

УДК 534.222

В.И. КОРЕНБАУМ<sup>1,2</sup>, А.И. ДЬЯЧЕНКО<sup>3,4</sup>, И.А. ПОЧЕКУТОВА<sup>1</sup>,  
Е.В. КИРЬЯНОВА<sup>1</sup>, Ю.А. ШУЛАГИН<sup>4</sup>, А.А. ОСИПОВА<sup>4</sup>,  
А.Н. МИХАЙЛОВСКАЯ<sup>4</sup>, Ю.А. ПОПОВА<sup>4</sup>,  
А.Е. КОСТИВ<sup>1</sup>, С.Н. ШИН<sup>1</sup>

**АНАЛИЗ ФИЗИЧЕСКИХ ФАКТОРОВ,  
ВЛИЯЮЩИХ НА ПРОДОЛЖИТЕЛЬНОСТЬ ШУМОВ  
ФОРСИРОВАННОГО ВЫДОХА,  
РЕГИСТРИРУЕМЫХ НАД ТРАХЕЕЙ**

**Ключевые слова:** дыхательные шумы, форсированный выдох, продолжительность, сопротивление, дыхательные газовые смеси, статистический анализ, моделирование, механизмы

**Keywords:** lung sounds, forced exhalation, duration, resistance, breathing gas mixtures, statistical processing, simulation, mechanisms

## 1. Введение

Форсированный выдох — это широко распространенный дыхательный маневр. Он используется в качестве своеобразной функциональной нагрузки при тестировании состояния дыхательной системы человека. Форсированный выдох приводит к сложному биомеханическому взаимодействию структурных элементов легких. С помощью этого маневра удается выявлять даже небольшие отклонения в функционировании проводящих дыхательных путей, в частности увеличение сопротивления воздушному потоку, которое является характерным проявлением бронхиальной обструкции. Бронхиальная обструкция — основной признак таких распространенных и социально значимых заболеваний, как бронхиальная астма и хроническая обструктивная болезнь легких [1, 2].

<sup>1</sup> Тихоокеанский океанологический институт им. В.И. Ильичева ДО РАН, г. Владивосток.

<sup>2</sup> Дальневосточный федеральный университет, г. Владивосток.

<sup>3</sup> Институт общей физики им. А.М. Прохорова РАН, г. Москва.

<sup>4</sup> ГНЦ РФ Институт медико-биологических проблем РАН, г. Москва

© Коллектив авторов, 2012.

Лидирующее положение среди тестов вентиляционной функции легких занимают методы исследования биомеханических свойств (спирометрия, бодиплетизмография). Однако основным методом оценки бронхиальной проходимости — спирометрия — имеет определенные ограничения [3]. Наличие последних стимулирует исследователей к поиску новых подходов к изучению физиологии дыхания и разработке новых методов оценки вентиляционной функции легких.

Шумы форсированного выдоха (ФВ), в том числе и регистрируемые над трахеей, возникают в результате движения потока воздуха в проводящих дыхательных путях и являются косвенным проявлением биомеханических эффектов. Шумы в определенной степени позволяют судить о состоянии бронхиальной проходимости. В частности, продолжительность  $T$  трахеальных шумов ФВ, регистрируемых на трахее, оказалась довольно эффективным инструментом оценки состояния бронхиальной проходимости и выявления бронхиальной обструкции у больных бронхиальной астмой [4]. Однако влияние физических факторов на продолжительность трахеальных шумов ФВ оставалось мало исследованным.

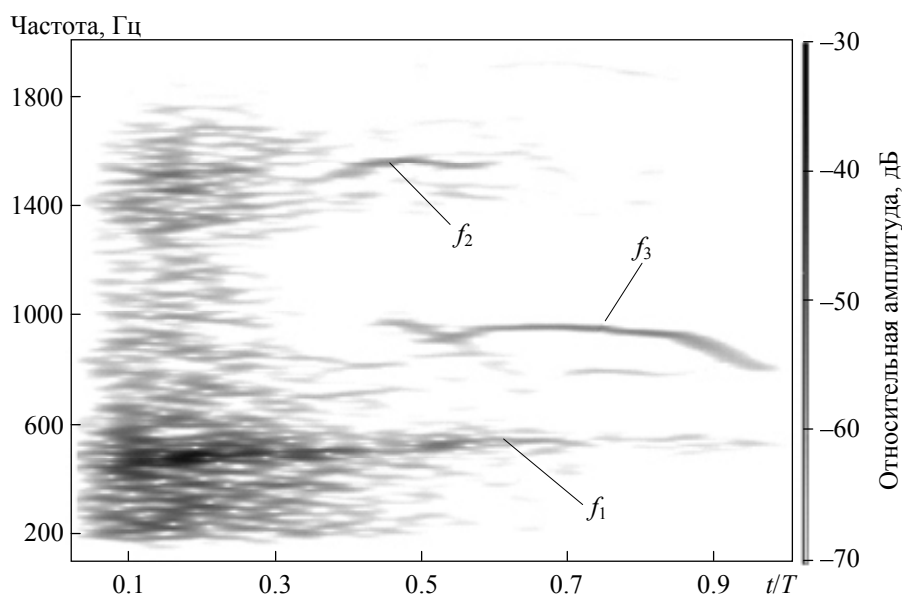
## **2. Особенности шумов ФВ и физическая модель шумообразования для трахеи**

Особенностью регистрируемых на трахее шумов ФВ (рис. 1) является наличие широкополосной и узкополосных составляющих — свистов форсированного выдоха (СФВ). С помощью 3D спектрального анализа удастся различать среднечастотные СФВ  $f_1$  (в полосе 400–600 Гц), наблюдаемые почти с самого начала ФВ до его конца, и высокочастотные СФВ (выше 600 Гц): ранние  $f_2$ , наблюдаемые в первой половине маневра, либо на всем протяжении маневра ФВ, поздние  $f_3$ , наблюдаемые во второй половине маневра ФВ [5].

При регистрации шумов ФВ с помощью акустического датчика, устанавливаемого на поверхности шеи над трахеей, просматривается два основных механизма формирования сигнала, регистрируемого акустическим датчиком.

Первый из них представляет собой суперпозицию собственно акустических шумов, излучаемых по просвету проводящих дыхательных путей. Этот механизм предполагает распространение акустического сигнала по воздушной среде [6]. Существование данной акустической компоненты вытекает с очевидностью из возможности воспринимать и широкополосные шумы ФВ, и СФВ на слух у рта совершающего маневр человека.

