

## ПРИРОДА ШУМОВ ДЫХАНИЯ И ИХ МУЛЬТИФРАКТАЛЬНЫЕ СВОЙСТВА

© 2013 г. И. В. Вовк, В. Т. Гринченко, В. Т. Мацьпура\*

Институт гидромеханики НАН Украины, 03680, Киев, ул. Желябова, 8/4

\*Национальный Университет им. Т.Г. Шевченко, 01601, Киев, ул. Владимирская, 60

E-mail: ivovk@voliacable.com; vgrinchenko@yahoo.com

Поступила в редакцию 08.11.2012 г.

На основе использования традиционной и оригинальной методики регистрации везикулярных и трахейных шумов дыхания человека в норме и проведения их фрактального анализа, установлено, что шумы имеют мультифрактальный характер и природа возникновения везикулярных и трахейных шумов разная. Показано, что везикулярные шумы возникают в результате деформации растяжения–сжатия паренхимы легких в процессе акта дыхания, а трахейные шумы, как известно, за счет пульсаций давления на внутренней поверхности трахеи, вызванных нестационарностью потока воздуха в зоне голосовой щели.

**Ключевые слова:** шумы дыхания, везикулярные шумы, трахейные шумы, бронхиальное дерево, паренхима легких, альвеолы, респиросонограмма, мультифрактальность, спектр сингулярностей.

DOI: 10.7868/S0320791913050171

### ВВЕДЕНИЕ

Начиная с французского клинициста Рене Лазеннека [1], который изобрел стетоскоп и сформулировал большинство вербальных моделей<sup>1</sup> дыхательных шумов в норме и патологии, принято считать, что у здорового человека прослушиваются два вида шумов – трахейный шум и везикулярный шум [2–6]. Рассмотрим физические причины возникновения этих шумов при акте дыхания человека. Начнем с трахейных шумов, которые особенно хорошо прослушиваются над шейной частью трахеи<sup>2</sup>, но вначале напомним особенности строения бронхиального дерева и движения по нему воздуха начиная с гортани, см. рис. 1. За счет увеличения объема грудной полости, вызванного поднятием ребер и опусканием диафрагмы, начинается фаза вдоха и воздух, проходя через полости носа и рта, поступает в преддверие гортани 3. Геометрия последней достаточно сложна, однако в первом приближении ее можно представить в виде трубы, сужающейся по направлению к голосовым связкам. С позиций аэродинамики преддверие гортани можно рассматривать как конфузур, т.е. сравнительно плавно сужающийся участок, обеспечивающий переход от большого сечения начального участка преддверия гортани к малому сечению голосовой

щели 2. Анализ, проведенный в работе [9], показывает, что отношение площади поперечного сечения начала преддверия гортани к площади голосовой щели в фазе вдоха в среднем составляет

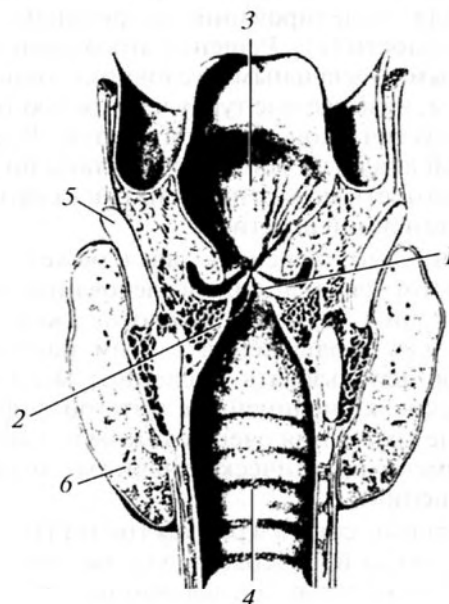


Рис. 1. Фронтальный разрез полости гортани через средние отделы голосовых связок [8]: 1 – голосовые связки, 2 – голосовая щель, 3 – преддверие гортани, 4 – трахея, 5 – щитовидный хрящ, 6 – щитовидная железа.

<sup>1</sup> Словесные описательные модели шумов.

<sup>2</sup> Шумы, прослушиваемые над грудной частью трахеи, часто называют бронхиальными шумами.

около 5–6. Из аэрогидромеханики хорошо известно, что в таком канале поток будет ускорять свое движение также в 5–6 раз. Далее, поток воздуха проходит через голосовую щель 2, форма которой в значительной степени зависит от индивидуала, однако наиболее часто встречается голосовая щель, форма которой близка к равнобедренному треугольнику.

После прохождения голосовой щели поток попадает в верхнюю полость гортани, в первом приближении представляющую собой расширяющуюся трубу (диффузор в аэродинамике), соединяющую голосовую щель и трахею. Следовательно, на этом участке поток воздуха замедляет свою скорость примерно в 3–5 раз [9]. Далее поток движется по трахее, которая по форме близка к цилиндрической трубе, и попадает в бронхи.

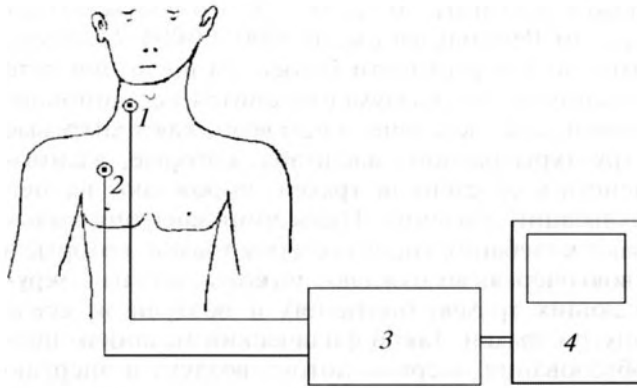
Здесь уместно остановиться более подробно на строении бронхиального дерева. Как известно [8], бронхиальное дерево начинается с одного воздухоносного ствола – трахеи. Трахея, в свою очередь, разветвляется на два главных бронха, левый и правый, каждый из которых входит соответственно в левое и правое легкое. Главные бронхи разветвляются на два долевого бронха, которые в свою очередь разветвляются еще на два бронха и т. д. Таким образом, воздухоносные пути по направлению к периферии бронхиального дерева делятся посредством дихотомии<sup>3</sup>, при этом места разветвления бронхов называются бифуркациями. Ветвления воздухоносных путей (сверху вниз) принято называть поколениями и обозначать буквой  $z$ . Так, для трахеи  $z = 0$ , для главных бронхов  $z = 1$  и т. д. Согласно [10] бронхиальное дерево имеет (вместе с трахеей) 24 поколения, а количество воздухоносных путей (число ветвей) в каждом поколении равно примерно  $2^z$ . Таким образом, бронхиальное дерево с позиций аэрогидромеханики представляет собой хорошо известный в физике и технике тип воздухопроводного канала с многочисленными разветвлениями. Важно отметить, что суммарная площадь поперечного сечения воздухоносных путей в каждом последующем поколении быстро нарастает.

