

А.А.Гусейнов, З.Р.Айсанов, А.Г.Чучалин

Акустический анализ дыхательных звуков: состояние вопроса

Дагестанская государственная медицинская академия; ФГУ НИИ пульмонологи Росздрава

A.A. Guseinov, Z.R. Aisanov, A.G. Chuchalin

Acoustic analysis of respiratory sounds: state of art

Физиологические основы образования воздушных потоков в дыхательных путях

Дыхательные пути (ДП) как система дихотомически ветвящихся трубок представляет собой довольно сложный путь для движения газа к газообменным зонам и обратно. Хотя диаметр каждой дочерней ветви меньше диаметра родительской, от которой она берет начало, общая площадь поперечного сечения каждой последующей генерации ДП возрастает из-за значительного увеличения общего количества ДП. Поскольку общая площадь поперечного сечения ДП возрастает в каждой последующей генерации, линейная скорость потока фактически снижается. В итоге, на уровне бронхиол движение газа происходит преимущественно за счет диффузии, а не конвекции, т. е. поступательного движения воздуха [1–3].

Чтобы обеспечить поток газов в дыхательной системе, должна быть затрачена определенная работа. За ее выполнение ответственны дыхательные мышцы. Легкие и грудная клетка обладают механическими свойствами, определяющими объемы перемещающихся газов и достигаемые при этом линейные скорости потока. Свойства ДП, паренхимы легких и грудной стенки определяют сопротивление потоку воздуха. Сопротивление потоку при вдохе и выдохе играет первостепенную роль в определении уровня вентиляции и ее паттерна. Эластические и резистивные свойства дыхательной системы образуют вместе т. н. импеданс. Вентиляция легких неравномерна даже у здоровых людей. В основе этой неравномерности лежит взаимодействие различных механических сил, действующих в дыхательной системе.

В отличие от вдоха выдох в нормальных условиях в состоянии покоя происходит пассивно. Эластическая отдача легких и грудной стенки обеспечивает возникновение градиента давления, достаточного для возникновения экспираторного потока. При обструкции ДП выдох становится активным процессом, требующим работы экспираторных мышц, включая внутренние межреберные и брюшные. Дополнительными мышцами выдоха являются мышцы голосовой щели и диафрагмы. Причем первые из них сужают голосовую щель, обеспечивая снижение скорости экспираторного потока. Сокращение диафрагмы в начале выдоха приводит в дальнейшем к его торможению. Это тормозящее действие, наблюдаемое во время спокой-

ного дыхания, противостоит экспираторному эффекту давления статической эластической отдачи, генерированному во время предыдущего вдоха.

Типы воздушных потоков

Механизм возникновения звука существенно зависит от типа воздушного потока, возникающего при его движении по бронхам [4, 5]. Поток через систему ДП может относиться к одному из 3 типов потоков: ламинарному, турбулентному и переходному.

Ламинарный поток характеризуется слоями движущегося потока воздуха, параллельными как друг другу, так и стенкам ДП. Ламинарный поток преобладает при низких скоростях и описывается законом Пуазейля:

$$V = P\pi r^4 / 8\eta l, \text{ где}$$

V — объемная скорость потока, P — давление, r — радиус трубки, η — вязкость газа, l — длина трубки. Из уравнения следует, что объемная скорость потока прямо зависит от r^4 . Уменьшение r трубки наполовину снижает скорость потока в 16 раз.

Турбулентный поток — более хаотичное движение газа вдоль трубки и преобладает при высоких объемных скоростях потока. Будет ли поток через систему ДП турбулентным или ламинарным определяется т. н. числом Рейнольдса (Re) — безразмерной величиной, связывающей среднюю скорость потока (V), плотность (d) и вязкость (η) газа, а также r воздухоносной трубки:

$$Re = 2rVd / \eta.$$

При $Re > 2000$ — поток турбулентный, при $Re < 2000$ — ламинарный.

Переходный поток характеризуется завихрениями, возникающими в месте бифуркации ДП. В условиях дихотомического разветвления трахеобронхального дерева переходный поток является важным паттерном потока воздуха в легких.

Сопротивление ДП

Сопротивление ДП распределяется в дыхательной системе неравномерно. У взрослого, спокойно дышащего человека при дыхании через рот на глотку и

гортань приходится около 25 % общего сопротивления, во время физической нагрузки эта величина может увеличиваться до 50 %. На долю внутригрудных крупных ДП (трахеи, долевых и сегментарных бронхов) приходится 80 % остающегося сопротивления, остальные 20 % падают на мелкие ДП. Нормальное сопротивление ДП у взрослых при функциональной остаточной емкости (ФОЕ, или FRC) составляет примерно 15 см вод. ст. / л / с. При патологии легких несколько механизмов вызывают увеличение сопротивления ДП. Например, сокращение гладкой мускулатуры бронхов приводит к сужению ДП и увеличению сопротивления ДП при бронхиальной астме (БА) [6]. Отек бронхиальной стенки и чрезмерная секреция слизи увеличивают сопротивление ДП у больных хроническим бронхитом. При эмфиземе утрата тканями эластичности и снижение растягивающего действия легочной паренхимы на ДП уменьшают их просвет и увеличивают сопротивление ДП. Важно то, что величины многих физических факторов, определяющих сопротивление ДП и объемную скорость воздушного потока, различны в инспираторную и экспираторную фазы дыхательного цикла. Более того, ограничение максимальных скоростей экспираторного потока наблюдается даже у здоровых легких [7, 8].