Вторым механизмом является так называемое псевдозвуковое воздействие вихрей на внутреннюю стенку трахеи в месте установки акустического датчика, схожее с воздействием на акустический датчик помех обтекания в воде [7]. В отличие от первого (акустического) механизма, в этом случае не требуется сжимаемости проводящей среды, а регистрируемые сигналы пропорциональны гидродинамическому давлению в вихревом потоке, усредненному по поверхности восприятия акустического датчика. Акустический датчик вследствие физики его функционирования не различает указанные механизмы формирования изменений давления на внутренней стенке трахеи, регистрируя эти со-



**Рис. 1.** Спектрограмма трахеальных шумов ФВ:  $f_1$  — дорожка среднечастотных СФВ в полосе 400–600 Гц на всем протяжении маневра,  $f_2$  — дорожка ранних высокочастотных СФВ (более 600 Гц),  $f_3$  — дорожка поздних высокочастотных СФВ (более 600 Гц),  $T$  — продолжительность трахеальных шумов ФВ;  $t_1 = 0.1T$ ,  $t_2 = 0.25T$ ,  $t_3 = 0.5T$ ,  $t_4 = 0.75T$

ставляющие сигнала одинаково. Второй механизм представляется вероятной причиной присутствия в регистрируемом сигнале широкополосной компоненты шумов ФВ и части СФВ при условии, что они образуются в результате отрывных явлений немного выше по потоку от места размещения датчика, т.е. во внутригрудном участке трахеи или в области ее бифуркации.

При использовании увеличения  $T$  в качестве признака бронхиальной обструкции различие механизмов происхождения шумов ФВ не имеет особого значения, так как оба механизма приводят к одному и тому же эффекту. Увеличение продолжительности шумов ФВ связано с задержкой опорожнения отдельных легочных единиц, имеющих повышенное аэродинамическое сопротивление. Шумообразование в дистальных отделах бронхиального дерева дает акустический эффект, а протекание задержанного в этих легочных единицах потока воздуха через просвет трахеи дает псевдозвуковые эффекты.

### 3. Регрессионная модель зависимости продолжительности трахеальных шумов ФВ от эквивалентного сопротивления дыхательных путей у здоровых мужчин

Из приближенных теоретических соображений с использованием однокомпонентной модели дыхательной системы и линеаризованной модели потоко-объемной характеристики [6, 8] для продолжительности трахеальных шумов ФВ получено соотношение

$$T \sim \text{ФЖЕЛ} \frac{|z|}{P_{e \max}}, \quad (1)$$

где  $|z| \sim P_{e \max} / \text{СОС}_{25-75}$  — оценка модуля эквивалентного экспираторного сопротивления центральной части бронхиального дерева, усредненного по участку от достижения ПОС<sub>выд</sub> до окончания маневра (при функциональном экспираторном стенозе);  $P_{e \max}$  — максимальное статическое экспираторное давление, регистрируемое у рта; ПОС<sub>выд</sub> — пиковая объемная скорость выдоха;  $\text{СОС}_{25-75}$  — средняя объемная скорость на уровне выдоха 25–75 % ФЖЕЛ; ФЖЕЛ — форсированная жизненная емкость легких — потоко-объемные параметры вентиляционной функции легких, определяемые при спирографии.

Из выражения (1) следует прямая зависимость  $T$  от биомеханических параметров: ФЖЕЛ,  $|z|$  и обратная — от  $P_{e \max}$ .

На модельной выборке из 32 здоровых молодых мужчин выявлена значимая корреляционная связь между параметрами, входящими в теоретическое соотношение (1):  $T$ , ФЖЕЛ,  $P_{e \max}$ ,  $|z|$ . Это позволило выполнить статистическое моделирование теоретического выражения (1) путем множественной лог-линейной регрессии:

$$\begin{aligned} \lg T \approx & -(0.69 \pm 0.37) + (1.05 \pm 0.27) \lg \text{ФЖЕЛ} + \\ & + (0.72 \pm 0.15) \lg |z| - (0.46 \pm 0.23) \lg P_{e \max}, \end{aligned} \quad (2)$$

где в скобках указаны значения регрессионных коэффициентов ( $M \pm SE$ ). Коэффициент детерминации регрессионной зависимости (2) составляет 0.57; статистическая значимость данной зависимости по критерию Фишера  $p < 0.001$ . Здесь и далее  $T$  — продолжительность трахеальных шумов ФВ в полосе частот 200–2000 Гц, измеренная по алгоритму [9].

Выполняя потенцирование левой части уравнения (2) и приравнивая аргументы логарифмов слева и справа, получаем

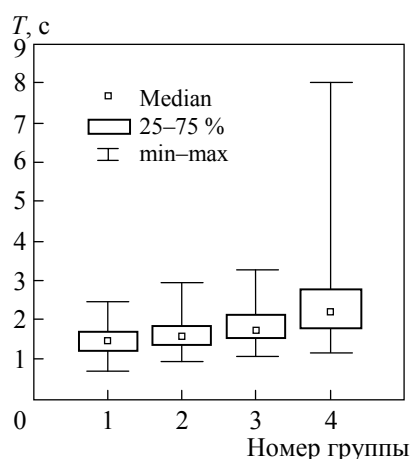
$$T \approx \frac{10^{-(0.69 \pm 0.37)} \text{ФЖЕЛ}^{(1.05 \pm 0.27)} |z|^{(0.72 \pm 0.15)}}{P_{e \max}^{(0.46 \pm 0.23)}}. \quad (3)$$

Из (3) следует, что в норме  $T$  зависит от эквивалентного экспираторного сопротивления дыхательной системы в фазе функционального экспираторного стеноза (в степени около 3/4), от форсированной жизненной емкости легких (в степени около 1) и величины прилагаемого усилия (в степени около  $-1/2$ ).

При нарушениях вентиляционной функции легких можно ожидать изменений параметров ФЖЕЛ,  $|z|$  и  $P_{e \max}$ , входящих в правую часть выражения (3). В случае легких нарушений бронхиальной проходимости будет повышаться только экспираторное сопротивление  $|z|$ , поскольку заметное снижение ФЖЕЛ в этих случаях практически не отмечается. Чаще страдают скоростные показатели. Для снижения  $P_{e \max}$  в этих условиях еще также нет существенных причин. Таким образом, параметры ФЖЕЛ и  $P_{e \max}$  становятся, по сути, индивидуальными коэффициентами пропорциональности между  $T$  и  $|z|$ . А связь эта, как мы видим из (3), довольно близка к линейной.

#### 4. Зависимость продолжительности трахеальных шумов ФВ от фактора вероятности нарушений бронхиальной проходимости

В работе [4] на нескольких группах здоровых и больных бронхиальной астмой молодых мужчин построена диаграмма (рис. 2), характеризующая  $T$  в этих группах. С помощью непараметрического дисперсионного анализа (тест Крускала–Уоллеса ANOVA) выявляются статистически значимые различия



**Рис. 2.** Продолжительность трахеальных шумов ФВ в различных группах молодых мужчин: 1 — здоровые некурящие лица (77 чел.), 2 — здоровые курильщики (44 чел.), 3 — больные бронхиальной астмой с неподтвержденной обструкцией (78 чел.), 4 — больные бронхиальной астмой с подтвержденной обструкцией (71 чел.)