Из проведенного выше анализа становится очевидным, что наиболее узким местом всего бронхиального дерева является голосовая щель, площадь которой в среднем в пять раз меньше площади поперечного сечения трахеи. Из этого факта однозначно следует, что наиболее высокая скорость потока воздуха при акте дыхания будет наблюдаться в голосовой щели. Если принять во внимание, что при средней интенсивности дыхания величина расхода воздуха составляет около 0.5–1.0 л/с, то скорость потока в голосовой щели

может достигать 10–20 м/с. А это соответствует числам Рейнольдса около 5000–10000. Поэтому, именно в окрестности голосовой щели при акте дыхания поток воздуха становится нестационарным и, как следствие, в нем возникают вихревые структуры разного масштаба, которые, взаимодействуя со стенкой трахеи, порождают на ней пульсаций давления. Пульсации давления вызывают колебания упругих стенок трахеи, которые в свою очередь возбуждают звуковые волны в окружающей трахею биотканях и воздушной среде внутри трахеи. Такой физический механизм преобразования энергии потока воздуха в энергию колебаний упругих элементов с последующим излучением ими звука хорошо известен в аэрогидромеханике [11]. Эти волны, распространяясь, вызывают колебания поверхности шеи и поверхности верхних отделов грудной клетки и регистрируются (прослушиваются) как трахеальные и бронхиальные дыхательные шумы. По мере продвижения потока воздуха к периферии бронхиального дерева скорость его очень быстро падает, поскольку суммарная площадь поперечного сечения воздухоносных путей в каждом последующем поколении экспоненциально нарастает. Поэтому числа Рейнольдса в периферийных воздухоносных путях невелики и эффективность преобразования энергии потока в звуковую энергию здесь стремится к нулю. Таковы в основных чертах физические причины возникновения трахейных шумов при акте дыхания, которые на сегодняшний день не вызывают сомнений.

Теперь рассмотрим физические причины появления везикулярных шумов. К сожалению, в отличие от трахейных шумов, природа возникновения везикулярных шумов продолжает дискутироваться [5]. Например, в [6] указано, что природа этих шумов до сих пор окончательно не установлена, а в [7] прямо говорится, что ни местонахождение, ни механизм возникновения везикулярных шумов неизвестны. Однако ряд других исследователей считают, что везикулярные шумы возникают в легких непосредственно в альвеолах (везикулах). Так, сам Р. Лаэннек [1], который ввел этот термин, считал, что везикулярные шумы возникают за счет трения воздуха о стенки альвеол. Известные клиницисты бывшего Советского Союза – А.А. Ковалевский [3], А.Я. Гурбергриц [4], автор статьи “Дыхательные шумы” в Большой Медицинской Энциклопедии [2] и известный швейцарский клиницист Негманн Сahlі [12] также считают, что везикулярные шумы порождаются в самих альвеолах, но главным образом за счет колебаний стенок альвеол, возникающих вследствие упругого напряжения альвеол при их растяжении на вдохе и ослабления напряжения на выдохе. Существуют также исследователи, которые предполагают, что паренхима легкого здорового человека “безмолвна” [13], а вези-

<sup>3</sup> Дихотомия – от греческого διχοτομέω – разделяю на две части.



**Рис. 2.** Схема установки для синхронной регистрации трахейных и везикулярных шумов; 1 — акселерометр для регистрации трахейных шумов, 2 — акселерометр для регистрации везикулярных шумов, 3 — двухканальный аналоговый усилитель с фильтрами, 4 — компьютер.

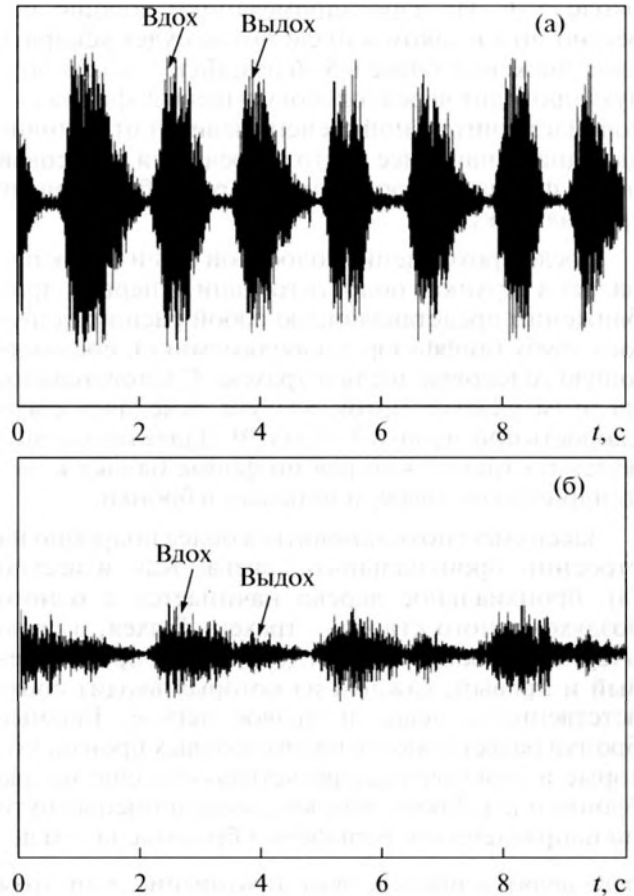
кулярные шумы не что иное, как трахейные шумы, проникшие через биоткани грудной клетки и через воздух в бронхиальном дереве к поверхности грудной клетки (см. например [14–16]).

Нам импонирует гипотеза, высказанная в [2–4, 12], согласно которой везикулярные шумы порождаются в самих альвеолах за счет колебаний стенок альвеол, возникающих вследствие упругого напряжения стенок альвеол при их растяжении на вдохе и ослабления напряжения на выдохе. Однако нельзя исключить, что в действительности везикулярные шумы это смесь шумов, возникающая как за счет колебаний стенок альвеол, так и за счет некоторой доли трахейных шумов, достигших поверхности грудной клетки.

Целью настоящей работы является всестороннее изучение трахейных и везикулярных шумов в норме и на этой основе попытаться ответить на вопрос: везикулярные шумы это трахейные шумы, проникшие через биоткани грудной клетки и через воздух в бронхиальном дереве к поверхности грудной клетки, или природа везикулярных шумов и природа трахейных шумов совершенно разные?

#### МЕТОДИКА РЕГИСТРАЦИИ ШУМОВ ДЫХАНИЯ ЧЕЛОВЕКА

Регистрация трахейных и везикулярных шумов проводилась по общепринятой в мировой практике методике [6, 17–20], см. рис. 2. В качестве сенсоров использовались пьезокерамические акселерометры 1 и 2 диаметром 25 мм со встроенными предварительными усилителями собственной разработки [15, 21, 22]. К поверхности тела они крепились двухсторонним скотчем. Акселерометр 1 крепился на шее чуть ниже гортани, а акселерометр 2 на грудной клетке под пра-



**Рис. 3.** Осциллограммы дыхательных шумов; а — трахейные шумы, б — везикулярные шумы.

вой ключицей. Сигналы, регистрируемые акселерометрами, подавались на вход двухканального аналогового усилителя с фильтрами 3 и, после соответствующего усиления, подавались на аудиовход компьютера 4. Обработка полученных сигналов проводилась с помощью компьютера 4 в средах MATLAB и Adobe Audition 2.0 в диапазоне частот примерно от 70 Гц до 1600 Гц. Регистрацию шумов проводили на волонтерах мужского пола возрастом от 40 до 70 лет со здоровой респираторной системой. Интенсивность дыхания во всех случаях оставалась умеренной с расходом воздуха около 0.7 л/с.

#### АНАЛИЗ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ

Прежде всего, рассмотрим исходные, еще не обработанные сигналы. На рис. 3 представлены типичные осциллограммы трахейных и везикулярных шумов, зарегистрированные с помощью установки, представленной на рис. 2. Как видно, этим сигналам присущи все характерные особенности, неоднократно изученные и описанные в мировой литературе, см., например, работы [9,



13, 18, 19, 23–25] и обширную библиографию в них. Действительно, трахейные шумы представляют собой последовательность характерных чередующихся звуковых импульсов, возникающих на вдохе и выдохе, см. рис. 3а. При этом важно отметить, что импульсы на вдохе и выдохе весьма незначительно отличаются друг от друга. В противоположность этому, для везикулярных шумов наиболее характерной особенностью является именно то, что импульсы, возникающие на вдохе и выдохе, совершенно разные, см. рис. 3б. Во-первых, уровень импульса на вдохе значительно больше, чем уровень импульса на выдохе, а во-вторых, формы их заметно отличаются друг от друга.

