

УДК 532.527.013 + 612.2.21

© 2003 г. В. И. КОРЕНБАУМ, И. А. ПОЧЕКУТОВА, А. А. ТАГИЛЬЦЕВ

## **РЕГРЕССИОННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ АКУСТИКО-БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК СВИСТОВ ФОРСИРОВАННОГО ВЫДОХА ЧЕЛОВЕКА**

В рамках детализации акустико-биомеханической модели тестируется возможность объяснения эффекта свистов форсированного выдоха механизмом срыва вихрей, уточняются области шумообразования свистов форсированного выдоха в бронхиальном дереве. В качестве экспериментальной модели использована выборка из 18 здоровых добровольцев в возрасте от 18 до 44 лет (медиана равна 19). На основе линейного регрессионного моделирования анализируется взаимосвязь основной частоты спектра среднечастотных свистов форсированного выдоха (400–600 Гц), регистрируемых на трахее, и стандартных объемных расходов выдыхаемого потока воздуха, измеряемых при компьютерной спирометрии. Полученные данные свидетельствуют, что срыв вихрей в воздушном потоке на бифуркациях бронхиального дерева (ступенчатое увеличение сечения) является вероятным механизмом шумообразования среднечастотных свистов форсированного выдоха, а область срыва вихрей в процессе выполнения маневра форсированного выдоха имеет тенденцию к смещению вглубь бронхиального дерева.

*Ключевые слова:* трахеальные звуки, биомеханика форсированного выдоха, регрессионный анализ, срыв вихрей, шумообразование.

Маневр форсированного выдоха широко используется для исследования функции внешнего дыхания человека. Анализ трахеальных шумов при форсированном выдохе является одним из перспективных вариантов функциональной диагностики системы дыхания. В частности, давно обсуждаются возможности обнаружения нарушений бронхиальной проходимости, являющихся признаками таких распространенных заболеваний, как бронхиальная астма и хронический бронхит. Однако до сих пор не имеется достоверной диагностической процедуры. Это положение, по мнению многих авторов (см., например, [1]), связано с недостаточной изученностью происхождения шумов форсированного выдоха, их связей с биомеханикой дыхания. При этом изучению собственно биомеханики форсированного выдоха уделялось и уделяется значительное внимание (см., например, [2]). В данной работе предпринята попытка эмпирического уточнения взаимосвязи акустико-биомеханических характеристик форсированного выдоха.

С точки зрения акустики, наиболее вероятным механизмом образования основной широкополосной составляющей трахеальных шумов является турбулентность потока воздуха в трахее и крупных бронхах [3–5]. В [6.7] эмпирически установлено, что объемный расход в диапазоне до 2 л/с функционально связан со средней амплитудой и средней частотой спектра трахеальных шумов. По мнению клиницистов [8], звуки из легких также в значительной степени передаются на трахею по воздушным каналам и стенкам бронхиального дерева. В частности, авторы [9] пришли к выводу, что свисты на трахее могут рассматриваться как суперпозиция звуков из обоих легких. В то же время в [10] показано, что у здоровых взрослых при объемных расходах 1.6–2.6 л/с звуки, регистрируемые на трахее и грудной клетке, являются независимыми биологическими сигналами с малым перекрытием спектральных характеристик. В [11–13] установлено влияние резонансов центральных дыхательных путей на трахеальные звуки при спокойном дыхании.

Трахеальные шумы при форсированном выдохе отличаются от шумов спокойного дыхания увеличением интенсивности широкополосной составляющей шума и появлением узкополосных компонент – свистов форсированного выдоха. Если подъем широкополосной составляющей, очевидно, связан с возрастанием турбулентности потока воздуха, то по поводу свистов форсированного выдоха имеются различные точки зрения.

В [14] предположено, что свисты форсированного выдоха связаны с вибрацией стенок дыхательных путей. В [15], на основе анализа количественного состава свистов форсированного выдоха, их происхождение связано с крупными бронхами и с положением точки равного давления. В [16] установлено, что свисты форсированного выдоха у здоровых появляются после достижения максимальной скорости потока. В [17] сделан вывод, что свисты форсированного выдоха представляют собой проявление ограничения воздушного потока. Замечено также, что они не отличаются по частотам от свистов, наблюдаемых при obstructивных заболеваниях легких. В [18] показана высокая повторяемость присутствия свистов форсированного выдоха у здоровых (95%) и схожесть их основных частот при одинаковых условиях.