по  $T$  между всеми указанными группами ( $p < 0.0001$ ). Последующее парное сравнение (U-тест Манна–Уитни) выявило значимые различия ( $p < 0.001$ ) между всеми анализируемыми группами, кроме здоровых некурящих лиц и здоровых курильщиков. Эти различия в сочетании с видом диаграммы (см. рис. 2) свидетельствуют о существенном влиянии фактора — назовем его «фактор вероятности нарушений бронхиальной проходимости» — на акустический параметр  $T$ . Вероятность наличия нарушений бронхиальной проходимости очевидно увеличивается от группы здоровых некурящих лиц к группе больных со спирографически подтвержденной обструкцией. Таким образом, в этих группах, как и в регрессионной модели (3), величина  $T$  связана с сопротивлением дыхательных путей при ФВ. Следовательно, исследуя физические факторы, воздействующие на  $T$ , необходимо анализировать факторы, изменяющие сопротивление дыхательных путей.

#### 5. Форсированный выдох в измененных газовых средах

Одним из факторов, воздействующих на сопротивление дыхательных путей, являются измененные газовые среды. Такие среды широко используются для дыхания человека в условиях водолазных погружений, авиационных и космических полетов, горно-спасательных и пожарных работ и т.д. Кроме того, изменение физических характеристик дыхательных газовых смесей (ДГС) позволяет прояснить некоторые фундаментальные аспекты физиологии и биомеханики дыхания, в частности связанные с формированием дыхательных звуков. Тем не менее исследований на эту тему немного [10–12]. Нами проведены два эксперимента при дыхании ДГС, отличающимися плотностью, давлением и объемной адиабатической сжимаемостью.

В первом из них ФВ выполнялся при нормальном давлении в комнатных условиях при температуре 22–25°C воздухом (серия «а»), кислородно-гелие-

вой смесью (КГС-серия «h») и кислородно-криптоновой смесью (ККрС-серия «k»). КГС и ККрС приготовлены ООО «Акела-Н». В исследовании приняли участие 25 здоровых добровольцев (19 мужчин и 6 женщин в возрасте от 22 до 60 лет). Все обследуемые лица дали информированное согласие на проведение исследований. Программа эксперимента была одобрена комиссией по биоэтике ГНЦ РФ ИМБП РАН.

Физические характеристики ДГС приведены в табл. 1а, б. Для вычисления плотности и сжимаемости ДГС использовали известные справочные данные о свойствах каждого из газов, входящих в состав использованных ДГС, а также известные соотношения для двухкомпонентных газовых смесей [13]:

плотность

$$\rho = n_1\rho_1 + n_2\rho_2, \quad (4)$$

динамическая вязкость

$$\eta = \frac{\eta_1}{1 + (n_2/n_1)\Phi_{12}} + \frac{\eta_2}{1 + (n_1/n_2)\Phi_{21}}, \quad (5)$$

где

$$\Phi_{12} = \frac{\left[1 + (n_1/n_2)^{1/2} (M_2/M_1)^{1/4}\right]^2}{2\sqrt{2}(1 + M_1/M_2)}.$$

**Таблица 1а.** Плотность и адиабатическая сжимаемость исследованных ДГС при температуре 37°C

ДГС	Плотность, кг/м <sup>3</sup> , при давлении 1 атм	Плотность, кг/м <sup>3</sup> , при давлении 2.63 атм	Адиабатическая сжимаемость, атм <sup>-1</sup> , при давлении 1 атм	Адиабатическая сжимаемость, атм <sup>-1</sup> , при давлении 2.63 атм
КГС (25 % O <sub>2</sub> ) (h)	0.46	1.26	0.634	0.238
Воздух (21 % O <sub>2</sub> ) (a)	1.15	3.31	0.718	0.272
ККрС (21 % O <sub>2</sub> ) (k)	2.74	—	0.630	—

**Таблица 1б.** Вязкости исследованных ДГС при температуре 37°C

ДГС	Динамическая вязкость, Н·с·м <sup>-2</sup> , при давлении 1 атм	Динамическая вязкость, Н·с·м <sup>-2</sup> , при давлении 2.63 атм	Кинематическая вязкость, с <sup>-1</sup> ·м <sup>2</sup> , при давлении 1 атм	Кинематическая вязкость, с <sup>-1</sup> ·м <sup>2</sup> , при давлении 2.63 атм
КГС (25 % O <sub>2</sub> ) (h)	1.96·10 <sup>-5</sup>	1.99·10 <sup>-5</sup>	4.26·10 <sup>-5</sup>	1.58·10 <sup>-5</sup>
Воздух (21 % O <sub>2</sub> ) (a)	1.86·10 <sup>-5</sup>	1.58·10 <sup>-5</sup>	1.62·10 <sup>-5</sup>	0.48·10 <sup>-5</sup>
ККрС (21 % O <sub>2</sub> ) (k)	2.58·10 <sup>-5</sup>	—	0.94·10 <sup>-5</sup>	—

Зависимости вязкости от температуры, установленные на основании обобщения большого количества экспериментальных данных, имеют вид [14]

$$\eta = \eta_{T_0} \sqrt{\frac{T}{T_0} \frac{1 + C/T_0}{1 + C/T}}. \quad (6)$$

Адиабатическая сжимаемость равна

$$b = \frac{1}{V} \frac{dV}{dP} = \frac{1}{\gamma_1 P_1 + \gamma_2 P_2}. \quad (7)$$

Здесь  $n_1, n_2, \rho_1, \rho_2, M_1, M_2, \gamma_1, \gamma_2, P_1, P_2$  — соответственно молярные концентрации, плотности, молекулярные веса, постоянные адиабаты и давления первого и второго газов смеси,  $V$  — объем,  $P$  — давление газовой смеси.

Вдыхаемый воздух и ККрС содержали 21 % кислорода. Вдыхаемая КГС содержала 25 % кислорода. Поэтому для воздуха и ККрС  $n_1 = 0.21$  и  $n_2 = 0.79$ , для КГС  $n_1 = 0.25$  и  $n_2 = 0.75$ .

Плотности и сжимаемости ДГС вычисляли для вдыхаемого увлажненного газа, насыщенного парами воды при температуре 37°C с парциальным давлением 47 мм рт. ст.

Все парциальные давления газов в ходе увлажнения изменяются в соответствии с уравнением

$$P_{i\text{согг}} = \frac{P_i (P_b - 47)}{P_b}. \quad (8)$$

Здесь  $P_i$  — парциальное давление газа  $i = 1, 2$  в сухом воздухе,  $P_{i\text{согг}}$  — парциальное давление газа в увлажненном воздухе,  $P_b$  — суммарное (барометрическое) давление всех газов. Постоянные адиабаты равны соответственно 1.66 (гелий, криптон), 1.398 (кислород, азот), 1.33 (вода). Динамические вязкости ДГС определялись согласно [15].

В рассматриваемом эксперименте основной изменяющейся физической характеристикой ДГС была плотность (табл. 1а, столбец 2). Различия ДГС по объемному адиабатическому модулю сжимаемости были незначительны (табл. 1а, столбец 4). Различия коэффициентов динамической вязкости ДГС также не очень велики, однако коэффициенты кинематической вязкости различались значительно (см. табл. 1б). Поэтому числа Рейнольдса при одинаковых скоростях также существенно отличались.

