруппа 2 – в стадии ремиссии ($n_2 = 32$). На следующем этапе исследования мы записывали дыхательные шумы и проводили компьютерный анализ, используя разработанный метод, в котором энергия шума, определенная как интеграл от квадрата амплитуды гармоники БПФ-спектра по частоте, позволяет определить, здоров или болен пациент. Эффективность анализа звука, основанного на определении энергии, оценивалась с помощью вычисления параметров чувствительности (Se), специфичности (Sp) и характеристик ROC-анализа.

В предложенном тесте принял участие 51 школьник (возраст – $11,2 \pm 3,2$ г.) с бронхиальной астмой и 22 здоровых добровольца (школьники в возрасте $11,6 \pm 2,5$ г.). Дети включались в исследование, если их родители или опекуны подписывали письменное информированное согласие. Записи звуков проводились под контролем врача в больнице после обучения пациента.

Во время процедуры дети сидели примерно 10 минут. Дыхательные шумы записывались с помощью микрофона в трех точках: в непосредственной близости ко рту (точка 1), в точке под трахеей (точка 2) и в точке над правым легким (точка 3). При выборе точек для записи мы принимали во внимание, с одной стороны, тот факт, что астма поражает все бронхи и, с другой стороны, что необходимо уменьшить помехи от сердечного шума для более корректного анализа дыхательных шумов. Звук, записанный с точки 3, характеризует местные повреждения, в то время как звуки с точек 1 и 2 могут содержать суммарные звуки характерного свистящего дыхания, формирующиеся в мелких дыхательных путях. Это суммирование способно усилить свистящее дыхание. Различия в формах звуковых волн в первой и второй точке определяются осо-

бенностями прохождения воздуха через трахею, рот и нос. Анализ звуков с разных точек записи позволяет определить наиболее информативную точку. Для того чтобы записать дыхательные шумы непрерывно, без остано-

вок, в течение нескольких дыхательных циклов, запись в каждой точке длилась 20–30 секунд (несколько циклов вдоха-выдоха). Это также позволяет снизить влияние случайных вариаций интенсивности звука.