Когда дыхательные мышцы развивают силу, приводящую в движение легкие и грудную стенку, выполняется определенная работа. Работа дыхания возрастает при сниженной растяжимости легких, как при фиброзе, или при росте сопротивления ДП, как при БА. Работа дыхания является отвлеченным понятием, имеющим важное клиническое значение [1].

Аускультация в диагностике заболеваний легких: проблемы и перспективы

Возникающие в легких обструктивные изменения могут сопровождаться изменчивыми звуками [8–10]. Звуки, возникающие при движении воздуха в легких человека, характеризуются ослаблением или усилением, возникают дополнительные звуки, аномальные шумы (например, хрипы). С давних времен легочные звуки являлись ценными индикаторами здоровья и болезни. Со времен *Лазнека*, предложившего использовать дыхательные шумы в диагностике заболеваний легких более полутора веков назад, основным инструментом для их оценки является стетоскоп (фонендоскоп). *Forgacs* [11] характеризовал звуки легких как "звуки мокрой губки". Английские исследователи (Королевский ливерпульский детский госпиталь) категорически заявляют, что стетоскоп — ненадежное средство для оценки респираторных звуков у подростков, и не может быть использован в качестве "золотого стандарта" [12]. По мнению голландских специалистов [13], диагностическое значение "хрипов" (*wheezes*) недостаточно изучено. Они часто слышны только в течение короткого времени, делая традиционную диагностику (стетоскопом) ма-

лоэффективной, что ограничивает значение клинической диагностики. Она, в сущности, является субъективной клинической оценкой с неизвестной вариабельностью, которая зависит от усилий пациента [9]. Более того, аускультация давала только качественную информацию о дыхательных звуках.

Растущий интерес к акустике дыхания доказывают передовые статьи в пульмонологических и физиологических журналах последних двух 10-летий [14]. Международные исследования финансируются Европейской комиссией по стандартизации компьютерного анализа дыхательных звуков (*CORSA project, Contract No. BMH1-CT94-0928/DG12SSMA*) [15]. Очевидно, что компьютерные технологии обеспечили новое понимание механизмов акустики.

Раннее выявление обструкции ДП находится в прямой зависимости от подготовки врачей и возможности провести исследование функции внешнего дыхания. Очень показательное исследование было проведено в США в 1988 г., где изучались термины, используемые врачами при описании легочных звуков [16]. Участникам ежегодной конференции грудной медицины (223 пульмонологом и 54 врачам других специальностей) было предложено охарактеризовать записи легочных звуков. Для описания одних и тех же звуков использовались различные термины (*crackles, rales, wheeze, stridor, rhonchi*). В связи с малым количеством совпадений был сделан неутешительный вывод о том, что терминология, используемая врачами для описания легочных звуков, нестандартизована. Например, *N. Meslier* дает такое определение одному из наиболее применяемых терминов: "*wheezes* — это продолжительные наружные звуки легких, которые могут быть услышаны у пациентов с выраженными заболеваниями, включая астму и ХОБЛ" [17]. Трудно назвать это определение удачным. Внедрение электроники и компьютерных технологий открывает новые возможности в изучении акустики дыхательных звуков, их обработке, архивировании и стандартизации [15, 18, 19]. Сложность дыхательной системы затрудняет формирование всесторонней модели грудной клетки и легочной акустики, но в последнее 10-летие делаются большие шаги в понимании легочных звуков [20]. Появление мощных и компактных компьютеров сделало возможным цифровой анализ дыхательных звуков. Делаются попытки интеграции компьютерного анализа дыхательных шумов со спирометрическими исследованиями [18].

Соединение легочной акустики с традиционными измерениями, например, воздушного потока и объемов и использование цифровых технологий для извлечения информации по "усредненным" звукам в стандартных условиях является большим шагом в изучении легочных звуков. Исследователи предсказывают возможность определения уровня обструкции верхних дыхательных путей, мониторинга региональной вентиляции с поверхности грудной клетки с одновременной регистрацией и исследованием

звуков с различных участков, объективного контроля эффективности проводимой терапии. Политопная запись дыхательных звуков и ретрансляция их могут быть полезны в критических случаях, например, при мониторинговании региональной вентиляции у интубированных пациентов [15]. А предполагаемая возможность использования анализа легочных звуков у детей в настоящее время активно реализуется [21, 22], в т. ч. и в нашей стране. По мнению *Rietveld et al.* [13], диагностическое значение хрипов при детской астме не изучено систематически, и альтернативных методов не так много, особенно для детей раннего возраста. Выявлено, что бронхофонография (БФГ) дает возможность объективно оценить характеристику респираторных звуков у детей раннего возраста, которые не выявляются при физикальном обследовании. Доказано, что появление пиков на респирограмме (на частоте более 5 000 Гц) свидетельствует о наличии синдрома бронхиальной обструкции (СБО) у детей раннего возраста. По высоте пиков и значению локального максимума можно судить о степени выраженности СБО [23–26].

Изменения ДП, возникающие при патологических состояниях, приводят к образованию турбулентных воздушных потоков и появлению низко- и высокочастотных акустических феноменов.