В первом эксперименте обследование проводили в лаборатории при дыхании воздухом (а) или КГС (h) и ККрС (к) из пневматической системы, включающей мешок, клапаны и газовые краны. Мешок заполняли нужной газовой смесью. Испытуемый 3–4 мин дышал из мешка для установления в легких нужного состава газа, затем делал два спокойных глубоких выдоха и вдоха и форсированный выдох в окружающую атмосферу (вдох опять из мешка). На нос испытуемого накладывался зажим.

Второй эксперимент проводился в барокамере — основном отсеке глубоководного водолазного комплекса ГВК-250 в ГНЦ РФ ИМБП РАН. В исследовании приняли участие шесть здоровых испытуемых — добровольцев (муж-

чин) в возрасте от 25 до 46 лет. Все обследуемые лица дали информированное согласие на проведение исследований. Программа эксперимента была одобрена комиссией по биоэтике ГНЦ РФ ИМБП РАН.

Сначала проводили спирографическое и акустическое обследование при нормальном давлении 1 атм (0.1 МПа) при дыхании комнатным воздухом или КГС и ККрС из пневматической системы, включающей мешок, клапаны и газовые краны. Процедура дыхания различными ДГС была аналогична первому эксперименту.

Те же испытуемые совершали ФВ в барокамере в среде с повышенным до 2.63 атм (0.263 МПа) давлением, соответствующем «водолазному спуску» на глубину 16.3 м (см. табл. 1), при дыхании воздухом (серия «a16») и КГС (серия «h16»). На нос испытуемым накладывался зажим. В каждой использованной ДГС испытуемые выполняли от двух до восьми маневров ФВ. Температура воздуха и вдыхаемой КГС в барокамере составляла 25–29°C. Подробнее методика эксперимента описана в работе [16].

В этом эксперименте в барокамере использовались ДГС с разным составом и давлением. ДГС различались двумя физическими характеристиками: плотностью (табл. 1а, столбцы 1, 2) и объемным адиабатическим модулем сжимаемости (табл. 1а, столбцы 3, 4). Как известно, коэффициенты динамической вязкости однокомпонентных газов от давления не зависят [13]. В силу приведенных выше уравнений для вязкости смесей мы предполагаем, что это справедливо и для двухкомпонентных ДГС. Так как коэффициенты динамической вязкости всех использованных ДГС мало отличаются (в пределах 20 %), то коэффициенты кинематической вязкости определяются преимущественно изменением плотности (см. табл. 1б).

Как следует из табл. 1, плотности воздуха при нормальном давлении («а») и КГС при давлении 2.63 атм («h16») примерно одинаковы, тогда как модуль объемной адиабатической сжимаемости у второй ДГС в два с лишним раза меньше, чем у первой. Напротив, адиабатические сжимаемости воздуха и КГС при давлении 2.63 атм («a16» и «h16») близки, в то время как плотность второй ДГС меньше, чем у первой более чем в два раза. Эти отличия физических свойств ДГС использованы далее для анализа акустических параметров ФВ.

Следует отметить, что в обоих экспериментах физические характеристики ДГС рассчитывались для условий увлажненной вдыхаемой смеси при температуре тела, т.е. смеси, содержащей пары воды под давлением 62.7 гПа. Такой состав ДГС устанавливается в мертвом пространстве перед началом ФВ. В ходе форсированного выдоха состав ДГС, проходящей через дыхательные пути, немного изменяется. Однако это изменение незначительно по следующим причинам. Перед ФВ испытуемые делали два глубоких вдоха и выдоха, поэтому выдыхаемая ДГС содержала кислород и углекислый газ в количествах, промежуточных между увлажненной вдыхаемой ДГС и обычным альвеолярным газом, устанавливающимся при стационарном газообмене. Альвеолярный газ отличается от вдыхаемой ДГС заменой нескольких процентов кислорода (молекулярный вес 32) на углекислый газ (молекулярный вес 44). Поэтому в ходе выдоха плотности ДГС могут возрастать в пределах 1 % от рассчитанных

и указанных в табл. 1, что не должно существенно влиять на точность получаемых оценок.

## 6. Регистрация и обработка акустических сигналов

В первом эксперименте акустический датчик на основе легкого акселерометра [17] устанавливался на двусторонней клейкой ленте в области яремной ямки над трахеей обследуемого. Запись шумов ФВ проводилась с помощью аппаратно-программного комплекса PowerLab (ADInstruments).

Во втором, барокамерном эксперименте регистрировали шумы ФВ над трахеей в области боковой поверхности шеи [18]. Перед форсированным выдохом на боковой поверхности шеи спереди от правой грудино-ключично-сосцевидной мышцы самим обследуемым устанавливался акустический датчик. Запись шумов ФВ проводилась с помощью аппаратно-программного комплекса ПФТ [9].

Оцифрованные акустические сигналы анализировали с помощью специализированного программного обеспечения, определяя в полосе частот 200–2000 Гц общую продолжительность шумов  $T$ , а также полосовые характеристики продолжительностей в 200-Гц полосах частот:  $T_{200-400}$ ,  $T_{400-600}$ ,  $T_{600-800}$ ,  $T_{800-1000}$ ,  $T_{1000-1200}$ ,  $T_{1200-1400}$ ,  $T_{1400-1600}$ ,  $T_{1600-1800}$ ,  $T_{1800-2000}$ .

При статистической обработке акустических параметров использовали программу Statistica (StatSoft). Применяли непараметрические методы оценки достоверности различий между связанными выборками: дисперсионный анализ Фридмана (Friedman ANOVA), тест Уилкоксона (Wilcoxon T-test), а для независимых выборок — дисперсионный анализ Краскела–Уоллеса (Kruskal–Wallis ANOVA by Ranks) и тест Манна–Уитни (Mann–Whitney U-test). Для оценки связи между параметрами использовали непараметрические коэффициенты корреляции Спирмена. Во втором эксперименте оценивали также индивидуальные изменения (динамику) продолжительности трахеальных шумов форсированного выдоха при переходе с дыхания одной ДГС на другую.

## 7. Результаты эксперимента с ДГС, отличающимися по плотности

Результаты первого эксперимента представлены в табл. 2, где приведена описательная статистика акустических параметров ФВ, усредненных по выборке (ансамблю) обследуемых для каждой из ДГС (столбцы 2–4), и статистические значимости ( $p$ ) тестов оценки достоверности различий.

Согласно тесту Фридмана (табл. 2, столбец 5), являющемуся вариантом непараметрического дисперсионного анализа для связанных выборок, плотность ДГС является фактором, достоверно влияющим на величины дисперсии всех рассматриваемых акустических параметров.