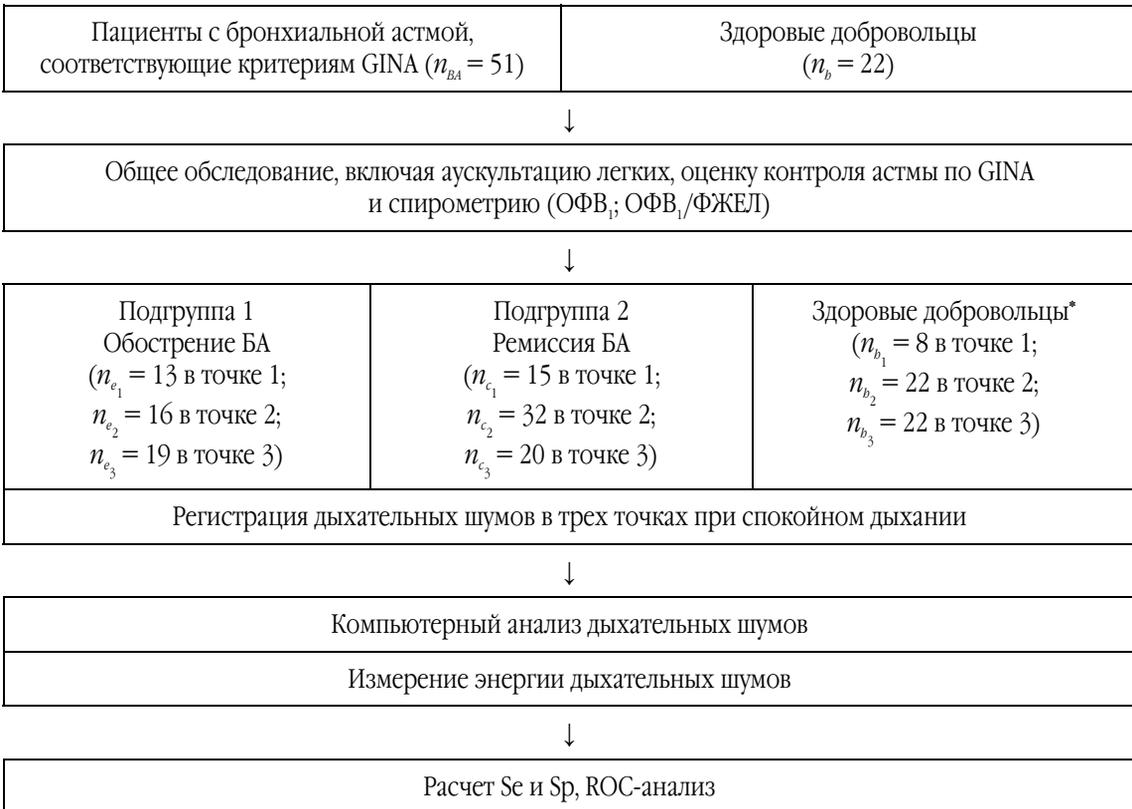


Рис. 1. Этапы исследования: * – расхождения в количестве зарегистрированных дыхательных шумов в разных точках в каждой подгруппе объясняются тем, что не все пациенты и добровольцы участвовали во всех тестах, особенно в записи в точке 1, кроме того, дальнейший анализ показал, что не все записи пригодны для анализа ввиду интенсивного внешнего шума, движений испытуемого и т.д.

Оборудование. Система для регистрации дыхательных шумов была разработана в соответствии со стандартами компьютеризированного анализа дыхательных шумов (Computerized Respiratory Sound Analysis, CORSA) [18]. Блок аналоговой обработки данной системы состоит из датчика (JLW (НМУ1003А-67) электретный микрофон), предусилителя, полосно-пропускающего фильтра (ППФ) и аналого-цифрового преобразователя (АЦП).

Типично возникновение некоторых искажений в результате изменений контактного давления датчика при его движении или движении пациента, а также в результате помех от звуков сердца (основная часть спектра сердечного шума располагается в диапазоне от 20 до 100 Гц), мышечных шумов и внешних низкочастотных шумов (с частотой менее чем 100 Гц). Интенсивность этих помех может быть гораздо выше интенсивности дыхательных шумов. Кроме

того, существуют высокочастотные шумы (с частотой > 2500 Гц), которые не отражают активность легкого. Частота астматического свистящего дыхания лежит в диапазоне от 100 до 2500 Гц, с основной частотой от 100 до 1000 Гц по одним источникам [5, 10, 12] либо от 400 до 1600 Гц по другим [9, 13, 19, 22]. Для того чтобы исключить низко- и высокочастотные шумы и предотвратить перегрузку АЦП, сохраняя при этом полезные компоненты дыхательных шумов, мы установили частотный диапазон полосно-пропускающего фильтра в пределах от 100 до 2500 Гц. Усилитель используется для увеличения амплитуды регистрируемого сигнала так, чтобы диапазон АЦП был задействован оптимально, а также иногда для настройки импеданса датчика. АЦП позволяет переводить сигнал из аналогового в цифровой с частотой дискретизации 96 кГц. Усилитель, ППФ и АЦП встроены во внешнюю звуковую карту (Sound Blaster, Сингапур). Схожие системы записи использовались во многих исследованиях, посвященных изучению дыхательных шумов [4–7, 18].

Эффективность диагностики БОС с помощью анализа звука в каждой точке оценивалась путем вычисления параметров чувствительности (SEN), специфичности (SPE) и ROC-кривой с использованием метода Де-Лонга (DeLong's method, 1988, для вычисления среднеквадратичного отклонения ROC-кривой (Area Under the Curve, AUC) и индекса Юдена (J)) в обеих подгруппах с БА.

Индекс Юдена рассчитывали по формуле

$$J = \max [Se_i + Sp_i - 1],$$

где Se_i и Sp_i – чувствительность и специфичность всех возможных пороговых значений; Se – процент правильно определенных случаев бронхиальной астмы с помощью данного метода, в то время как Sp – процент правильно определенных случаев без бронхиальной

астмы (здоровых). Для проведения данного анализа использовано программное обеспечение MedCalc Software ver. 14.12 (2014).