Характеристика компьютерно-диагностического комплекса (КДК) "Pattern", Россия

Говоря о перспективах компьютерного акустического анализа легочных звуков, зарубежные исследователи отмечали, что должны быть решены некоторые технические аспекты, прежде чем он войдет в обычную клиническую практику. В частности, должен быть разработан надежный и недорогой датчик легочных звуков, относительно нечувствительный к посторонним шумам. Большинство методов регистрируют дыхательные шумы в диапазоне не более 1–2 кГц [27, 28]. При других методиках часто анализируется дыхательный шум на поверхности грудной клетки. При этом шум работающего сердца, различная толщина грудной стенки у различных пациентов, место выслушивания влияют на результат. При прохождении дыхательных звуков через стенку грудной клетки теряется большая часть высокочастотных компонентов, т. е. происходит своеобразная фильтрация звуков с меняющимися параметрами "фильтра" у людей различной конституции. Особенности головок микрофонов [20, 29], другие технические особенности аппаратного обеспечения затрудняют стандартизацию регистрации и анализа исследуемых сигналов [20, 30]. Обзор литературы показал, что широко применялись 2 типа преобразователей легочных звуков: электронный микрофон с парной камерой [31, 32] и контактный акселерометр [33]. Контактные акселерометры могли калиброваться и имели большую чувствительность к высокочастотным компонентам,

но они отличались дороговизной и хрупкостью, а также могли давать внутренний резонанс в диапазоне близком частотам легочных звуков [34]. Проводились измерения и сравнения звуков, получаемых с 2 и более датчиков на поверхности грудной клетки. *Leblane et al.* [35] измеряли интенсивность звука нормального дыхания в контролируемых объемах, позах и положениях тела. Было выявлено, что увеличение интенсивности легочного звука коррелирует с региональной вентиляцией. *Ploy-Song-Sang et al.* [36] использовали 2 микрофона (латеральное передней аксиллярной линии правой половины грудной клетки с расстоянием 10 см между датчиками) и обнаружили различную интенсивность звука на датчиках при дыхании "ниже или выше закрытого объема" (*closing volume*). Они объяснили наблюдаемые различия изменениями региональной вентиляции, что подтверждалось одновременно зарегистрированными колебаниями пищеводного давления. В других исследованиях [37, 38] один микрофон располагался на шее, другой — на груди, и анализировалась взаимная корреляция, чтобы определить выбор времени звука относительно трахеального участка. Делались попытки определить количество и разновидность дыхательных шумов с близкого расстояния на поверхности грудной клетки [39], выявить потенциальное влияние диафрагмы и ДП на изменения амплитуды звуков, записанных в нижних отделах грудной клетки (нижних долях легких) [36]. Увеличение давления и объема при вдохе уменьшает амплитуду звука. Это было исследовано на легких свиньи [40] и здоровых людей [41]. Ослабление звуков, передающихся через легкие, изучалось многими исследователями [35, 40–44]. Результаты исследований подтверждают пространственные различия в фазах звуков легких и их амплитуде в зависимости от легочных объемов. Подобные изменения фазы и амплитуды в пределах узких областей также присутствуют при пассивной передаче звуков. В исследованиях чилийских ученых [45] использовались одни из последних моделей микрофонов (*EMT25C, Siemens, Elema*) и приборов (пневмотахограф *Validyne, Northridge, США*). Хотя исследуемая группа была маленькой (17 пациентов, из которых у 7 изучались трахеальные звуки, а у 10 — легочные), полученные нормальные спектры паттернов трахеальных и легочных звуков, по мнению авторов, позволят в ближайшем будущем сравнивать нормальные паттерны с паттернами больных рестриктивными и обструктивными заболеваниями. *Gavriely et al.* [46] получили однократную запись звуков дыхания у 353 здоровых субъектов, т. е. спектральные характеристики нормальных дыхательных звуков с грудной стенки, что может быть использовано для сравнения с патологическими звуками при различных заболеваниях. *V. Gross et al.* [47] исследовали связь между нормальными звуками легких, возрастом и полом и получили противоречивые данные. Последовательность положительных и отрицательных наблюдений в пре-

делах изучаемых субъектов предполагает существенное влияние индивидуальных анатомических особенностей. Механизмы возникновения фаз и амплитуд объемозависимых звуков легких на коротких расстояниях сложны и нуждаются в дальнейшем изучении на физиологических моделях [39]. Может ли эта неинвазивная и объективная методика быть полезной в диагностике анатомической и функциональной патологии верхних дыхательных путей (например, обструктивного ночного апноэ, подглоточных стенозов) и нижних дыхательных путей и оценке региональной вентиляции, покажет ближайшее будущее [45]. Необходимы разработка автоматического распознавания и отсеивания посторонних помех, избирательная обработка основных и дополнительных дыхательных шумов [16]. Некоторые из этих проблем успешно решают российские ученые [4, 5, 48].

Анализ временных и частотных характеристик спектра дыхательных шумов, возникающих при изменении диаметра ДП, и лег в основу метода БФГ, основанного на регистрации (сканировании) респираторного цикла в целях обнаружения специфических акустических признаков изменений в дыхательных путях. Метод был разработан для использования его при диагностике легочных заболеваний [4, 5].