Теперь посмотрим, чем отличаются спектры трахейных и везикулярных шумов, см. рис. 4. Как видно, спектр трахейных шумов сравнительно равномерный, хотя в диапазоне частот от 70 до 700 Гц уровень спектра примерно на 8–10 дБ выше, чем в диапазоне от 700 до 1500 Гц. В целом это хорошо согласуется с данными, имеющимися в литературе, см., например, [18, 23]. В отличие от этого, уровень спектра везикулярных шумов в диапазоне частот от 70 до 700 Гц очень быстро спадает (со скоростью примерно 10–15 дБ на октаву), а выше 700 Гц он практически сравнивается с уровнем собственных шумов (кривые, обозначенные буквой S) нашей измерительной установки, см. рис. 4б. Такая характерная зависимость уровня спектра везикулярных шумов от частоты также хорошо согласуется с литературными данными [18, 23].

Перейдем к анализу спектрограмм<sup>4</sup> трахейных и везикулярных шумов. Сразу отметим, что пионерами использования метода спектрографии для анализа дыхательных шумов являются McKusick с соавторами, которые еще в 1955 году опубликовали статью [26] по этой проблематике. Однако в то далекое время в распоряжении авторов имелась только аналоговая техника спектрографии, которая была достаточно громоздкой и не обладала необходимым быстродействием. Поэтому этот метод тогда не получил широкого распространения. Однако с появлением высокопроизводительных компьютеров появилась возможность эффективно его использовать для анализа дыхательных шумов. Инициаторами широкого использования метода спектрографии в исследовательской работе, связанной с изучением дыхательных шумов, и в повседневной медицинской практике являются Hans Pastercamp и его коллеги из университета Манитобы в Виннипеге (Канада) [19, 24, 25]. Они даже ввели новую терминологию “digital respirosography” (цифровая респиросо-

<sup>4</sup> Спектрограммы это зависимости “мгновенного” спектра от времени.

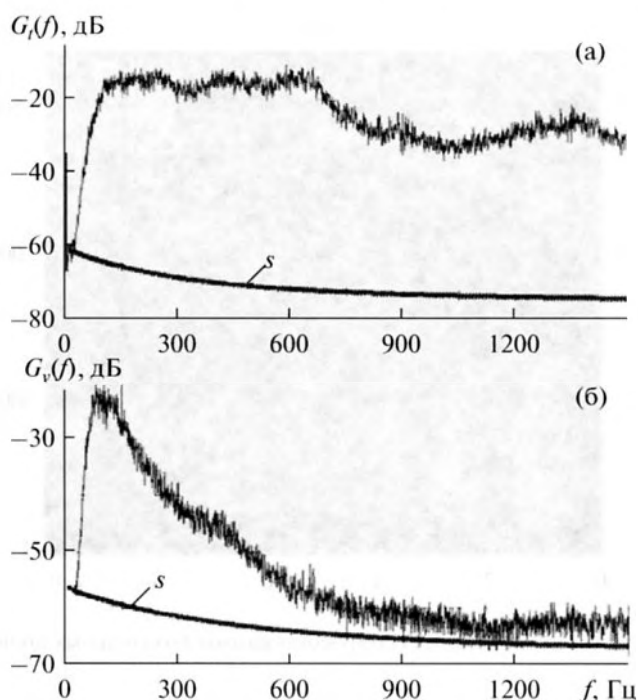


Рис. 4. Спектры дыхательных шумов; а – трахейные шумы, б – везикулярные шумы, s – собственные шумы установки.

нография), чтобы подчеркнуть, что спектрограммы относятся именно к дыхательным шумам. Мы также будем использовать эту терминологию.

Однако вернемся к рис. 5, на котором приведены респиросонограммы для трахейных и везикулярных шумов. Как и следовало ожидать, для трахейных шумов (рис. 5а) временные участки респиросонограммы, соответствующие фазам вдоха и выдоха, практически не отличаются друг от друга, а их спектры простираются до 1500 Гц и выше. В отличие от этого, для везикулярных шумов (рис. 5б) временные участки респиросонограммы, соответствующие фазам вдоха и выдоха, существенно отличаются друг от друга. На вдохе спектр шумов шире (доходит примерно до 1100 Гц, в то время как на выдохе доходит примерно до 700 Гц) и его уровень значительно выше уровня спектра на выдохе, особенно на относительно низких частотах. Эти особенности респиросонограмм трахейных и везикулярных шумов в норме также хорошо известны из литературных источников, см., например [19, 24, 25].

Проведенный выше анализ имел своей целью не столько выявить особенности и отличия характеристик трахейных шумов от везикулярных шумов (они достаточно хорошо известны), сколько напомнить читателю существо этих характеристик и, вместе с этим, убедиться в том, что наша установка для регистрации и обработки шумов позволяет получать вполне корректные результа-

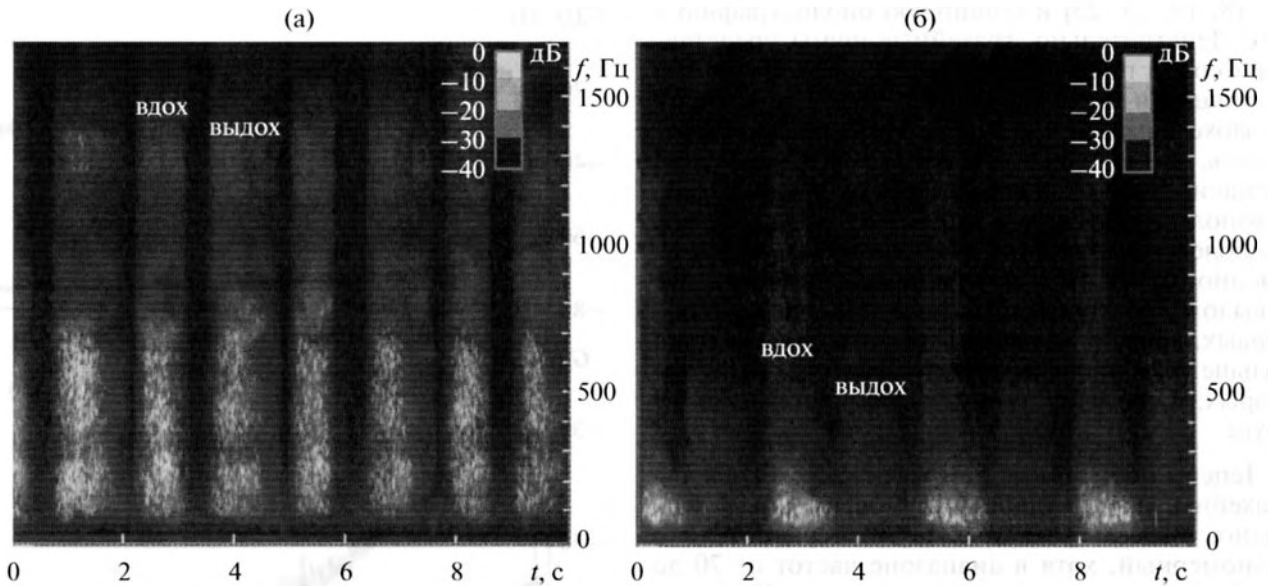


Рис. 5. Респиросонограммы дыхательных шумов; а – трахейные шумы, б – везикулярные шумы.