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 2 показаны спектры БПФ общих сигналов дыхательного шума, записанных с точек 2 и 3 у пациента и здорового добровольца. Спектр сигнала с точки 2 у пациента характеризуется выраженным увеличением амплитуды гармоники в частотном диапазоне около 400 Гц (см. рис. 2, а), что во многих публикациях было признано характерной особенностью и ассоциируется со свистящим дыханием при бронхиальной астме [8–11]. Однако спектр здорового добровольца (см. рис. 2, в) также показывает некоторое усиление сигнала в диапазоне 200–400 Гц, что может быть ошибочно принято за признак свистящего дыхания. Спектры БПФ для сигналов с точки 3 еще более неопределенны (см. рис. 2, б, г): результаты пациента и здорового ребенка практически идентичны.

Причина схожести записей свистящего дыхания и дыхания без свиста заключается в большой разнице между типичной длительностью хрипа и длительностью записанного сигнала. Появление свистящего дыхания может быть разделено длительными временными интервалами без него, и, следовательно, на спектре БПФ такого длительного сигнала свистящее дыхание может быть не замечено среди фоновых шумов.

Свистящее дыхание – побочный легочный звук, который при бронхиальной астме длится от 80 до 250 мс в фазе выдоха [5, 14]. Чтобы продемонстрировать свойства дыхательного шума, звуки, записанные в течение нескольких респираторных циклов (20–25 секунд), делились на несколько временных интервалов по ~170 мс каждый (средняя продолжительность хрипа). Каждый интервал содержит $\sim 1,63 \cdot 10^4$ звуковых фрагмен-

тов, количество интервалов ~ 130 . Анализ проводился в диапазоне частот от 150 до 700 Гц. Нижняя граница частотного диапазона выше частоты звуков сердца (основная часть спектра сердечных шумов лежит между 20 и 100 Гц), мышечных шумов и внешних низкочастотных шумов (ниже 100 Гц). Чтобы сравнить спектры БПФ различных временных отрезков, все спектры приведены к наивысшей амплитуде гармоники в выбранном частотном диапазоне, частота стандартизирована по уровню 700 Гц (рис. 3). При-

ведение амплитуд гармоники к максимальной в индивидуальном спектре позволяет избежать необходимости учитывать естественные вариации интенсивности дыхания.

Спектры БПФ у пациентов могут быть разделены на два типа: первый характеризуется увеличением амплитуды гармоники в частотном диапазоне около 400 Гц (см. рис. 3, а, интервалы 1, 2, 4 и 7), второй – без увеличения амплитуд (см. рис. 3, а, интервалы 3, 5 и б). В спектрах здоровых детей подобного увеличения амплитуд не наблюдается (рис. 3, б).