Параметры, оцениваемые с помощью БФГ, включают в себя:

- длительность вдоха и выдоха;
- длительность респираторного цикла;
- мгновенный спектр процесса дыхания с интеграцией в 3 частотных диапазонах (0,2–12,6; 1,2–5,0 и 5,0–12,6 кГц);
- "акустический эквивалент" работы дыхания (итоговая интегральная характеристика, представляющая собой количественную оценку энергетических затрат бронхолегочной системы на возбуждение специфического акустического феномена в течение всего респираторного цикла или отдельной его фазы), рассчитывается как площадь под кривой на БФГ во временной области, единица измерения — наноджоуль (нДж);
- мощность дыхания, рассчитывается как площадь под кривой в частотной области [48].

КДК "Паттерн" (патент РФ № 5062396, А 61 В 5 / 08) состоит из датчика и аналого-цифрового преобразователя (встраиваемой платы для персонального компьютера).

Принцип работы "Паттерна" основан на фиксации и последующей оценке амплитудно-частотных характеристик дыхательных шумов и позволяет визуализировать и объективно оценивать звуковые характеристики дыхания, часто не выявляемые при физикальном обследовании.

Датчик, снабженный специальным загубником, помещается в ротовую полость пациента (носовое дыхание перекрывается с помощью зажима), чувствительный элемент датчика направлен в сторону гортани. Процедура записи дыхательных шумов производится трехкратно при спокойном дыхании в по-

ложении сидя в течение короткого промежутка времени (5–7 с).

Непосредственная регистрация дыхательных шумов, осуществляется с помощью датчика, обладающего высокой чувствительностью в широкой полосе воспринимаемых частот (включая те, которые не фиксируются при выслушивании традиционным фонендоскопом) — 0,2–12,6 кГц. В аппаратную часть комплекса входит набор специальных фильтров для формирования частотного спектра, который содержит информацию о специфических акустических феноменах, возникающих во время респираторного цикла. В целях исключения маскирующего влияния кардиальных шумов, обусловленных работой сердца, применяются специальные отсекающие низкочастотные фильтры, и сканирование респираторного цикла производится в частотном диапазоне от 200 до 12 600 Гц. Результаты компьютерной обработки данных сканирования на экране компьютера представляют собой множество эквидистантных мгновенных спектров, образующих 3-мерную "поверхность состояний", которая отображает специфические акустические феномены. Полученное таким образом графическое изображение бронхофонограммы получило название "паттерн дыхания" (ПД) [48]. Для акустического контроля дыхания пациента в конфигурацию включен канал индивидуального сканирования (через наушники врач может слышать дыхание пациента и сравнивать с результатами компьютерной обработки).

В состав диагностического комплекса наряду с аппаратной частью, предназначенной для регистрации специфического акустического эффекта, возникающего при прохождении воздушного потока по ДП, входит пакет прикладных программ:

- 1) *Pattern* — обработка и визуализация результатов регистрации специфических акустических сигналов;
- 2) *Pattern Analyzer* — обработка данных для расчета количественных показателей, характеризующих респираторный цикл:
 - $АРД_0$ — акустический эквивалент работы дыхательных мышц, выраженный в нДж, в различных частотных диапазонах ($АРД_0$ — "нулевой" или базовый диапазон (0,2–1,2 кГц), т. е. частотный диапазон нормального дыхания; $АРД_1$ — общий диапазон (1,2–12,6 кГц); $АРД_2$ — высокочастотный диапазон (5,0–12,6 кГц); $АРД_3$ — низкочастотный диапазон (1,2–5,0 кГц);
 - коэффициент K , отражающий те же параметры в относительных единицах: весь спектр частот — $K_1 = АРД_1 / АРД_0 \times 100$; высокочастотный диапазон — $K_2 = АРД_2 / АРД_0 \times 100$; низкочастотный диапазон — $K_3 = АРД_3 / АРД_0 \times 100$.

Комитетом по новой медицинской технике МЗ РФ (протокол № 4 заседания Комиссии по аппаратам, приборам и инструментам от 28.04.2000) компьютерный диагностический комплекс рекомендован к постановке на производство и применению в медицинской практике.

Опыт применения компьютерного анализа дыхательных звуков (CORSA – Computerized Respiratory Sound Analysis)

В литературе встречаются описания различных методов исследования дыхательных шумов. Например, пневмофонография — исследование дыхательных шумов с определением амплитуды и частоты спектра параллельно тяжести бронхолегочного процесса [8, 19, 49] с использованием компьютерного спектрального анализа параметров звуков с помощью сенсорных датчиков на трахее и грудной стенке [46]. Туссофонобарография — анализ звука кашлевого толчка [50], трахеофонография — анализ шума над трахеей, возникающий при выполнении маневра форсированного выдоха [33, 51, 52], билатеральная бронхофонография — позволяющая выявлять патологические очаги в легких по спектрограммам.

Сопоставление с рентгенологическим обследованием (с применением четырехпольной таблицы расчета операционных характеристик) выявило, по данным авторов, чувствительность (75 %) и специфичность (87 %) метода [53]. При анализе исследований европейского проекта CORSA выявляются некоторые спорные моменты. Например, при проведении исследований [48] частотный диапазон существования акустических феноменов необоснованно, на наш взгляд, сокращается до 1 200–1 400 Гц. Высокочастотная часть аудиоспектра (>1 400 Гц) исключена из рассмотрения, и оценка этих акустических феноменов отсутствует. Предложена следующая классификация частотного диапазона дыхательных звуков: низкие — до 100, средние — 200–600, высокие — 600–1 200 кГц [34, 54]. При этом отмечено, что в низком звуковом диапазоне шумы сердца наслаиваются, и поэтому этот спектр диапазона должен быть отфильтрован для оценки легочных звуков, что учтено в отечественном КДК "Паттерн", где анализируется диапазон частот от 200 до 12 600 Гц.