ты, хорошо согласующиеся с известными данными. Вместе с этим вполне очевидно, что этих характеристик шумов недостаточно, чтобы ответить на следующие вопросы: везикулярные шумы – это трахейные шумы, которые проникли через бронхиальное дерево, ослабли, изменили свой спектр и, наконец, достигли поверхности грудной клетки, или трахейные и везикулярные шумы – это принципиально разные шумы и физические причины их появления разные?

Чтобы продвинуться дальше, необходимо на базе полученных выше характеристик шумов использовать дополнительные характеристики, которые могли бы охарактеризовать степень связи трахейных и везикулярных шумов. Как нам представляется, на роль такой характеристики может претендовать функция когерентности [27–29], которая определяется в нашем случае как

$$\gamma_{tr}^2(f) = \frac{|G_{tr}(f)|^2}{G_t(f)G_v(f)}, \quad (1)$$

где:  $G_t(f)$ ,  $G_v(f)$  и  $G_{tr}(f)$  – зависимости спектра трахейных шумов, спектра везикулярных шумов и их взаимного спектра от частоты соответственно.

На рис. 6 представлена функция когерентности, рассчитанная с использованием экспериментально зарегистрированных нами трахейных и везикулярных шумов, см. рис. 3.

Как видно, во всем диапазоне частот функция когерентности в среднем ниже значения 0.2 и лишь в относительно узкой области частот, примерно от 400 до 600 Гц, она лежит в среднем на уровне около 0.45–0.5. Интерпретируя функцию когерентности, как относительный вклад трахейных шумов (входной процесс) в спектр везику-

лярных шумов (выходной процесс) [27, 28], можно заключить, что только в диапазоне частот от 400 до 600 Гц этот вклад становится заметен. На остальных частотах сколько-нибудь заметный вклад практически отсутствует. На основании этого анализа можно заключить, что физические причины возникновения трахейных и везикулярных шумов, скорее всего разные и область, где рождаются везикулярные шумы, находится в самих легких. Что касается аномального увеличения функции когерентности в окрестности частоты 500 Гц, то оно легко объяснимо, если вспомнить, что именно в этой зоне частот наблюдается продольный резонанс столба воздуха, заключенного в бронхиальном дереве, как акустическом волноводе [30–32]. Естественно, что на этом резонансе звуковая энергия, порождаемая нестационарным потоком воздуха в области голосовой щели, резко возрастает и становится сравнимой с энергией везикулярных шумов.

К сожалению, столь оптимистичный вывод может быть омрачен следующими обстоятельствами. Как известно [27], если функция когерентности больше нуля, но меньше единицы, то на практике возможны следующие ситуации: а) при регистрации сигналов присутствуют заметные собственные шумы и б) свойства биотканей внутренних областей грудной клетки, через которые проходят трахейные шумы от трахеи до поверхности грудной клетки, с акустической точки зрения не являются строго линейными. Что касается собственных шумов нашей установки, то они весьма малы (сравни уровни кривых  $s$  на рис. 4 с уровнями трахейных и везикулярных шумов). Что же касается линейности свойств биотканей, то

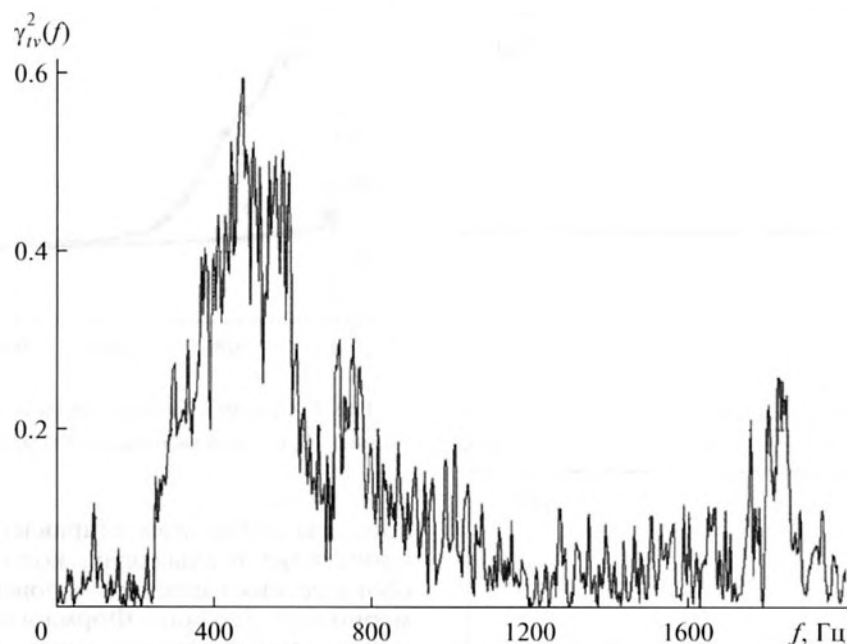


Рис. 6. Функция когерентности между трахейными и везикулярными шумами.

тут вопрос остается открытым. Конечно, первоначальный участок пути, по которому проходят трахейные шумы, является воздух, заполняющий бронхиальное дерево. И при тех, достаточно низких уровнях акустических сигналов, которые характерны для дыхательных шумов вообще и трахейных шумов в частности, здесь нелинейные искажения невозможны. Однако ответить на вопрос: могут ли возникнуть нелинейные искажения трахейных шумовых сигналов при прохождении их через паренхиму легких? не представляется возможным, поскольку акустические свойства паренхимы еще недостаточно изучены.

Поэтому, чтобы достоверно убедиться, что везикулярные шумы это отдельный, самостоятельный и отличный от трахейных вид шумов, возникающий только в паренхиме легких, необходим специальный эксперимент *in vivo*, в котором при акте дыхания отсутствовали бы трахейные шумы, а везикулярные шумы, наоборот, присутствовали. На первый взгляд идея такого эксперимента выглядит абсурдно, поскольку дыхательные шумы возникают именно в процессе дыхания. Тем не менее, если принять в качестве рабочей гипотезы, что везикулярные шумы возникают только за счет сжатия—растяжения паренхимы, то реализовать эксперимент вполне реально. Действительно, если закрыть рот и нос, чтобы воздух не проникал в бронхиальное дерево, и за счет усилий грудных мышц попеременно расширять и сужать грудную клетку (точно так же, как при акте дыхания) паренхима легких будет вынуждена растягиваться и сжиматься. Если наша гипотеза верна, то мы должны зарегистрировать шум, подобный вези-

кулярному шуму. При этом трахейные шумы не будут регистрироваться, поскольку поток воздуха в гортани и бронхиальном дереве отсутствует.

Мы провели эксперименты по указанному сценарию (благо наши волонтеры буквально за несколько минут освоили такое упражнение) и зарегистрировали шумовые сигналы в тех же точках, в которых ранее регистрировали дыхательные шумы, см. рис. 2.

Обратимся к рис. 7, на котором представлены осциллограммы шумовых сигналов, зарегистрированных в процессе этого эксперимента. Как и следовало ожидать, сигнал с акселерометра, закрепленного на шее, практически отсутствует (см. рис. 7а). А вот сигнал с акселерометра, закрепленного под ключицей (рис. 7б), существует и имеет ярко выраженный импульсный характер. В сигнале хорошо просматриваются участки его нарастания и спада, соответствующие растяжению (увеличению объема) и сужению (уменьшению объема) грудной клетки. На рис. 8 приведен также спектр этого сигнала  $\bar{G}_v(f)$ . Как видно, в диапазоне частот от 70 до 600 Гц уровень спектра быстро падает, а выше 600 Гц он практически сравнивается с уровнем собственных шумов (кривая *s*).