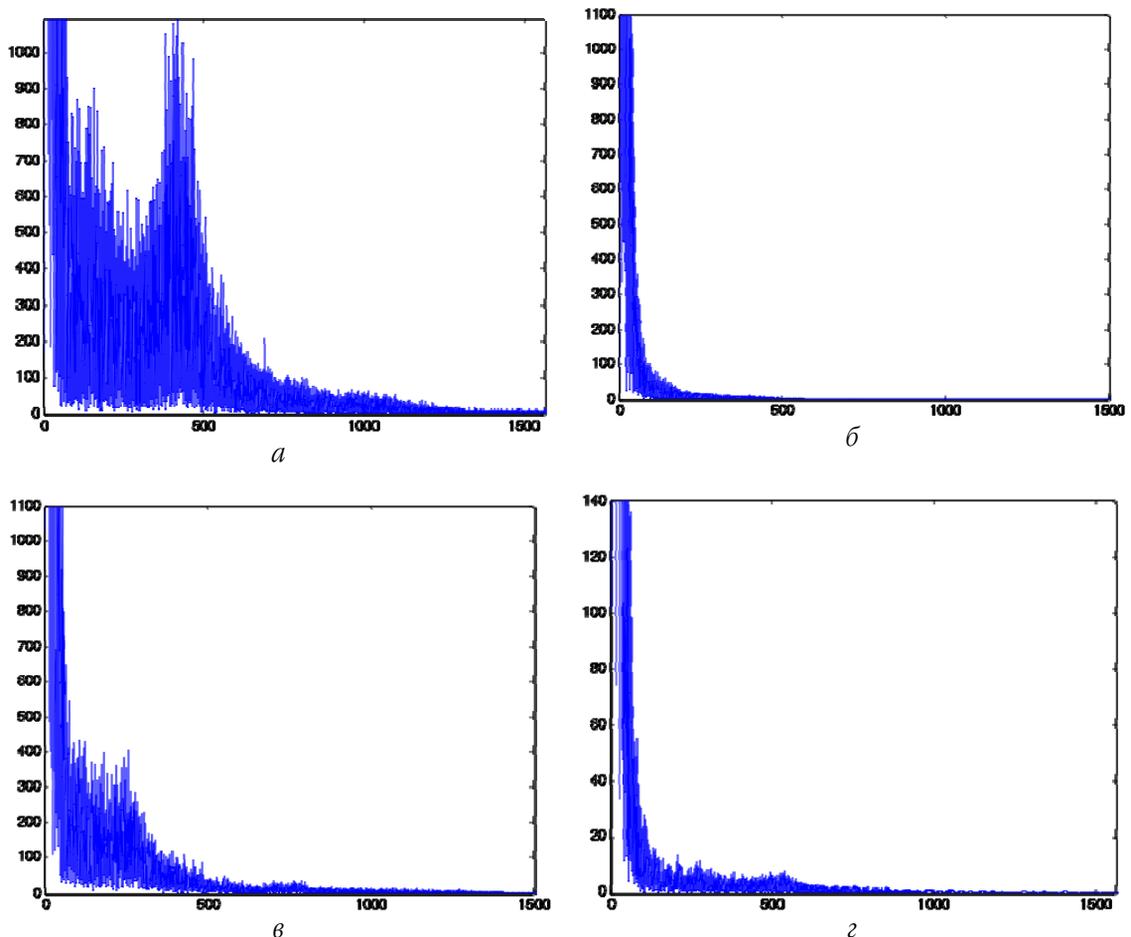


Рис. 2. Спектры БПФ-сигналов дыхательных шумов в точке 2 (а) и точке 3 (б) у пациента с БА и в точке 2 (в) и точке 3 (г) у здорового ребенка

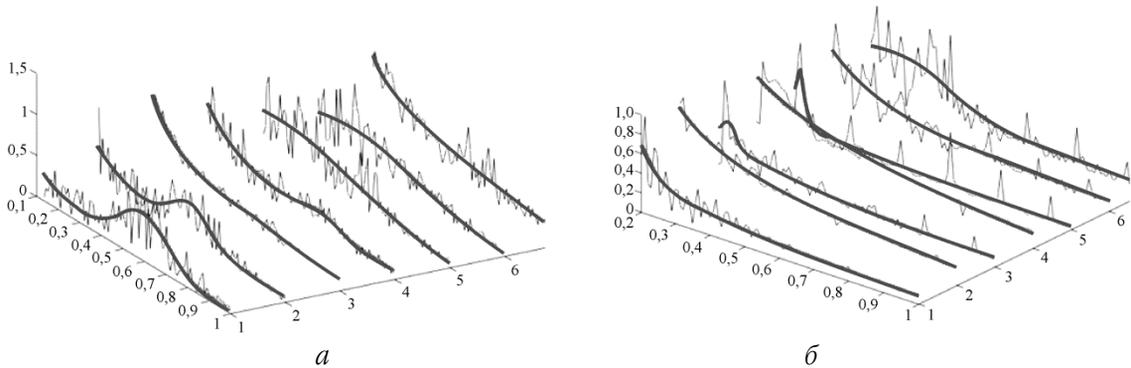


Рис. 3. Спектры БПФ (тонкие линии) дыхательных шумов в разных временных интервалах, записанных с точки 2 у пациента с БА (а) и у здорового ребенка (б). Толстые кривые показывают результаты выравнивания по уравнению (1); стандартизированная частота от 0,2 до 1 соответствует диапазону частот 150–700 Гц