Хрипы (обычно сухие) часто отмечаются у пациентов с обструкцией бронхов, но они могут выслушиваться и у здоровых субъектов при экспираторном маневре [55]. Турбулентный поток воздуха при форсированном выдохе, вероятно, становится источником высокочастотных звуков, и характеристики этих звуков, предположительно, будут отличаться у здоровых лиц и больных обструктивными заболеваниями [56]. Это может помочь при постановке диагноза. Поэтому развитие технологий для записи и анализа звуков во время форсированного экспираторного маневра является важной диагностической задачей [57]. Однако сложность объективизации звукового сигнала связана с множеством факторов, влияющих на него (изменением объемов легких, внутрилегочного давления и плотности ткани, пространственной конфигурации и диаметра ДП, плотности и скорости газов и т. п.) [39].

Обзор литературы позволяет выявить различные аспекты применения анализа дыхательных звуков.

Голландские исследователи [8] показали, что генерация легочных звуков у больных стабильной БА без симптомов заболевания, с нормальными функциональными показателями легких отличается от таковой у здоровых лиц. Проводилась одновременная запись измерений воздушного потока, легочных объемов и звуков легких в течение стандартного спокойного дыхания и во время форсированных маневров (у 8 здоровых лиц и 9 больных легкой степенью БА с бессимптомным течением). Для каждого спектра определяли интенсивность звуков (*lung sound intensity* — *LSI*) и частоты ($Q_{25\%}$; $Q_{50\%}$ и $Q_{75\%}$), количество хрипов (W и $W_{\%}$) [8]. Выявлено, что во время выдоха *LSI* была ниже у пациентов с астмой, чем в группе контроля, особенно при низких объемах выдоха. Во время спокойного выдоха $Q_{25\%}$ – $Q_{50\%}$ были выше у астматиков, чем в группе контроля, W и $W_{\%}$ не отличались. Эти результаты показывают, что генерация и / или передача звуков у пациентов с бессимптомной астмой отличается от таковой у здоровых лиц. Стандартизация фонопневмографии может помочь в выявлении морфологических изменений в ДП у больных БА.

В Финляндии изучали изменения частотного спектра дыхательных звуков во время бронхопровокационного теста с гистамином у больных астмой и контрольной группы здоровых субъектов [58]. Изменения в среднечастотном диапазоне спектра мощности ($F50$) трахеального экспираторного звука лучше всего коррелировали с изменением $ОФВ_1$ (FEV_1), более выражено у астматиков. Данный тест предложено использовать у пациентов с ограниченной активностью и затруднением при выполнении обычных бронхофункциональных проб. Там же другим исследованием [49] изучалась возможность диагностики и контроля над процессом разрешения пневмонии по динамике регистрируемых крепитирующих хрипов (*crackles*), а также использования регистрации и исследования "крепитирующих легочных звуков" (*cracking lung sounds*) в дифференциальной диагностике ХОБЛ, криптогенного фиброзирующего альвеолита и сердечной недостаточности [59]. О возможности использования БФГ при оценке обструкции ДП в случаях, когда невозможно проводить полное тестирование легочных функций, говорит и работа наших ученых [60].

Интересно сравнение результатов и дизайна исследований испанских ученых (*Fiz A. Jose et al.*) [28] и наших данных. Исследователи из Департамента респираторной медицины в Бадалоне и Центра биомедицинских инженерных исследований в Барселоне использовали контактный микрофон, фиксируемый над трахеей (*PPG sensor*, "Technion University", Хайфа, Израиль), и датчик пневмотахографа (*Screenmate*, "Jaeger", Германия) во рту пациента. Обработку выявленных хрипов проводили с помощью модифицированного алгоритма. Выделялся воздушный поток в интервале 1,2–0,4 л / с в фазу выдоха, и анализировались сегменты звукового сигнала по 128 точкам (25 мс).

Спектральная плотность рассчитывалась с применением быстрого преобразования Фурье с использованием окна *Hanning* (в КДК "Паттерн" для анализа звукового сигнала использовались 256 точек и прямоугольное окно). Рассчитывалась усредненная спектральная мощность, которая вычиталась из показаний по каждой точке (в КДК "Паттерн" брался мгновенный спектр процесса дыхания и интегрировался в 3 частотных диапазонах). Затем спектральные данные нормализовались по дисперсии спектра (в КДК "Паттерн" нормализация проводится по отношению к частотному диапазону 0,2–1,2 кГц, т. н. "базовому" спектру). Рассчитывались следующие параметры: средние частоты всех обнаруживаемых хрипов или звуков (*Wheezes*), число этих хрипов, процентное соотношение монофонических и полифонических хрипов, абсолютное изменение числа хрипов после бронходилатационной пробы (параметры, оцениваемые с помощью КДК "Паттерн", приведены выше). В результате обследования 16 пациентов с БА (9 мужчин и 7 женщин), 6 мужчин с ХОБЛ и 15 здоровых субъектов (7 мужчин и 8 женщин) выявлено, что больше хрипов обнаружено у пациентов с обструкцией ДП, чем в контрольной группе (у больных БА — $8,4 \pm 6,4$ wheezes, ХОБЛ — $10,4 \pm 6,1$, в контрольной группе — $2,9 \pm 2,0$). Средние частоты всех выявленных хрипов (при исследуемом диапазоне до 5 кГц) составляли у больных БА $560,9 \pm 140,8$ Гц, ХОБЛ — $669,4 \pm 250,1$ Гц, в контрольной группе — $750,7 \pm 157,7$ Гц. Несмотря на отсутствие разъяснений, в связи с чем средние частоты хрипов выше у здоровых лиц, чем у пациентов с обструктивными заболеваниями, делается оптимистичный вывод о возможности применения данного метода для идентификации и анализа хрипов, генерируемых пациентами с обструкцией ДП.