Общая тенденция для временных параметров трахеальных шумов ФВ характеризуется увеличением по мере роста плотности ДГС. Так, при построении зависимости медиан продолжительностей шумов ФВ в полосе частот 200–2000 Гц от плотности ДГС становится очевидной почти идеальная прямая линейная связь (рис. 3):

$$T = (1.21 \pm 0.04) + (0.34 \pm 0.02)\rho, \quad R = 0.998, \quad p = 0.044. \quad (9)$$

где  $R$  — коэффициент корреляции Пирсона.

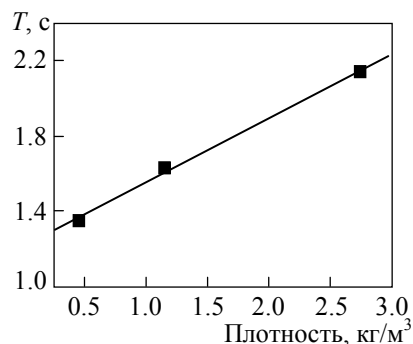
Вместе с тем значения описательной статистики и результаты сравнения средних тенденций между парами ДГС с помощью теста Уилкоксона (табл. 2, столбцы 6–8) свидетельствуют об изменении характера влияния плотности на высоких и низких частотах. Действительно, для высокочастотного диапазона

**Таблица 2.** Описательная статистика акустических параметров ФВ ( $n = 25$ ) и достоверность их различий между ДГС при нормальном давлении (первый эксперимент)

Параметр	КГС (h) Me (LQ; HQ)	Воздух (a) Me (LQ; HQ)	ККрС (k) Me (LQ; HQ)	h-a-k F, p $n = 24$	h-a W, p $n = 24$	h-k W, p $n = 24$	a-k W, p $n = 24$
$T, c$	1.35 (1.11; 1.54)	1.63 (1.31; 1.91)	2.14 (1.7; 3.25)	0.000	0.004	0.000	0.000
$T_{200-400}, c$	0.98 (0.91; 1.07)	1.16 (1.031; 1.32)	1.81 (1.5; 2.16)	0.000	0.005	0.000	0.000
$T_{400-600}, c$	0.97 (0.87; 1.12)	1.13 (1.0; 1.29)	1.73 (1.51; 2.26)	0.000	0.043	0.000	0.000
$T_{600-800}, c$	1.01 (0.82; 1.15)	1.26 (1.13; 1.56)	1.72 (1.42; 2.44)	0.000	0.000	0.000	0.000
$T_{800-1000}, c$	0.97 (0.88; 1.08)	1.23 (1.11; 1.56)	1.59 (1.39; 2.06)	0.000	0.002	0.001	0.000
$T_{1000-1200}, c$	0.96 (0.88; 1.13)	1.17 (0.96; 1.59)	1.47 (1.16; 1.86)	0.000	0.004	0.002	0.001
$T_{1200-1400}, c$	1.05 (0.93; 1.25)	1.17 (1.02; 1.53)	1.47 (1.24; 2.12)	0.000	0.03	0.001	0.000
$T_{1400-1600}, c$	1.09 (0.89; 1.33)	1.11 (0.91; 1.58)	1.64 (1.32; 2.57)	0.000	н/д	0.000	0.000
$T_{1600-1800}, c$	1.25 (1.02; 1.47)	1.24 (1.08; 1.72)	1.75 (1.52; 2.76)	0.000	н/д	0.000	0.000
$T_{1800-2000}, c$	0.85 (0.76; 1.05)	0.93 (0.71; 1.16)	1.37 (0.94; 1.65)	0.001	н/д	0.000	0.001

*Примечание:* н/д —  $p > 0.05$ , F — дисперсионный анализ Фридмана, W — тест Уилкоксона.

**Рис. 3.** Зависимость медиан общей продолжительности трахеальных шумов ФВ  $T$  в полосе частот 200–2000 Гц от плотности ДГС  $\rho$  при нормальном давлении: квадраты — экспериментальные точки, линия — линейная аппроксимация  $T = (1.21 \pm 0.04) + (0.34 \pm 0.02)\rho$ ,  $R = 0.998$ ,  $p = 0.044$



(от 1400 до 2000 Гц) наблюдается выравнивание полосовых продолжительностей трахеальных шумов ФВ в паре КГС–воздух («h–a», столбец 6).

### 8. Результаты барокамерного эксперимента

Результаты второго эксперимента получены с помощью двух подходов. Во-первых, они представлены в виде табл. 3, где показана описательная статистика акустических параметров, усредненных по выборке (ансамблю) всех попыток маневров ФВ, сделанных шестью обследуемыми с каждой ДГС (столбцы 2–4), и статистические значимости ( $p$ ) тестов оценки достоверности различий акустических параметров между разными ДГС (столбцы 5–8). Во-вторых, в виде табл. 4, где представлены максимальные значения общей продолжительности трахеальных шумов ФВ  $T$ , достигнутые каждым из обследуемых в каждой ДГС, и индивидуальная динамика этого акустического параметра при переходе с одной ДГС на другую.

Усреднение по попыткам (см. табл. 3) необходимо из-за малого количества испытуемых, число которых было ограничено профессиональным допуском к работе в гипербарической камере. Согласно тесту Краскела–Уоллеса (табл. 3, столбец 5), являющемуся вариантом непараметрического дисперсионного анализа для независимых выборок, вид ДГС достоверно влияет на полосовые

**Таблица 3.** Описательная статистика усредненных акустических параметров и достоверность их различий между ДГС в барокамерном эксперименте (второй эксперимент)

Параметр	a ( $n = 17$ ) Me (LQ; HQ)	a16 ( $n = 34$ ) Me (LQ; HQ)	h16 ( $n = 32$ ) Me (LQ; HQ)	a–a16–h16 KW, $p$	a–a16 MW, $p$	a–h16 MW, $p$	h16–a16 MW, $p$
$T$ , с	2.07 (1.89; 3.1)	2.73 (1.67; 4.52)	2.08 (1.59; 4.28)	н/д	н/д	н/д	н/д
$T_{200-400}$ , с	1.34 (0.97; 1.92)	1.85 (1.31; 2.73)	1.65 (1.19; 2.44)	н/д	н/д	н/д	н/д
$T_{400-600}$ , с	1.44 (0.91; 1.93)	1.69 (1.27; 3.03)	1.38 (0.98; 2.78)	н/д	н/д	н/д	н/д
$T_{600-800}$ , с	1.44 (1.12; 1.8)	1.60 (1.28; 3.16)	1.53 (1.03; 3.07)	н/д	н/д	н/д	н/д
$T_{800-1000}$ , с	1.33 (0.97; 1.71)	1.64 (1.22; 3.34)	1.51 (1.04; 2.98)	н/д	н/д	н/д	н/д
$T_{1000-1200}$ , с	1.59 (1.16; 2.19)	1.84 (1.48; 3.36)	1.28 (1.02; 3.38)	н/д	н/д	н/д	0.037
$T_{1200-1400}$ , с	1.3 (1.02; 2.14)	2.19 (1.58; 3.35)	1.68 (1.09; 3.56)	н/д	0.03	н/д	н/д
$T_{1400-1600}$ , с	1.11 (0.96; 1.78)	2.13 (1.36; 3.92)	1.68 (1.15; 3.22)	0.021	0.006	н/д	н/д
$T_{1600-1800}$ , с	0.94 (0.81; 1.55)	1.85 (1.28; 3.35)	1.66 (1.29; 2.97)	0.002	0.001	0.002	н/д
$T_{1800-2000}$ , с	1.0 (0.85; 1.6)	1.5 (1.21; 2.3)	1.66 (1.40; 2.87)	0.007	0.02	0.003	н/д

*Примечание:* н/д —  $p > 0.05$ , KW — дисперсионный анализ Краскела–Уоллеса, MW — тест Манна–Уитни.