Простое сравнение осциллограмм на рис. 7б и рис. 3б, а также спектров на рис. 8 и рис. 4б, позволяет убедиться, что временные и спектральные характеристики везикулярных шумов и шумов, вызванных только деформацией растяжения—сжатия паренхимы легких (при отсутствии потока воздуха в бронхиальном дереве), весьма



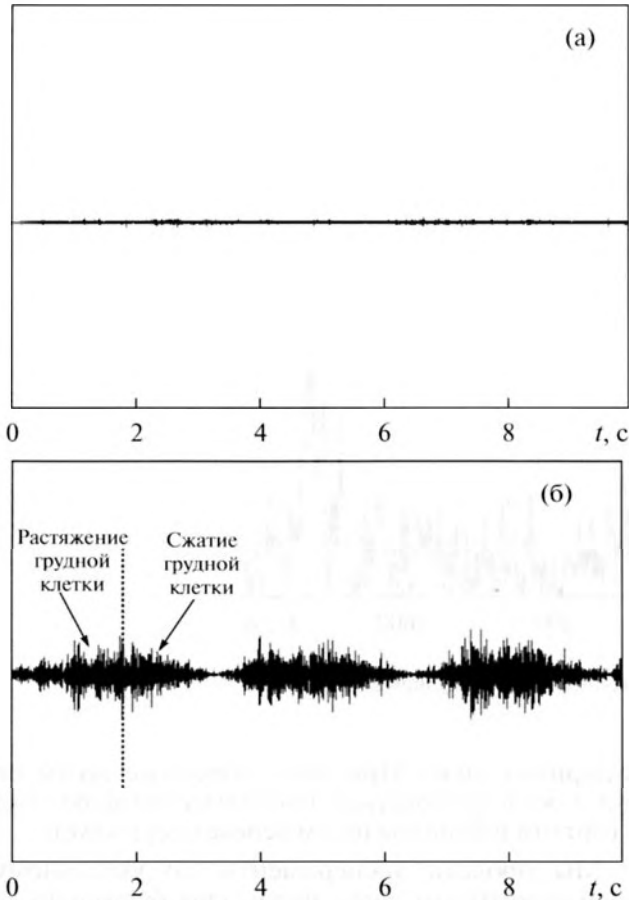


Рис. 7. Осциллограммы шумовых сигналов при сжатии–растяжении паренхимы в отсутствие потока воздуха в гортани и бронхиальном дереве; а – на шее, чуть ниже гортани, б – на грудной клетке под ключицей.

близки. И этот факт достаточно убедительно показывает, что везикулярные шумы – это отдельный самостоятельный вид шумов, возникающий в паренхиме легких за счет преобразования части энергии деформации паренхимы в звуковую энергию. Поэтому глубоко был прав известный клиницист А.Я. Губергриц, который в своей книге [4], интуитивно предполагая, писал: “...везикулярное дыхание возникает от колебаний стенок альвеол при растяжении их во время вдоха...”. Ниже, на простейшей механической модели мы покажем, как такой физический процесс может быть реализован.

В проведенном выше анализе мы провели сравнение только общих интегральных характеристик шумовых сигналов. Представляется важным сравнить также и более тонкую (локальную) структуру этих сигналов. Имея это в виду, напомним сначала некоторые особенности морфологии паренхимы легких. Как известно [4, 10], главное назначение паренхимы состоит в обеспечении перехода кислорода из воздуха в кровь, а углекис-

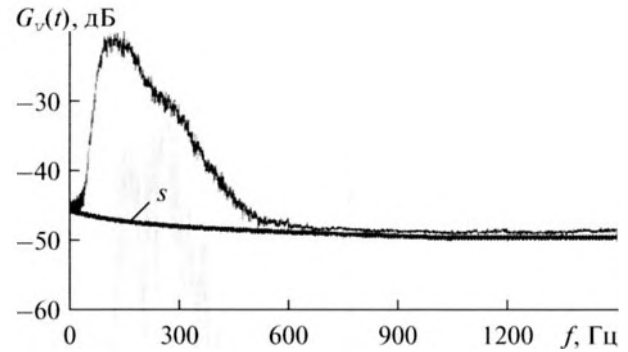


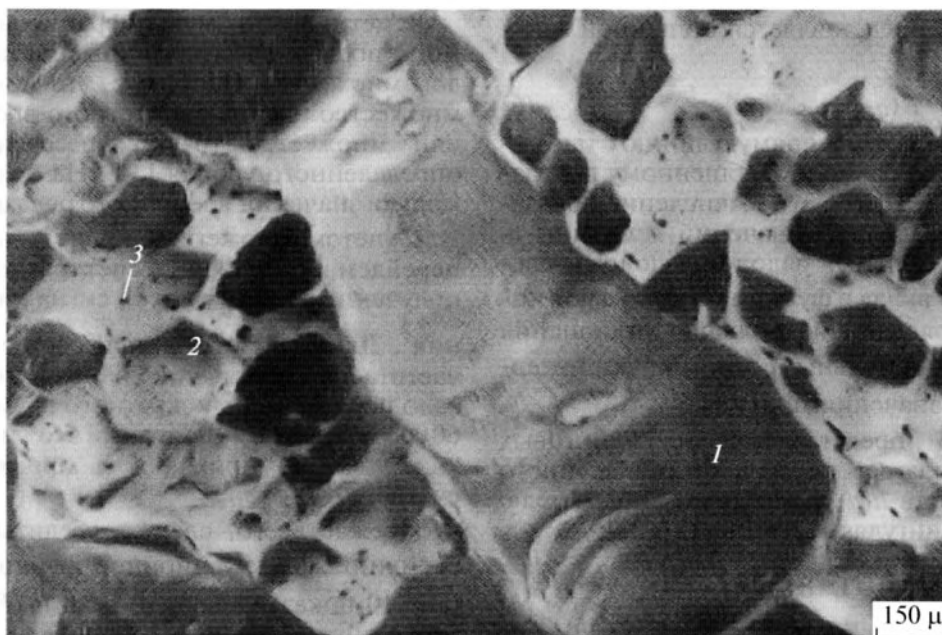
Рис. 8. Спектр шумового сигнала, изображенного на рис. 7б,  $s$  – собственные шумы установки.

лого газа в обратном направлении. Этот процесс происходит в альвеолах, количество которых в обоих легких взрослого человека достигает примерно 600–700 млн. Форма альвеол напоминает неправильный многогранник произвольной ориентации, см. рис. 9. Средний поперечный размер альвеол около 250–300 мкм. Какие либо статистические данные о количестве граней (стенок альвеол) их размерах и форме в настоящее время отсутствуют. Толщина стенок альвеол составляет около 2–8 мкм. Таким образом, очевидно, что паренхима легких представляет собой биологический материал ячеистой структуры, у которого форма ячеек (альвеол) и их ориентация в пространстве не упорядочены. Материал с такими характеристиками вполне можно отнести к фрактальным материалам [34, 35].

Если принять гипотезу, что генерируемый паренхимой шум при ее деформациях растяжения–сжатия вызван колебаниями огромного количества разнообразных по форме и размерам стенок альвеол, то фрактальная структура паренхимы, как фрактального материала, должна проявляться и в структуре генерируемого ею шума. Учитывая высказанные соображения, попытаемся обнаружить фрактальные (мультифрактальные) свойства дыхательных шумов, что может пролить свет на их происхождение [34].

В настоящее время идеи теории мультифракталов применяют к исследованию разных объектов природы. Важными представителями таких объектов являются сигналы, которые регистрируют в натуральных экспериментах, в том числе сигналы от биологических систем. Поэтому привлечение более тонких математических инструментов исследования сигналов, по сравнению с традиционной статистической обработкой, дает возможность проводить исследование более тонкой локальной структуры полученных сложных сигналов.