Астматическое дыхание характеризуется специфическим шумом, который проявляется увеличением амплитуды гармоники быстрого преобразования Фурье в определенном частотном диапазоне (см. рис. 2 и 3). Это увеличение амплитуды может рассматриваться как увеличение энергии звуковой волны, характеризуемое значением E , определяющимся как

$$E = \int_{100}^{1500} F(f)^2 df, \quad (1)$$

где F – амплитуда гармоники с частотой f . Параметром интегрирования выступает частота от 100 до 1500 Гц – диапазон частот характерного астматического свиста.

Анализ дыхательных шумов. Результаты вычисления интеграла энергии дыхательного шума E (1) представлены на рис. 4–6. Обследуемые группы были распределены по состоянию здоровья: здоровые добровольцы и две подгруппы пациентов с бронхиальной астмой на разных стадиях: подгруппа 1 – стадия обострения БА и подгруппа 2 – стадия ремиссии БА. Записи каждой группы были независимо пронумерованы. Для каждой точ-

ки и каждой подгруппы было определено пороговое значение E_{lim} , дифференцирующее результаты больных и здоровых.

Результаты ROC-анализа представлены в табл. 2 и 3.

Эффективность применения анализа энергии дыхательных шумов. Мы установили пороговые значения для каждой точки регистрации дыхательных шумов в каждой подгруппе. Наиболее высокое пороговое значение установлено для точки 1, в то время как для точек 2 и 3 пороговые значения существенно ниже (см. табл. 1). Максимальное значение индекса Юдена определено для точек 1 и 2 в подгруппе 1 (рис. 4, б) и для точки 3 в подгруппе 2. Таким образом, анализ дыхательных шумов в точках 1 и 2 должен использоваться для диагностики обострения БА, а в точке 3 – для ремиссии БА соответственно.

Предлагаемый метод наиболее чувствителен для диагностики обострения БА в точке 2 (SEN = 100 %), для диагностики БА в стадии ремиссии – в точке 1 (SEN = 73 %) (табл. 2). Таким образом, анализ шумов в этих точках может быть использован для дифференциальной диагностики.

На следующем этапе диагностики, когда нужно дифференцировать БА от других легочных заболеваний, предлагаем использовать анализ в точке 3 (SPE варьирует от 91 % при обострении БА до 100 % при ремиссии) (рис. 5, б; табл. 3).

Таблица 1

Пороговые значения и значения индекс Юдена

| Подгруппа | Точка 1 | | Точка 2 | | Точка 3 | |
|-------------------|--------------------|------------------|--------------------|------------------|--------------------|------------------|
| | Пороговое значение | J (индекс Юдена) | Пороговое значение | J (индекс Юдена) | Пороговое значение | J (индекс Юдена) |
| 1 (обострение БА) | 20,332 | 0,6923 | 0,1262 | 0,6818 | 0,1696 | 0,5933 |
| 2 (ремиссия БА) | 9,4577 | 0,4833 | 0,5021 | 0,5341 | 0,2877 | 0,7000 |

Таблица 2

Результаты ROC-анализа метода вычисления энергии

| Подгруппа | | Точка 1 | Точка 2 | Точка 3 |
|-------------------|-------|---------|---------|---------|
| 1 (обострение БА) | Se, % | 69 | 100 | 68 |
| | Sp, % | 100 | 68 | 91 |
| | AUC | 0,875 | 0,895 | 0,792 |
| | p | < 0,001 | < 0,001 | < 0,001 |
| 2 (ремиссия БА) | Se, % | 73 % | 63 | 70 |
| | Sp, % | 75 % | 91 | 100 |
| | AUC | 0,783 | 0,851 | 0,893 |
| | p | 0,0051 | < 0,001 | < 0,001 |