Нами обследованы 21 больной БА (16 мужчин и 5 женщин), 4 больных ХОБЛ (3 ± 1) и 18 здоровых лиц (9 ± 9), сопоставимых по возрасту с вышеуказанными группами. Получены следующие результаты: у больных БА $АРД_0$ — $361,59 \pm 141,38$ нДж (при форсированном выдохе этот же показатель составил $840,92 \pm 264,28$ нДж), $АРД_1$ — $58,98 \pm 24,63$ нДж ($564,14 \pm 225,73$ нДж), $АРД_2$ — $2,19 \pm 0,84$ нДж ($40,16 \pm 17,33$ нДж), $АРД_3$ — $56,79 \pm 24,26$ нДж ($523,98 \pm 209,34$ нДж), а K_1 — 16,31 (при форсированном маневре — 67,09), K_2 — 0,61 (4,78), K_3 — 15,70 (62,31). У больных ХОБЛ $АРД_0$ равнялся $140,36 \pm 63,25$ нДж ($1\ 502,25 \pm 550,84$ нДж), $АРД_1$ — $22,5 \pm 13,02$ нДж ($581,3 \pm 322,64$ нДж), $АРД_2$ — $0,64 \pm 0,23$ нДж ($45,76 \pm 37,46$ нДж), $АРД_3$ — $21,85 \pm 12,83$ нДж ($535,54 \pm 288,3$ нДж), а K_1 — 16,03 (38,7), K_2 — 0,46 (3,05), K_3 — 15,57 (36,65). В контрольной группе: $АРД_0$ — $296,72 \pm 78,32$ нДж (при форсированном выдохе — $575,27 \pm 238,34$ нДж), $АРД_1$ — $19,99 \pm 6,55$ нДж ($166,55 \pm 89,46$ нДж), $АРД_2$ — $2,25 \pm 0,88$ нДж ($8,04 \pm 4,07$ нДж), $АРД_3$ — $17,74 \pm 6,26$ нДж ($158,51 \pm 85,65$ нДж), K_1 — 6,74 (28,95), K_2 — 0,76 (1,40), K_3 — 5,98.

Таким образом, наибольшие показатели "акустического эквивалента" работы дыхания выявлены у больных с обструктивными заболеваниями легких, особенно в диапазоне частот 1,2–5 000 Гц и по всему диапазону в целом. Несмотря на схожесть аускультативной картины при форсированном экспираторном маневре, имеется достоверное различие в этих показателях. При этом выявлены различия в абсолютных и, особенно, в относительных величинах у больных БА и ХОБЛ, а также между обеими этими группами и контрольной.

Не вызывает сомнений, что объективная характеристика хрипов улучшит понимание нормальной физиологии и патологических процессов в легких. Неинвазивная оценка региональной вентиляции — один из самых многообещающих аспектов дыхательной акустической технологии. Визуализация изменений геометрии ДП и региональной вентиляции в процессе записи звуков на множестве участков грудной клетки, несомненно, станет реальностью [39]. Повысится качество обучения студентов аускультации грудной клетки. Легочные звуки с высокой точностью могут быть переданы по телекоммуникациям в Интернет. Акустический диапазон легких значительно расширяется при цифровом анализе по сравнению с традиционной аускультацией.

Конечно, нельзя ожидать, что компьютерный анализ легочных звуков заменит клинициста с фонендоскопом в ближайшем будущем, но возможности компьютерной диагностики, несомненно, будут расширяться. Объемозависимые дыхательные звуки в легких иллюстрируют диагностический потенциал "акустического картирования" поверхности грудной клетки, что сделает наше понимание респираторной акустики более успешным.

Литература

1. *Грунни М.А.* Патофизиология легких. 3-е изд. М.: Изд-во "БИНОМ"; СПб: Невский Диалект; 2001.
2. *Murray J.F.* The normal lung: The basis for diagnosis and treatment of pulmonary disease. Philadelphia: W.B. Saunders; 1986. 23–82.
3. *Osmond D.G.* Functional anatomy of the chest wall. In: Roussos C., Macklein P.T., eds. The thorax (part A). New York: Marcel Dekker; 1985. 199–233.
4. Пат. N 5062396 РФ. Способ регистрации дыхательных шумов / Малышев В.С., Ардашникова С.Н., Каганов С.Ю. и др. Бюл. изобрет. 1995; 18.
5. *Малышев В.С., Дементьева Г.М., Рюмина И.И. и др.* Компьютерный диагностический комплекс "Pattern". В кн.: Тезисы докладов Международной науч.-техн. конф. "Физика и радиоэлектроника в медицине и биотехнологии". Владимир; 1996. 36–37.
6. *Coburn R.F., Baron C.B.* Coupling mechanisms in airway smooth muscle. Am. J. Physiol. 1990; 258: 119–123.
7. *Grippi M.A., Metzger L.F., Krupinski A.V. et al.* Pulmonary function testing. In: Fishman A.P., ed. Pulmonary diseases and disorders. 2nd ed. New York: McGraw-Hill; 1988. 2469–2521