В последние несколько десятилетий сигналы, получаемые в экспериментах, как правило, представляются в оцифрованном (дискретном) виде,



**Рис. 9.** Многочисленные альвеолы 2 и мелкая бронхиола 1 на микросрезе легкого; отверстия 3 в стенках альвеол (в форме темных точек) – поры Кона, которые соединяют соседние альвеолы, что обеспечивает более равномерное наполнение воздухом альвеол в процессе дыхания (рисунок заимствован из [33]).

т.е. в виде временных рядов. Для вычисления мультифрактальных характеристик случайных временных рядов существуют два основных практических метода: предложенный в начале 1990-х метод WTMM – Wavelet Transform Modulus Maxima, основанный на оценке так называемого скелета максимумов модуля непрерывных вейвлет-преобразований [36] и более поздний метод MF-DFA – Multifractal Detrended Fluctuation Analysis, что можно перевести на русский язык как мультифрактальный метод анализа флуктуаций после удаления масштабно-зависимых трендов [37]. Оба метода анализируют именно остаток после удаления тренда или, иначе, “чистый шум”. Однако само удаление трендов и вычисление спектра сингулярности  $f(\alpha)$  производится различными способами.

Ниже используется метод MF-DFA. Алгоритм метода MF-DFA сводится к следующим шагам [37].

1) Пусть анализируемый сигнал представлен в виде конечной выборки временного ряда  $\xi(i)$ ,  $i = 1, 2, \dots, N$ . Здесь целочисленные отсчеты  $i$  соответствуют определенным моментам времени, в которых фиксировались значения сигнала, разделенные одинаковыми интервалами времени. Из данного ряда формируется флуктуационный профиль

$$Y(i) = \sum_{k=1}^i (\xi(k) - \bar{\xi}), \quad i = 1, 2, \dots, N \quad (2)$$

со средним значением  $\bar{\xi}$ . Полученный ряд  $Y(i)$  разделяется на непересекающиеся интервалы  $Y(v, i)$ , содержащие равное число точек  $s$ ; значение  $v$  указывает конкретный интервал ряда. Число таких интервалов равно целому значению  $N_s = [N/s]$ .

2) Для каждого из  $N_s$  интервалов необходимо найти локальный тренд  $y(v, i)$ , например, в виде полинома определенной степени, и оценить отклонения от локального тренда

$$\Delta Y(v, i) = Y(v, i) - y(v, i). \quad (3)$$

3) Далее определяем дисперсию  $\mu(v, s)$  выборки  $\Delta Y(v, i)$  для каждого из интервалов

$$\mu(v, s) = \frac{1}{s} \sum_{i=1}^s (\Delta Y(v, i))^2. \quad (4)$$

и, усредняя эти значения в степени  $q$ , определяем флуктуационную функцию

$$F(q, s) = \left\{ \frac{1}{N_s} \sum_{v=1}^{N_s} [\mu(v, s)]^{q/2} \right\}^{1/q}. \quad (5)$$

4) При фиксированном значении  $q$  строим зависимость  $F(q, s)$  в двойных логарифмических координатах. Если исследуемый ряд сводится к самоподобному множеству, проявляющему дальнедействующие корреляции, то флуктуационная



функция  $F(q, s)$  представляется степенной зависимостью

$$F(q, s) \propto s^{h(q)}, \quad (6)$$

и ее график являет собой прямую линию с тангенсом угла наклона, равным обобщенному показателю Херста  $h(q)$ . Проводим вычисление показателя  $h(q)$  для различных значений величины  $q$ . Для мультифрактальных рядов при положительных  $q$  основной вклад в функцию  $F(q, s)$  дают интервалы  $v$ , проявляющие большие отклонения  $\mu(v, s)$ , а при отрицательных  $q$  доминируют интервалы с малыми значениями  $\mu(v, s)$ .

Стандартное представление скейлинговых свойств предполагает переход от обобщенного показателя Херста  $h(q)$  к массовому показателю  $\tau(q)$  и спектру сингулярности  $f(\alpha)$  [37, 38]:

$$\tau(q) = qh(q) - 1, \quad \alpha(q) = \frac{d\tau(q)}{dq}, \quad (7)$$

$$f(\alpha) = q\alpha(q) - \tau(q).$$

Типичным графическим представлением функции  $f(\alpha)$  является “перевернутая парабола”. Интегральную оценку спектра сингулярностей дают два его параметра, которые определяют положение максимума и ширину спектра  $f(\alpha)$ :  $f(\alpha^*) = \max f(\alpha)$  и  $\Delta\alpha = \alpha_{\max} - \alpha_{\min}$ .

Обычно  $f(\alpha^*) = 1$ , то есть значение  $\alpha^*$  соответствует наиболее типичному показателю сингулярности, который встречается настолько часто, что размерность соответствующего множества  $A_\alpha$  просто совпадает с размерностью вмещающего пространства — одномерной временной оси времени  $t$  и равна 1. Для монофрактального сигнала теоретически значение  $\Delta\alpha$  должно быть равно нулю, но на практике, вследствие конечности выборки, такое условие естественно не выполняется и величина  $\Delta\alpha$  хотя и очень мала, но остается не равной нулю.

Можно выделить два типа мультифрактальности в дискретных временных рядах [37]:

1) мультифрактальность, обусловленную разбросом значений временного ряда, т.е. свойством временного ряда как неоднородного множества. Очевидно, при случайной перестановке этих значений функция плотности вероятностей случайной переменной не меняет своего вида;

2) мультифрактальность, обусловленную наличием коррелированной последовательности чередования членов временного ряда. Случайное перемешивание временного ряда устраняет такого рода мультифрактальность.

Если присутствуют оба типа мультифрактальности, то перемешивание приведет к ослаблению мультифрактальных свойств. При этом обычно спектр сужается и смещается в сторону малых фрактальных размерностей.

Заметим, что мультифрактальному анализу могут подвергаться различные связанные с сигналом множества. Например, это может быть само множество членов дискретного временного ряда или множество точек пересечения сигналом определенного уровня [34]. Нами исследовались модули значений временного ряда шума дыхания.

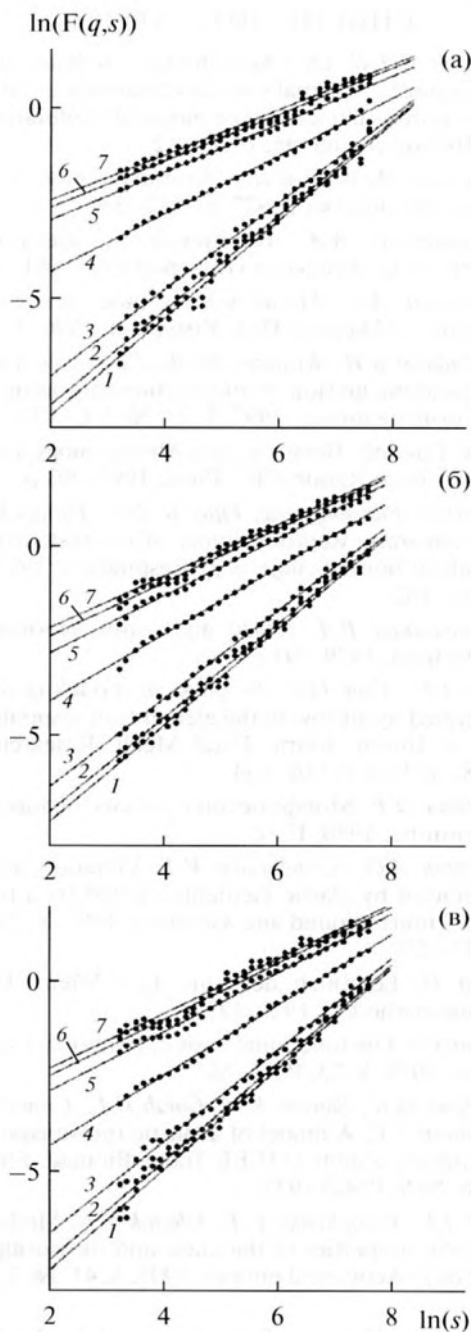
С учетом изложенной процедуры вычислений, перейдем к построению спектра сингулярностей, полученных нами записей сигналов шумов дыхания<sup>5</sup>. Длительность записи составляла 17.162 с, частота дискретизации 3496 Гц. Это соответствовало построению дискретного временного ряда в 60000 отсчетов. Заметим, что на один цикл “вдох–выдох” приходилось примерно 8500 отсчетов.