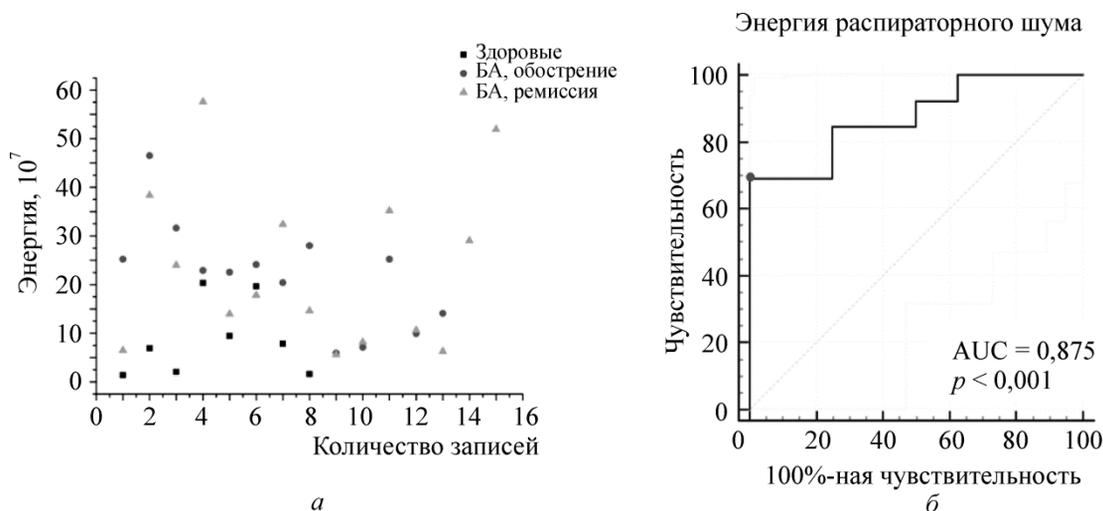


Рис. 4. Энергия дыхательного шума и результат ROC-анализа предлагаемого метода в подгруппе 1 в точке 1: а – энергия (в условных единицах) дыхательного шума, на горизонтальной оси показано количество записей (для каждой подгруппы количество независимо); б – результаты ROC-анализа. Пороговое значение = 20,3; индекс Юдена J = 0,6923

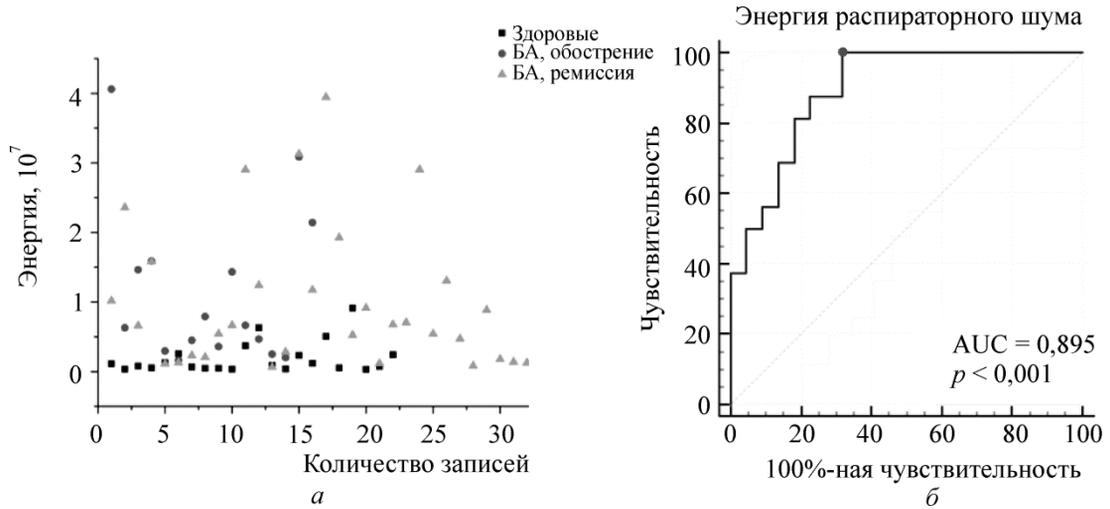


Рис 5. Энергия дыхательного шума и результат ROC-анализа предлагаемого метода в подгруппе 1 в точке 2: а – энергия (в условных единицах) дыхательного шума, на горизонтальной оси показано количество записей (для каждой подгруппы количество независимо); б – результаты ROC-анализа. Пороговое значение = 0,12; индекс Юдена $J = 0,68$