**Таблица 4.** Максимальная общая продолжительность трахеальных шумов ФВ и ее динамика в различных парах ДГС (второй эксперимент,  $n = 6$ )

№	ДГС	$T$ , с	$\Delta T_{a-a16}$ , %	$\Delta T_{a-h16}$ , %	$\Delta T_{h16-a16}$ , %
1	a	2.20	139	146	-3
	a16	5.26			
	h16	5.40			
2	a	2.65	31	6	24
	a16	3.48			
	h16	2.811			
3	a	5.97	148	149	0
	a16	14.79			
	h16	14.85			
4	a	2.07	180	80	55
	a16	5.79			
	h16	3.73			
5	a	2.08	22	9	12
	a16	2.54			
	h16	2.26			
6	a	4.45	-48	-68	40
	a16	2.32			
	h16	1.66			

продолжительности только в высокочастотной области 1400–2000 Гц. Для диапазона частот ниже 1000 Гц такой зависимости не наблюдается.

Заметим, что здесь достоверных различий по общей продолжительности  $T$  между разными парами ДГС (тест Манна–Уитни) также не наблюдается. В то же время имеются отдельные различия в полосовых акустических характеристиках. Так, при переходе от ДГС «h16» к ДГС «a16» (столбец 8), характеризуем ростом плотности при неизменной адиабатической сжимаемости, наблюдается увеличение продолжительности шумов ФВ в полосе частот 1000–1200 Гц. При переходе от ДГС «a» к ДГС «h16», характеризуем уменьшением адиабатической сжимаемости при неизменной плотности, наблюдается увеличение продолжительности шумов ФВ в полосе частот 1600–2000 Гц. Наконец, при переходе от ДГС «a» к ДГС «a16», характеризуем и уменьшением сжимаемости, и ростом плотности, наблюдается увеличение продолжительности шумов ФВ в полосе частот 1200–2000 Гц. Таким образом, одновременное увеличение плотности ДГС и снижение ее адиабатической сжимаемости приводит к наиболее выраженному росту продолжительности высокочастотных составляющих шумов ФВ.

Максимальные значения общей продолжительности трахеальных шумов ФВ более пригодны для анализа индивидуальной динамики при переходе испытуемых с одной ДГС на другую (см. табл. 4) и для оценки связи акустических параметров с физическими характеристиками ДГС.

Что касается индивидуальной динамики акустических характеристик ФВ, то значимым порогом изменения  $T$  при переходе с одной ДГС на другую мы

**Таблица 5.** Значимые корреляционные связи между полосовыми продолжительностями максимальных попыток и физическими факторами ДГС

	Коэффициент корреляции Спирмена	Статистическая значимость, $p$
Плотность и $T_{1400-1600}$	0.47	0.048
Плотность и $T_{1600-1800}$	0.55	0.018
Адиабатическая сжимаемость и $T_{1600-1800}$	-0.47	0.048
Адиабатическая сжимаемость и $T_{1800-2000}$	-0.51	0.03

полагали относительное приращение по сравнению с исходной ДГС, равное 20% [19]. При переходе между воздухом при нормальном давлении и воздухом при повышенном давлении («a–a16») значимая индивидуальная динамика  $T$  наблюдается у всех испытуемых, однако у одного из испытуемых знак динамики обратный. При переходе между воздухом при нормальном давлении и КГС при повышенном давлении («a–h16») значимая индивидуальная динамика  $T$  наблюдается у четырех испытуемых из шести (у одного из испытуемых знак динамики обратный). Наконец, при переходе между КГС и воздухом при повышенных давлениях («h16–a16») значимая динамика, причем одного знака, наблюдается у трех испытуемых из шести. Поскольку в последней паре ДГС увеличивается только плотность, эта картина в целом согласуется с полученной в первом эксперименте. Уменьшение адиабатической сжимаемости приводит к разнонаправленному изменению продолжительности трахеальных шумов ФВ. Это, видимо, и объясняет тот факт, что отличия средних по группе испытуемых величин  $T$  между ДГС во втором эксперименте (см. табл. 3) не достигают уровня статистической значимости.

При анализе взаимосвязи между акустическими параметрами и физическими характеристиками ДГС (плотность и адиабатическая сжимаемость) выявлена статистически значимая обратная корреляция средней силы высокочастотных полосовых продолжительностей трахеальных шумов ФВ в полосе частот 1600–2000 Гц с адиабатической сжимаемостью ДГС ( $-0.47 > r > -0.59$ ,  $p < 0.05$ ; табл. 5). Заметим, что именно эти высокочастотные полосовые акустические параметры ФВ в наибольшей степени изменялись при переходе от ДГС с большей адиабатической сжимаемостью к ДГС с меньшей адиабатической сжимаемостью в смысле средних тенденций (см. табл. 3). Таким образом, высокочастотные полосовые продолжительности трахеальных шумов ФВ, по-видимому, управляются в большей степени адиабатической сжимаемостью ДГС, чем ее плотностью.

## 9. Обсуждение результатов

Заметим, что прямо сравнивать данные всех проведенных экспериментов нельзя, так как для их выполнения использовались разные приборы и процедуры измерения. Однако мы вправе сравнить зависимости акустических параметров ФВ от проанализированных физических факторов.

Для группы из 32 здоровых обследуемых с помощью регрессионного моделирования была установлена прямая и близкая к линейной связь продолжительности трахеальных шумов ФВ в полосе частот 200–2000 Гц с эквивалентным сопротивлением бронхиального дерева в фазе экспираторного стеноза.

Для группы из 270 человек с разным уровнем наличия бронхиальной обструкции с помощью непараметрического дисперсионного анализа была установлена статистически значимая прямая зависимость продолжительности трахеальных шумов ФВ в полосе частот 200–2000 Гц от некоторой меры увеличения бронхиального сопротивления, названной фактором вероятности нарушений бронхиальной проходимости.

С учетом полученных результатов далее исследовалась зависимость продолжительности трахеальных шумов ФВ от физических факторов, изменяющих сопротивление дыхательных путей. В этом качестве использовались ДГС с различными характеристиками.