Прежде всего, следует убедиться в наличии скейлинга флуктуационной функции  $F(q, s)$ . На рис. 10 показана зависимость  $\ln[F(q, s)]$  от  $\ln(s)$  при разных значениях параметра  $q$  для дыхательных шумов на трахеи и под ключицей, а также шумов под ключицей за счет растяжения–сжатия паренхимы при отсутствии дыхания. Количество отсчетов времени в интервале  $s$  изменялось от 25 до 2000 (всего 30 интервалов). Как видно, точки на графике выстраиваются вдоль соответствующих прямых линий, что говорит о наличии в структуре сигналов скейлинга и, соответственно, правомерности использования спектра сингулярностей для анализа локальных особенностей структуры исследуемых нами сигналов.

Обратимся к рис. 11, на котором представлены спектры сингулярностей для всех рассматриваемых нами шумов. Как видно, спектры везикулярных шумов (кривая 2) и шумов, возникающих за счет растяжения–сжатия паренхимы при отсутствии дыхания (кривая 3), практически совпадают. Очень близки и их интегральные характеристики: для кривой 2  $\alpha^* = 0.856$ ,  $\Delta\alpha = 0.636$ , а для кривой 3  $\alpha^* = 0.890$ ,  $\Delta\alpha = 0.669$ . В отличие от этих спектров, спектр шумов на трахее (кривая 1) значительно сдвинут в сторону более малых значений  $\alpha^* = 0.660$ , а ширина спектра увеличилась до  $\Delta\alpha = 0.882$ . Такие результаты являются весомым подтверждением в пользу гипотезы о различной природе везикулярных и трахейных шумов.

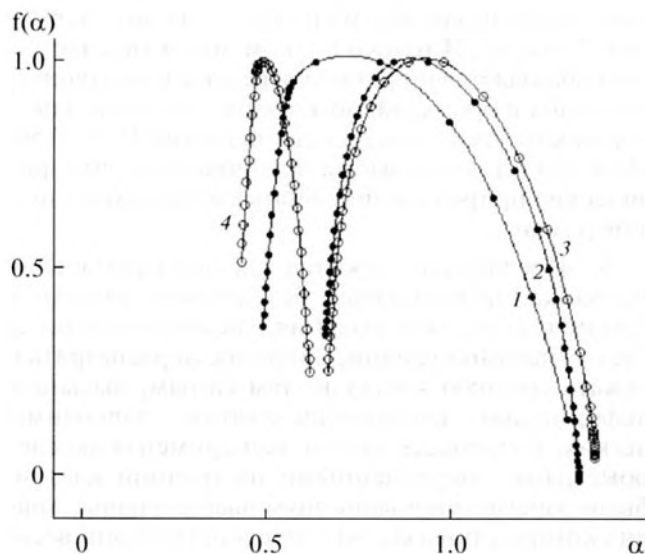
На рис. 11 присутствует еще один спектр сингулярностей (кривая 4), который получен после случайного перемешивания членов ряда, описывающего сигнал везикулярных шумов дыхания под ключицей. Процедура перемешивания является тестом, который призван подтвердить наличие или отсутствие далекодействующих корреляций во множестве значений временного ряда. Как видно на рис. 11, перемешивание существенно

<sup>5</sup> Все вычисления проводились в среде Mathcad 14.0 на основе разработанных авторами программ.



**Рис. 10.** Зависимости величины  $\ln[F(q,s)]$  от  $\ln(s)$  при различных значениях  $q$ : а – для шумов дыхания на трахеи, б – для шумов дыхания под ключицей, в – для шумов под ключицей, возникающих за счет растяжения–сжатия паренхимы при отсутствии дыхания; номера прямых соответствуют: 1 –  $q = -15$ , 2 –  $q = -10$ , 3 –  $q = -5$ , 4 –  $q = 0$ , 5 –  $q = 5$ , 6 –  $q = 10$ , 7 –  $q = 15$ ,  $s = 25 \dots 2000$ .

снизило мультифрактальные свойства, преобразуя исходный ряд в сигнал близкий по свойствам к белому шуму ( $\alpha^* \approx 0.5$ ). Это говорит о суще-



**Рис. 11.** Спектр сингулярностей: 1 – шумов дыхания на трахеи, 2 – шумов дыхания под ключицей, 3 – шумов под ключицей, возникающих за счет растяжения–сжатия паренхимы при отсутствии дыхания, 4 – для случая, когда члены ряда, описывающего сигнал шумов дыхания под ключицей, случайным образом перемешаны.

ственном влиянии на формирование мультифрактальных свойств исходного ряда дальнедействующих корреляций.

Таким образом, можно заключить, что везикулярные и трахейные шумы, а также шумы, возникающих за счет растяжения–сжатия паренхимы (при отсутствии дыхания), обладают мультифрактальными свойствами, обусловленными наличием коррелированной последовательности чередования членов их временных рядов.

### ВЫВОДЫ

1. Проведен обзор (по литературным источникам) мнений о природе везикулярных и трахейных шумов человека в норме и установлено, что твердого общепринятого мнения по этой проблеме в настоящее время не существует.

2. Проведена регистрация везикулярных и трахейных шумов с помощью установки собственной разработки, имеющей в своем составе высокоэффективные акселерометры, обладающей низким уровнем собственных шумов.

3. Проведена компьютерная обработка шумовых сигналов, в результате которой получены их осциллограммы, спектры, спектрограммы и функции когерентности между везикулярными шумами и трахейными шумами.

4. Проведен анализ полученных результатов и установлено в частности, что функция когерентности практически во всем диапазоне исследуе-

мых частот имеет весьма низкое значение порядка 0.2 и ниже. И только в узком диапазоне частот, где наблюдается продольный резонанс воздушно-го столба в бронхиальном дереве, функция когерентности увеличивается до значений 0.45–0.50. Этот факт дал основания предположить, что физические природа везикулярных и трахейных шумов разная.

5. Предложена простая экспериментальная методика, позволяющая без доступа воздуха в легкие (т.е. без акта дыхания), исключительно за счет мышечных усилий, циклически расширять и сужать грудную клетку и, тем самым, вызывать деформацию растяжения–сжатия паренхимы легких. В процессе такого эксперимента акселерометрами, закрепленными на грудной клетки, были зарегистрированы шумовые сигналы, анализ которых показал, что по свойствам они весьма близки к везикулярным шумам. Этот факт дал основание предположить, что везикулярные шумы возникают в паренхиме легких именно за счет ее деформации растяжения–сжатия в процессе акта дыхания.

6. На основе использования современного аналитического метода фрактального анализа (DFA – Detrended Fluctuation Analysis) проведен анализ тонкой структуры сигналов трахейных шумов, везикулярных шумов и шумов, возникающих за счет растяжения–сжатия паренхимы при отсутствии дыхания. Полученные результаты показали, что:

а) все исследуемые шумовые сигналы обладают мультифрактальными свойствами;

б) спектры сингулярности везикулярных шумов и шумов, возникающих за счет растяжения–сжатия паренхимы при отсутствии дыхания, практически идентичны, в то время, как спектр сингулярности трахейных шумов существенно отличается от них.