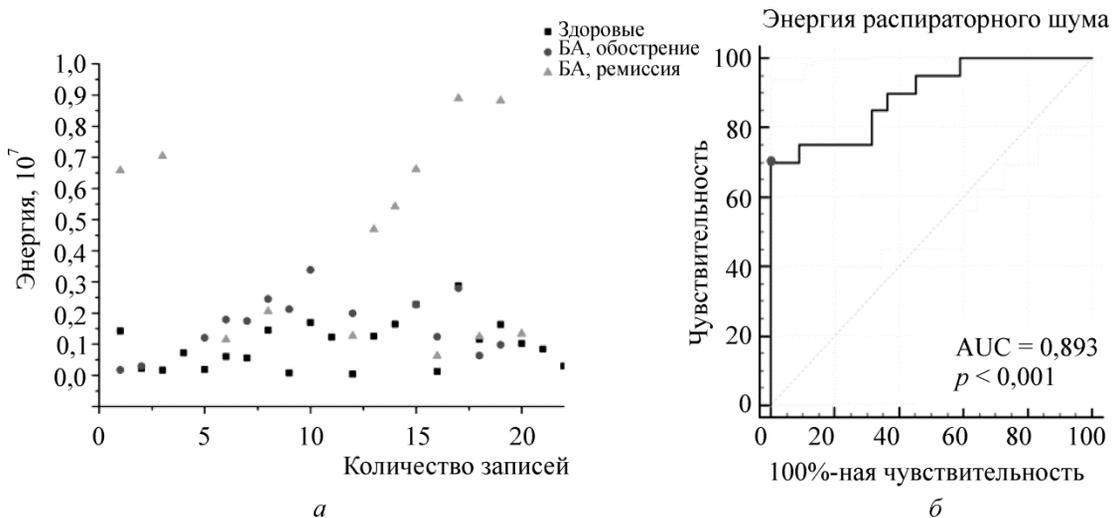


Рис. 6. Энергия дыхательного шума и результат ROC-анализа предлагаемого метода в подгруппе 2 в точке 3: а – энергия (в условных единицах) дыхательного шума, на горизонтальной оси показано количество записей (для каждой подгруппы количество независимо); б – результаты ROC-анализа. Пороговое значение = 0,2877; индекс Юдена $J = 0,700$

Выводы

Дыхательные шумы у пациентов, страдающих бронхиальной астмой, характери-

зуются специфическим свистящим дыханием, длящимся от 80 до 250 мс и проявляющимся на спектре БПФ в виде увеличения амплитуды гармоники в частотном диапазо-

не около 400 Гц. Эти специфические свойства свистящего дыхания предоставляют возможность разработать метод компьютерного анализа, который может стать основой для объективной автоматической диагностики бронхиальной астмы. Было показано, что звуки, записанные с точки 2 (под трахеей), более информативны, чем с точек 1 и 3 (во рту и на правом легком).

Были получены эмпирические критерии для определения состояния здоровья пациента (болен или здоров). Необходимо отметить, что данные критерии были получены в результате тестирования относительно небольшой группы пациентов определенного возраста (~12 лет). Необходимы дальнейшие исследования, чтобы установить зависимость критериев от возраста и подтвердить значения с помощью тестирования больших групп пациентов.

Предлагаемый анализ дыхательных шумов путем вычисления их энергии имеет большое диагностическое значение (AUV варьируется от 0,783 до 0,895). Предлагаемый подход может быть использован для диагностики БА (главным образом, в точках 1 и 2) и для дифференциальной диагностики БА с другими легочными заболеваниями в точке 3.

Предлагаемый анализ дыхательных шумов можно использовать в разработке нового метода мониторинга пациентов с астмой в режиме реального времени, что особенно важно для маленьких детей, провести исследование дыхательной функции у которых затруднительно.