В первом эксперименте с ДГС разной плотности выявлена прямая линейная зависимость продолжительности трахеальных шумов ФВ в полосе 200–2000 Гц от плотности ДГС (см. рис. 3). Полосовые 200-Гц продолжительности трахеальных шумов ФВ подчиняются этой же закономерности, за исключением высокочастотного диапазона 1400–2000 Гц (см. табл. 2).

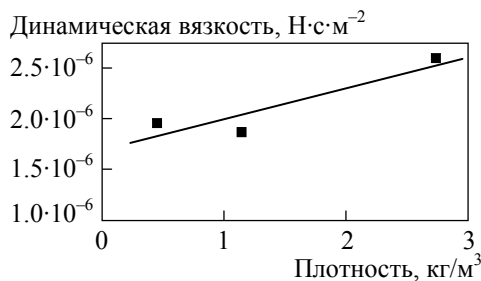
Исследуемые ДГС имеют небольшую разницу по динамической вязкости (см. табл. 1б). Интересно выяснить, не влияет ли вязкость на вид зависимости  $T$  от плотности (см. рис. 3). Зависимость динамической вязкости от плотности имеет вид (рис. 4)

$$\eta = (1.7 \cdot 10^{-5} \pm 2.4 \cdot 10^{-6}) + (3.1 \cdot 10^{-6} \pm 1.4 \cdot 10^{-6}) \rho, \quad (10)$$

$$R = 0.91, \quad p = 0.27.$$

При этом крутизна аппроксимирующей линии (10) на несколько порядков меньше, чем крутизна линии (9), аппроксимирующей зависимость  $T$  от плотности. Таким образом, влияние изменения вязкости ДГС на выявленную зависимость может быть признано ничтожно малым.

Обсудим полученную зависимость  $T$  от плотности. Рассмотрим сначала ламинарный поток жидкости согласно закону Пуазейля [20]. В этом случае



**Рис. 4.** Зависимость динамической вязкости  $\eta$  от плотности ДГС  $\rho$  при нормальном давлении: квадраты — значения из табл. 1б, линия — линейная аппроксимация  $\eta = (1.7 \cdot 10^{-5} \pm 2.4 \cdot 10^{-6}) + (3.1 \cdot 10^{-6} \pm 1.4 \cdot 10^{-6}) \rho$ ,  $R = 0.91$ ,  $p = 0.27$

расход потока в некоторой эквивалентной трубе, описывающей бронхиальное дерево, задается формулой

$$Q = \frac{\pi d^4}{128\eta l} \Delta P, \quad (11)$$

где  $\eta$  — динамическая вязкость,  $d$  — диаметр трубы,  $l$  — длина трубы,  $\Delta P = P_1 - P_2$  — разность давлений на концах трубы (примерно соответствующая  $P_{e \max}$ ). Эквивалентное сопротивление этой трубы можно записать как

$$|z| \sim \frac{\Delta P}{Q} \sim \frac{128\eta l}{\pi d^4}. \quad (12)$$

Однако выражение (12) не содержит явной зависимости от плотности. Поскольку  $T$  прямо пропорционально эквивалентному бронхиальному сопротивлению (3), а влияние динамической вязкости пренебрежимо мало, пуазелевский ламинарный поток не может объяснить полученную зависимость  $T$  от плотности ДГС (9).

Рассмотрим теперь турбулентный поток, определяемый законом Блазиуса. В этом случае [20] задается коэффициент гидравлического трения

$$\lambda = 0.3164 / \text{Re}^{1/4}, \quad (13)$$

где  $\text{Re} = vd/\nu$  — число Рейнольдса,  $v$  — линейная скорость потока,  $\nu = \eta/\rho$  — кинематическая вязкость. Перепад давлений  $P_1$  и  $P_2$  в трубе определяется формулой

$$P_1 - P_2 = \lambda \frac{l}{d} \frac{\rho v^2}{2}, \quad (14)$$

где  $\rho$  — плотность. Комбинируя (13) и (14), получаем:

$$|z| = \frac{P_1 - P_2}{Q} \approx 0.2 \frac{v^{1/4} v^{3/4} l \rho}{d^{13/4}} \quad (15)$$

или, собирая все члены, зависящие от плотности,

$$|z| \sim \rho^{3/4}. \quad (16)$$

С учетом формулы (3) получаем

$$T \sim \rho^{0.5}. \quad (17)$$

Формула (17) находится в более близком согласии с экспериментально найденной зависимостью (9), чем формула (12).

Отсюда следует, что трахеальные шумы ФВ в большей мере определяются вихревым потоком в бронхиальном дереве (закон Блазиуса), чем ламинарным (закон Пуазейля). Этот вывод находится в согласии с эмпирической моделью [21], объяснявшей наиболее интенсивные акустические шумы ФВ шумом развитого турбулентного потока и срывом вихрей на бифуркациях бронхиально-

го дерева (резкое увеличение сечения трубы). В то же время, согласно [22], отрыв потока, вихреобразование и генерация шума происходят в области перехода от внутригрудного к внегрудному участку трахеи. Динамическое сужение трахеи из-за повышенного внутригрудного давления существенно уменьшает просвет ее внутригрудного участка. Внегрудной участок остается расправленным, поэтому в области перехода происходит резкое увеличение сечения канала. Области динамического сужения трахеи и голосовой щели являются самыми узкими участками дыхательного тракта с резкими изменениями сечения, поэтому в них турбулентность потока ФВ должна быть выражена особенно сильно. Генерация шума в области динамического сужения трахеи может быть одним из механизмов генерации шумов ФВ, особенно псевдозвуковых.

Во втором (барокамерном) эксперименте установлена значимая обратная связь высокочастотных полосовых продолжительностей трахеальных шумов ФВ (1600–2000 Гц) с адиабатической сжимаемостью ДГС. Хотя в парах «a–a16», «a–h16» наблюдаемые акустические эффекты могут быть частично объяснены вызванным изменением давления ростом парциального давления кислорода (т.е. эффектом токсической гипероксии [23]), для пары «h16–a16» это различие между ДГС становится несущественным.

Выявленный в ходе двух экспериментов разный характер влияния плотности и адиабатической сжимаемости ДГС на низко-, средне- (ниже 1400 Гц) и высокочастотные (выше 1600 Гц) полосовые продолжительности ФВ заставляет предположить возможность существования различных механизмов образования трахеальных шумов ФВ в этих диапазонах частот. Эта гипотеза координирует с результатами акустико-биомеханического моделирования механизмов и зон шумообразования свистящих звуков форсированного выдоха [24], откуда, в частности, следует возможность образования свистов в средне- и высокочастотной полосах за счет срыва вихрей и динамического флаттера соответственно.

## 10. Выводы

1. Продолжительность трахеальных шумов форсированного выдоха в полосе 200–2000 Гц зависит от сопротивления дыхательных путей.
2. Продолжительность трахеальных шумов форсированного выдоха в полосе 200–2000 Гц линейно зависит от плотности дыхательной газовой смеси.
3. Выявленный вид зависимости продолжительности трахеальных шумов форсированного выдоха в полосе 200–2000 Гц от плотности дыхательной газовой смеси позволяет связать основной механизм их шумообразования с турбулентностью потока.
4. Плотность и адиабатическая сжимаемость дыхательной газовой смеси оказывают различное влияние на низко-, средне- и высокочастотные полосовые (200 Гц) продолжительности трахеальных шумов форсированного выдоха.