7. На основании полученных результатов можно уверенно утверждать, что физические причины возникновения везикулярных шумов и трахейных шумов совершенно разные. Везикулярные шумы возникают за счет деформации растяжения–сжатия паренхимы легких в процессе акта дыхания (а трахейные шумы, как известно, за счет пульсаций давления на внутренней поверхности трахеи, вызванных нестационарностью потока воздуха в зоне голосовой щели). Эти деформации трансформируются в поперечные колебания стенок альвеол, которые и генерируют звуковые волны на собственных частотах. Поскольку количество стенок альвеол исчисляется сотнями миллионов, а форма и размеры стенок отличаются большим разнообразием, суммарный звуковой сигнал, порожденный колебаниями стенок, достаточно широкополосный, т.е. по сути является шумовым.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Laennec R.T.H.* De l'Auscultation Médiatée; ou Traité du diagnostic des maladies des poumons et du Coeur, fondé principalement sur ce moyen d'exploration. Paris.: Brosson et Chaudé, 1918. V. 2.
2. Большая Медицинская Энциклопедия. Т. 7. М.: Изд. Сов. Энцикл., 1977. С. 532–534.
3. *Ковалевский А.А.* Перкуссия и аускультация. Томск.: Изд. Томского университета, 1961. 170 с.
4. *Губергриц А.Я.* Непосредственное исследование большого. Ижевск.: Изд. Удмуртия, 1996. 332 с.
5. *Коренбаум В.И., Кулаков Ю.В., Тагильцев А.А.* Происхождение шумов везикулярного дыхания // Физиология человека. 1997. Т. 23. № 4. С. 133–135.
6. *Noam Gavriely.* Breath sounds Methodology. London–Tokyo.: Boca Ration CRC Press, 1995. 203 p.
7. *Yongyudh Playsongsang, Vijay K. Iyer, Panapakkam A. Ramamoorthy.* Reproducibility of the vesicular breath sounds in normal subjects // Respiration. 1991. V. 58. P. 158–162.
8. *Синельников Р.Д.* Атлас анатомии человека. М.: Медицина, 1979. 541 с.
9. *Vovk I.V., Vovk O.I.* On physical modeling of noises generated by airflow in the elements of respiratory system // Intern. Journ. Fluid Mech. Research. 2001. V. 28. № 1–2. P. 116–134.
10. *Бейбель Э.Р.* Морфометрия легких человека. М.: Медицина, 1970. 175 с.
11. *Borisyuk A.O., Grinchenko V.T.* Vibration and noise generation by elastic elements excited by a turbulent flow // Journ. Sound and Vibration. 1997. V. 204. № 2. P. 213–237.
12. *Sahli H.* Lehrbueh der klin. Lpz–Wien.: Untersuchungsmethoden, 1920. 123 с.
13. *Forgacs P.* The functional basis of pulmonary sounds // Chest. 1978. V. 73. P. 57–86.
14. *Wodicka G.R., Stevens K.N., Golub H.L., Crowalho E.G., Shannon D.C.* A model of acoustic transmission in the respiratory system // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1989. V. 36. № 9. P. 925–933.
15. *Vovk I.V., Grinchenko V.T., Oleinik V.N.* Modeling the acoustic properties of the chest and measuring breath sounds // Acoustical physics. 1995. V. 41. № 5. P. 667–676.
16. *Vovk I.V., Zalutskii K.E., Krasnyi L.G.* An acoustic model of the human respiratory system // Acoustical physics. 1994. V. 40. № 5. P. 676–680.
17. *Mussel M.J.* The need for standards in recording and analyzing respiratory sounds // Med. Biol. Eng. Comput. March 1992. P. 129–139.
18. *Charbonneau G., Racineux J.J., Sudraud M., Tuchais E.* An accurate recording system and its use in breath sounds spectral analysis // J. Appl. Physiol. 1983. V. 55. № 4. P. 1120–1127.
19. *Pasterkamp H., Kraman S.S., Wodicka G.R.* Respiratory sounds. Advances beyond the stethoscope // Am. J. Respir. Crit. Care Med. 1997. V. 156. P. 974–987.
20. *Earis J.E., Cheetham B.M.G.* Current methods used for computerized respiratory sound analysis // Eur. Respir. Rev. 2000. V. 10. № 77. P. 586–590.



21. *Адамов А.И., Вовк И.В., Гринченко В.Т., Виноградный Г.П., Макаренко А.П., Майданник В.Г., Яценко В.П.* Устройство для аускультации // Пат. РФ № 2062047 С1. МПК А61 В7/04. Приоритет от 10.08.1992.
22. *Oliynik V.N.* Rational design of piezoaccelerometers for measurements on compliant surfaces // *Inter. J. Fluid Mech. Research.* 2002. V. 29. № 5. P. 613–627.
23. *Gavriely N., Palti Y., Alroy G.* Spectral characteristics of normal breath sounds // *J. Appl. Physiol.* 1981. V. 50. № 2. P. 307–314.
24. *Pastercamp H.* Neue entwicklungen und erkenntnisse bei der erforschung von atemgeräuschen // *Pneumologie.* 1992. V. 46. S. 602–611.
25. *Pastercamp H., Carson C., Daien D., Yuns Oh.* Digital respirosoundography new images of lung sounds // *Chest.* 1989. V. 96. № 6. P. 1405–1412.
26. *McKusick V.A., Jenkins J.T., Webb G.N.* The acoustic basis of the chest examination: studies by means of sound spectrography // *Am. Rev. Tuberc.* 1955. V. 72. P. 12–34.
27. *Бендат Дж., Пирсол А.* Прикладной анализ случайных данных. М.: Мир, 1989. 540 с.
28. *Бендат Дж., Пирсол А.* Приложения корреляционного и спектрального анализа. М.: Мир, 1982. 312 с.
29. *Chung J.Y.* Rejection of flow noise a coherence function method // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1977. V. 62. P. 338–346.
30. *Habib R.H., Chalker R.B., Bela Suki, Jackson A.C.* Airway geometry and wall mechanical properties estimated from subglottal input impedance in humans // *J. Appl. Physiol.* 1994. V. 77. № 1. P. 441–451.
31. *Vovk I.V., Vovk O.I.* Sound propagation in human bronchial tree. Part I. Theory // *Intern. Journ. Fluid Mech. Research.* 2001. V. 28. № 3. P. 313–329.
32. *Basovsky V.G., Vovk I.V., Vovk O.I.* Sound propagation in human bronchial tree. Part II. Analysis of numerical results // *Intern. Journ. Fluid Mech. Research.* 2001. V. 28. № 3. P. 330–340.
33. *Уэст Дж.* Физиология дыхания. Основы. М.: Мир, 1988. 200 с.
34. *Зосимов В.В., Лямшев Л.М.* Фракталы и скейлинг в акустике (обзор) // *Акустич. ж.* 1994. Т. 40. № 5. С. 709–737.
35. *Фракталы в физике.* М.: Мир, 1988. 672 с.
36. *Muzy J.F., Vachy E., Arneodo A.* Wavelets and multifractal formalism for singular signals: application to turbulence data // *Phys. Rev. Lett.* 1991. V. 67. P. 3515.
37. *Kantelhardt J.W., Zschiegner S.A., Koscielny-Brude E., Bunde A., Halvin S., Stanley E.* Multifractal detrended fluctuation analysis of nonstationary time series // *Physica A.* 2002. V. 316. P. 87–114.
38. *Федер Е.* Фракталы. М.: Мир, 1991. 260 с.