8. Schreur H.J., Vanderchoot J., Zwinderman A.N. et al. Abnormal lung sounds in patient with asthma during episodes with normal lung function. *Chest* 1994; 106: 91–99.
9. Dalmy F., Antonini M.T., Marquet P. et al. Acoustic properties of the normal chest. *Eur. Respir. J.* 1995; 8: 1761–1769.
10. Enright P.L. Physiologic measures: pulmonary function tests. Tucson, US: Asthma outcome, Respiratory Sciences Center. University of Arizona College of Medicine; 1994.
11. Forgacs P. Crackles and wheezes. *Lancet* 1967; 2: 203–205.
12. Elphick H.E., Lancaster G.A., Solis A. et al. Validity and reliability of acoustic analysis of respiratory sounds in infants. *Arch. Dis. Child.* 2004; 89 (11): 1059–1063.
13. Rietveld S., Dooijes E.H. Characteristics and diagnostic significance of wheezes during exercise-induced airway obstruction in children with asthma. *Chest* 1996; 110: 624–631.
14. Gavriely N. Analysis of breath sounds in bronchial provocation tests (editorial). *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 1996; 153: 1469–1471.
15. Pasterkamp H., Kraman S.S., Wodicka G.R. Respiratory sounds. Advances beyond the stethoscope. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 1997; 156 (3): 974–987.
16. Wilkins R.L., Dexter J.R., Murphy R.L. Jr. et al. Lung sound nomenclature survey. *Chest* 1990; 98: 886–889.
17. Charbonneau N.G., Racineux J.L. Wheezes. *Eur. Respir. J.* 1995; 8: 1942–1948.
18. Абросимов В.Н., Подольн В.Г., Готов С.И. Новые методы акустического анализа дыхательных звуков. В кн. 13-й Национальный конгресс по болезням органов дыхания. СПб.; 2003. L2.
19. Kraman S.S., Wodicka G.R., Oh Y. et al. Measurement of respiratory acoustic signals. Effect of microphone air cavity width, shape, and venting. *Chest* 1995; 108: 1004–1008.
20. Sovijari A.R., Malmberg L.P., Paajanen E. et al. Averaged and time-gated spectral analysis of respiratory sounds. Repeatability of spectral parameters in healthy men and in patients with fibrosing alveolitis. *Chest* 1996; 109: 1283–1290.
21. Bentur L., Beck R., Berkowitz D. et al. Adenosine bronchial provocation with computerized wheeze detection in young infants with prolonged cough. *Chest* 2004; 126: 234–239.
22. Beck R., Dickson V., Montgomery M.D. et al. Histamine challenge in young children using computerized lung sounds analysis. *Chest* 1992; 102: 759–763.
23. Генне Н.А., Мельникова Е.В., Белоусова Н.А. и др. Бронхофонография при обструктивных синдромах у детей раннего возраста. В кн.: 13-й Национальный конгресс по болезням органов дыхания. СПб.; 2003. 85.
24. Якушенко М.Н., Камышова Е.А., Дешева О.Л. Метод бронхофонографии при дифференциальной диагностике заболеваний, протекающих с бронхообструктивным синдромом, у детей. В кн. 13-й Национальный конгресс по болезням органов дыхания. СПб.; 2003. 103.
25. Скучалина Л.Н., Фогельзан С.А., Айтауова Р.Р. и др. Динамический контроль бронхиальной обструкции. В кн.: 13-й Национальный конгресс по болезням органов дыхания, СПб.; 2003. 307.
26. Узунова А.Н., Генне Н.А. Роль компьютерного акустического комплекса в выявлении синдрома бронхиальной обструкции у детей раннего возраста. В кн.: 14-й Национальный конгресс по болезням органов дыхания, М.; Международный союз по борьбе с туберкулезом и легочными заболеваниями (IUATLD). 3-й Конгресс Европейского региона. М.; 2004. 74.
27. American Thoracic Society Standardization of spirometry: 1987 update. *Am. Rev. Respir. Dis.* 1987; 136: 1285–1298.
28. Fiz A.J., Jane R., Salvatella D. et al. Analysis of tracheal sounds during forced exhalation in asthma patients and normal subjects: bronchodilator response effect. *Chest* 1999; 116: 633–638.
29. Wodicka G.R., Kraman S.S., Zenk G.M. et al. Measurement of respiratory acoustic signals. Effect of microphone air cavity depth. *Chest* 1994; 106: 1140–1144.
30. Генне Н.А., Малышев В.С., Лисицин М.Н. и др. Бронхофонография в комплексной диагностике бронхиальной астмы у детей. *Пульмонология* 2002; 5: 33–39.
31. Malmberg L.P., Resu L., Sovijari A.R. Significant differences in flow standardised breath sound spectra in patients with chronic obstructive pulmonary disease, stable asthma, and healthy lungs. *Thorax* 1995; 50: 1285–1291.
32. Kraman S.S., Pasterkamp H., Kompis M. et al. Effects of breathing pathways on tracheal sound spectral features. *Respir. Physiol.* 1998; 111: 295–300.
33. Pasterkamp H., Powell R.E., Sanchez I. Lung sounds spectra at standardized air flow in normal infants, children and adults. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 1996; 154: (2, pt1): 424–430.
34. Pasterkamp H., Carson C., Daien D. et al. Digital respirosoundography. New images of the lung sounds. *Chest* 1989; 96: 1405–1412.
35. Leblanc P., Macklem P.T., Ross W.R. Breath sounds and distribution of pulmonary ventilation. *Am. Rev. Respir. Dis.* 1970; 102: 10–16.
36. Ploy-Song-Sang Y., Dosman J. Macklein P.T. Demonstration of regional phase differences in ventilation by breath sounds. *J. Appl. Physiol.* 1979; 46: 361–368.
37. Kraman S.S. Speed of flow — frequency sound through lungs of normal men. *J. Appl. Physiol.* 1983; 55: 1862–1867.
38. Wodicka G.R., Aguirre A., DeFrain P.D., Shannon D.C. Phase delay of pulmonary acoustic transmission from trachea to chest wall. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1992; 39: 1053–1059.
39. Kiyokawa H., Pasterkamp H. Volume — dependent variations of regional lung sounds, amplitude, and phase. *J. Appl. Physiol.* 2002; 93: 1030–1038.
40. Leung A., Sehati S., Young J.D., McLeod C. Sound transmission between 50 and 600 Hz in excised pig lungs filled with air and helium. *J. Appl. Physiol.* 2000; 89: 2472–2482.
41. Pohlmann A., Sehati S., Young D. Effect of changes in lung volume on acoustic transmission through the human respiratory system. *Physiol. Meas.* 2001; 22: 233–243.
42. Bohme H., Bohme H.R. Passive behavior of the lung following low-frequency sound in healthy persons and in emphysema patients. *Z. Ges. Inn. Med.* 1971; 26: 582–588.
43. Kraman S.S., Austrheim O. Comparison of lung sound and transmitted sound amplitude in normal men. *Am. Rev. Respir. Dis.* 1983; 128: 451–454.
44. Ploy-Song-Sang V., Macklein P.T. Demonstration of regional phase differences in ventilation by breath sounds. *J. Appl. Physiol.* 1979; 46: 361–368.
45. Sanchez J., Vizcaya C. Tracheal and lung sounds repeatability in normal adults. *Respir. Med.* 2003; 97: 1257–1260.
46. Gavriely N., Nissan M., Rubin A.E. et al. Spectral characteristics of chest wall breath sounds in normal subjects. *Thorax* 1995; 50: 1292–1300.