Исследования выполнены при частичной поддержке Госконтракта РФ № 1490 от 30.03.2006 и программы Президиума РАН «Фундаментальные науки — медицине».

## ABSTRACT

On the base of analysis of a few independent experiments we established that duration of tracheal forced expiratory sounds in the frequency range from 200 to 2000 Hz directly depends on airways resistance and density of breathing gas mixture. A relationship between duration of tracheal forced expiratory sounds in the frequency range from 200 to 2000 Hz and gas density was found. The relationship could be associated with a turbulent mechanism of sound generation. Density and adiabatic compressibility of breathing gas mixture effect on low-, mid-, and high-frequency durations of tracheal forced expiratory sounds in different ways.

## ЛИТЕРАТУРА

1. *Chapman K.R., Mannino D.M., Soriano J.B., Vermeire P.A., Buist A.S., Thun M.J., Connell C., Jemal A., Lee T.A., Miravittles M., Aldington S., Beasley R.* Epidemiology and cost of COPD // *Eur. Respir. J.* 2006. Vol. 27. P. 188–207.
2. *Чучалин А.Г.* Респираторная медицина: Руководство. М.: ГЭОТАР Медиа, 2007. Т. 1–2. 1616 с.
3. *Irvin C.G., Bates J.H.* Physiologic dysfunction of the asthmatic lung. What's going on down there, anyway? // *Proc. Am. Thorac. Soc.* 2009. Vol. 6. P. 306–311.
4. *Почекутова И.А.* Взаимосвязи дыхательных звуков и биомеханики форсированного выдоха // Диссертация на соискание ученой степени д.м.н. по специальности 03.03.01 – физиология. Владивосток: ИБМ ДВО РАН, 2011
5. *Korenbaum V.I., Tagiltsev A.A., Kulakov Yu.V., Kilin A.S., Avdeeva H.V., Pochekutova I.A.* Acoustic model of noise producing in human bronchial tree under forced expiration // *J. Sound and Vibration.* 1998. Vol. 213, N 2. P. 377–382.
6. *Коренбаум В.И., Почекутова И.А.* Акустико-биомеханические взаимосвязи в формировании шумов форсированного выдоха человека. Владивосток: Дальнаука, 2006. 148 с.
7. *Korenbaum V., Tagiltsev A.* Flow noise of underwater vector sensor embedded in a flexible towed array // *J. Acoust. Soc. Am.* 2011. Vol. 129, N 4. Pt. 2, P. 2516.
8. *Korenbaum V.I., Pochekutova I.A.* Regression simulation of the dependence of forced expiratory tracheal noises duration on human respiratory system biomechanical parameters // *J. Biomech.* 2008. Vol. 41. P. 63–68.
9. *Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Костив А.Е., Горовой С.В., Почекутова И.А., Бондарь Г.Н.* Акустическая аппаратура для исследования дыхательных звуков человека // *Приборы и техника эксперимента.* 2008. Т. 51, № 2. С. 147–154.
10. *Patel S., Lu S., Doerschuk P.C., Wodicka G.R.* Sonic phase delay from trachea to chest-wall—spatial and inhaled gas dependence // *Med. Biolog. Eng. Comp.* 1995. Vol. 33, N 6. P. 868–868.
11. *Mahagnah M., Gavriely N.* Gas-density does not affect pulmonary acoustic transmission in normal men // *J. Appl. Physiol.* 1995. Vol. 78, N 3. P. 928–937.
12. *Shabtai-Musih Y., Grotberg J.B., Gavriely N.* Spectral content of forced expiratory wheezes during air, He, and SF<sub>6</sub> breathing in normal humans // *J. Appl. Physiol.* 1992. Vol. 72, N 2. P. 629–35.
13. *Reid R.C., Sherwood T.K.* The properties of Gases and Liquids. N.Y.: McGraw-Hill Book Company, Inc., 1958. 386 p.
14. *Мир физики и техники. Справочник по физике. Формулы, таблицы, схемы / под ред. Х. Штёкера. М.: Техносфера, 2009. 1264 с.*

15. *Голубев И.Ф., Гнездилов Н.Е.* Вязкость газовых смесей (Справочное руководство). М.: Из-во гос. комитета стандартов Совета Министров СССР, 1971. 319 с.
16. *Дьяченко А.И., Шулагин Ю.А., Осипова А.А., Попова Ю.А., Михайловская А.Н., Коренбаум В.И.* Связь между продолжительностью шумов и параметрами механики форсированного выдоха при нормальном и повышенном давлениях // Сборник трудов XX сессии Российского акустического общества. М.: ГЕОС, 2008. Т. 3. С. 153–157.
17. *Коренбаум В.И., Нужденко А.В., Тагильцев А.А., Костив А.Е.* Исследование прохождения сложных звуковых сигналов в дыхательной системе человека // Акустический журнал. 2010. Т. 56, № 4. С. 537–544.
18. *Кулаков Ю.В., Тагильцев А.А., Коренбаум В.И.* Прибор для исследования состояния бронхиальной проходимости акустическим методом // Медицинская техника. 1995. № 5. С. 20–23.
19. *Почекутова И.А., Коренбаум В.И.* Акустическая оценка влияния одиночного погружения в водолазном снаряжении закрытого типа на вентиляционную функцию легких // Физиология человека. 2011. Т. 37, № 3. С. 76–82.
20. Основы гидравлики. Курс лекций: образовательный электронный ресурс по гидравлике и гидропневмоприводу; [http://www.gidrav1.com/lecture/og\\_1ec\\_04.pdf](http://www.gidrav1.com/lecture/og_1ec_04.pdf)
21. *Коренбаум В.И., Кулаков Ю.В., Тагильцев А.А.* Акустические эффекты в системе дыхания человека при форсированном выдохе // Акустический журнал. 1997. Т. 43, № 1. С. 78–86.
22. *Дьяченко А.И., Любимов Г.А., Скобелева И.М., Стронгин М.М.* Обобщение математической модели легких для описания интенсивности трахеальных звуков форсированного выдоха // Изв. РАН. Механика жидкости и газа. 2011. № 1, С. 20–28.
23. *Смолин В.В., Соколов Г.М., Павлов Б.Н.* Водолазные спуски и их медицинское обеспечение. М.: Изд-во «Слово», 2001. С. 133–434.
24. *Коренбаум В.И., Рассказова М.А., Почекутова И.А., Фершалов Ю.Я.* Механизмы шумообразования свистящих звуков, наблюдаемых при форсированном выдохе здорового человека // Акустический журнал. Вып. Медицинская акустика. 2009. Т. 55, № 4–5. С. 516–525.