Работа проведена в рамках проекта МИГ «Математическое моделирование и анализ звукового сигнала дыхательной функции человека и разработка метода диагностики патологии органов дыхания» при поддержке Правительства Пермского Края, Россия.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Фурман Е. Г., Яковлева Е. В., Малинин С. В., Фурман Г., Соколовский В. Компьютерный анализ дыхательных шумов при бронхиальной астме у детей. *Современные технологии в медицине* 2014; 6 (1): 83–88.
2. Baboura M., Lu X. Separation of crackles from vesicular sounds using wavelet packet transform. *Acoustics, Speech and Signal Processing ICASSP 2006*; 2: 1076–1079.
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, ERS Task Force Report. *Eur. Respir. J.* 2008; 32: 1096–1110.
4. Charbonneau G., Ademovic E., Cheetham B. M. G., Malmberg L. P., Vanderschoot J., Sovijarvi A. R. A. Basic techniques for respiratory sound recordings. *Eur. Respir. Rev.* 2000; 77 (10): 625–635.
5. Earis J. E., Cheetham B. M. G. Current methods used for computerized respiratory sound analysis. *Eur. Respir. Rev.* 2000; 77 (10): 586–590.
6. Fenton T. R., Pasterkamp H., Tal A., Chernick V. Automated spectral characterization of wheezing in asthmatic children. *IEEE Trans. on Biomedical Engineering* 1985; 32: 50–55.
7. Furman E., Yakovleva E., Malinin S., Furman G., Sokolovsky V., Meerovich V. A new modality using breath sound analysis in pediatric asthma. *Clinical and Translational Allergy* 2014; 105.
8. Gavriely N. *Breath sounds methodology*. Boca Raton: CRC Press 1995.
9. Global initiative for asthma (GINA) 2012, available at: www.ginasthma.org.
10. Global strategy for the diagnosis and management of asthma in children 5 years and younger (GINA), 2009, available at: www.ginasthma.org.
11. Gurung A., Scrafford 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; 105: 1396–1403.

12. *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; 62: 29–35.

13. *Habukawa C., Nagasaka Y., Murakami K., Takemura T.* High-pitched breath sounds indicate airflow limitation in asymptomatic asthmatic children. *Respirology* 2009; 14: 399–403.

14. *Hadjileontiadis L., Panoulas K., Penzel T., Gross V., Panas S.* On applying continuous wavelet transform in wheeze analysis. *Engineering in Medicine and Biology Society IEEE.* 2004; 2: 3832–3835.

15. *Hadjileontiadis L. J., Tolia Y. A., Panas S. M.* Intelligent system modelling of bioacoustic signals using advanced signal processing techniques. *Intelligent Systems: Technology and Applications. Vol. III. Signal, image, and speech processing.* Ed. C. T. Leondes. Boca Raton: CRC Press Inc., FL 2002; 103–156.

16. *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; 5654–5657.

17. *Mazic J., Sovilj S., Magjarevic R.* Analysis of respiratory sounds in asthmatic infants. *Polytechnic of Dubrovnik. Measurement Science Review* 2003; 3: 11.

18. *Reichert S., Gass R., Hajjam A., Brandt C., Nguyen E., Baldassari K., Andres E.* The ASAP project: A first step to an auscultation's school creation. *Respiratory Medicine CME* 2009; 7–14.

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

20. *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.

21. *Sovijärvi A. R. A., Vanderschoot J., Earis J. E.* Standardization of computerized respiratory sound analysis. *Eur. Respir. Rev.* 2000; 10: 585–595.

22. *Sovijarvi A. R. A., Dalmaso 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: 597–610.

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

24. *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; 41 (5): 1016–1028.

25. *Tolia Y. A., Hadjileontiadis L. J.* Wheeze detection based on time-frequency analysis of breath sounds. *Computers in Biology and Medicine* 2007; 37: 1073–1083.

26. *Yi G. A.* A software toolkit for respiratory analysis. *MIT Computer Sound and Artificial Intelligence Laboratory* 2004; 1: 215–216.

Материал поступил в редакцию 10.08.2015