47. Gross V., Dittmar A., Penzel T. et al. The relationship between normal lung sounds, age, and gender. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 2000; 162: 905–909.
48. Мальшев В.С. Научный метод обработки информации при акустической диагностике влияния производственной среды на здоровье человека: Автореф. дис. ... д-ра биол. наук. Тула; 2002.
49. Piirila P. Changes in crackle characteristics during the clinical course of pneumonia. *Chest* 1992; 102: 176–183.
50. Провоторов В.М., Семенкова Г.Г. Исследование бронхиальной обструкции при бронхиальной астме с помощью туссофонобарографии. В кн.: 13-й Национальный конгресс по болезням органов дыхания. СПб.; 2003. 307.
51. Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Кулаков Ю.В. Акустические эффекты в системе дыхания человека при форсированном выдохе. *Акуст. журн.* 1997; 43 (1): 78.
52. Aeries J.E., Cheethman B.M. Current methods used for computerized respiratory sound analysis. *Eur. Respir. Rev.* 2000; 10 (77): 586–590.
53. Молдаванова Л.М., Кулаков Ю.В., Коренбаум В.И. и др. Билатеральная бронхофонография — акустический метод выявления патологического очага в легком. В кн. 13-й Национальный конгресс по болезням органов дыхания. СПб.; 2003. 306.
54. Gavriely N., Cugell D.W. Airflow effects on amplitude and spectral content of normal breath sounds. *J. Appl. Physiol.* 1996; 80: 5–13.
55. Gavriely N., Kelly K.B., Grotberg J.B. et al. Forced expiratory wheezes are a manifestation of airway flow limitation. *J. Appl. Physiol.* 1987; 62: 2398–2403.
56. King D.K., Thompson T., Johnson D.C. Wheezing on maximal forced exhalation in the diagnosis of atypical asthma. *Ann. Intern. Med.* 1989; 110: 451–455.
57. Fiz A.J., Jane R., Homs A. et al. Detection of wheezing during maximal forced exhalation in patients with obstructed airways. *Chest* 2002; 121 (1): 34–38.
58. Malmberg L.P., Sovijari A.R., Paaajanen E. et al. Changes in frequency spectra of breath sounds during histamine challenge test in adult asthmatics and healthy control subjects. *Chest* 1994; 105: 122–131.
59. Piirila P., Sovijari A.R., Kaisla T. et al. Crackles in patients with fibrosing alveolitis, bronchiectasis, COPD, and heart failure. *Chest* 1991; 99: 1076–1083.
60. Nekludova G., Cherniak A.V., Malushev V. The bronchophonography as the method of airflow obstruction assessment in COPD patients. In: 3-rd Congress of European Region International union against tuberculosis and lung diseases (IUATLD). Russian respiratory society. 14-th National congress on lung diseases. Moscow; 2004; 491: p. 130.

Поступила 04.02.05
© Коллектив авторов, 2005
УДК 612.216.1.08