В [19] отмечено, что для начала генерирования свистов форсированного выдоха необходимо не только ограничение потока, но и дыхательные пути ниже по потоку от точки сдавливания должны быть достаточно коллабированы. Этот сближает прилегающие стенки дыхательных путей и при заданном объемном расходе потока увеличивает скорость течения воздуха. Оба эффекта увеличивают силы Бернулли и вероятность появления осциллирующих стенок дыхательных путей. Установление этих осцилляций – результат взаимодействия сил, вызванных текущим газом, статического трансмурального давления, сил упругости стенки дыхательного пути и продольного напряжения. Колебания стенки рассматриваются как источник свистов форсированного выдоха. На роль механизма, приводящего к возникновению колебаний стенки дыхательного пути, претендуют срыв вихрей [20–22] и динамический флаттер [23]. Окончательно решить вопрос в пользу того или другого механизма пока не удалось [24].

Цель данной работы состоит в оценке возможности объяснения свистов форсированного выдоха механизмом срыва вихрей и уточнении областей шумообразования свистов форсированного выдоха в бронхиальном дереве.

**1. Материалы и методы.** В качестве инструмента использовано линейное регрессионное моделирование характеристик основного среднечастотного свиста форсированного выдоха (диапазон 400–600 Гц) по данным регистрации акустических сигналов на трахее и стандартных объемных расходов выдыхаемого потока воздуха (компьютерная спирография) на экспериментальной выборке из 18 здоровых добровольцев в возрасте от 18 до 44 лет ( $M_e = 19$ ), в которую вошли 6 мужчин и 12 женщин, рост ( $M \pm \sigma$ ) –  $1.71 \pm 0.097$  м, где  $M_e$  – медиана,  $M$  – среднее арифметическое,  $\sigma$  – среднеквадратическое отклонение (стандартная девиация).

Трахеальные шумы регистрировались информационно-измерительной системой, аппаратная часть которой содержала: акустический датчик (электретный микрофон со стетоскопической насадкой), мини-магнитофон и персональный компьютер с платой сбора данных, программное обеспечение – пакет прикладных программ “ТФГТЕСТ”. В соответствии с методикой обследования [25] сидящему пациенту на область трахеи устанавливался акустический датчик, накладывался носовой зажим. Пациентом после тщательного инструктирования выполнялся маневр форсированного выдоха (как правило, 2–3 попытки, причем выбиралась попытка с максимальной продолжительностью шумового процесса). Снимаемый с микрофона шумовой сигнал записывался в амбулаторных условиях на мини-магнитофоне (динамический диапазон 46 дБ, отключена система автоматической регулировки уровня записи). В лабораторных условиях записанные сигналы воспроизводились магнитофоном и через аналого-цифровой преобразователь (динамический диапазон 72 дБ) подавались на компьютер, где записыва-

лись в виде цифровых файлов с частотой дискретизации 8 кГц и подвергались далее цифровой обработке.

В качестве основного средства спектрального оценивания сигнала использовался рельефный (водопадный) спектр (фиг. 1), который позволяет разбить всю реализацию на квазистационарные выборки. Для спектрального преобразования сигналов на каждом из участков применялся периодограммный алгоритм быстрого преобразования Фурье. При этом подвыборки сигнала в 1024 отсчета длиной преобразовывались в 512 спектральных отсчетов. Взвешивание осуществлялось окном Хэмминга. Осреднение подвыборочных спектров в пределах каждой выборки с перекрытием 50%.

По рельефному спектру путем визуальной настройки курсора определялась частота  $f$  основного среднечастотного свиста форсированного выдоха, обычно имеющая вид дорожки узкополосных спектральных пиков в диапазоне частот 400–600 Гц (фиг. 1). Оценкой краткосрочной воспроизводимости значения  $f$  (87 обследований в отдельной группе из 3 человек за 4-недельный период) выявлен усредненный коэффициент вариации 6.4%, что свидетельствует о приемлемой точности определения данного параметра. Значения  $M \pm \sigma$  частоты свистов форсированного выдоха в исследуемой группе составили  $506.7 \pm 67.2$  Гц.

Компьютерная спирометрия выполнялась всем обследуемым за 15–30 мин до записи трахеальных шумов (заодно обследуемые обучались правильному выполнению маневра форсированного выдоха). Измерялись стандартные объемные расходы потока (л/с):  $P$  – пиковый объемный расход;  $M_{25}$ ,  $M_{50}$ ,  $M_{75}$  – мгновенные объемные расходы потока на уровне выдоха 25, 50 и 75% форсированной жизненной емкости легких  $F$ . Значения  $M \pm \sigma$  анализируемых спирометрических показателей в группе составили:  $P = 7.04 \pm 1.67$  л/с,  $M_{25} = 6.48 \pm 1.45$  л/с,  $M_{50} = 5.22 \pm 0.95$  л/с,  $M_{75} = 2.95 \pm 0.8$  л/с.

**2. Теоретическая модель.** В [26] на основе полуэмпирической теории шума вентиляционных систем [27] получена формула для оценки частоты срыва вихрей в потоке на бифуркациях бронхиального дерева (ступенчатое увеличение сечения) в виде

$$f \approx SU_i/d_i \approx \frac{SV}{N_i d_i^3} \quad (2.1)$$

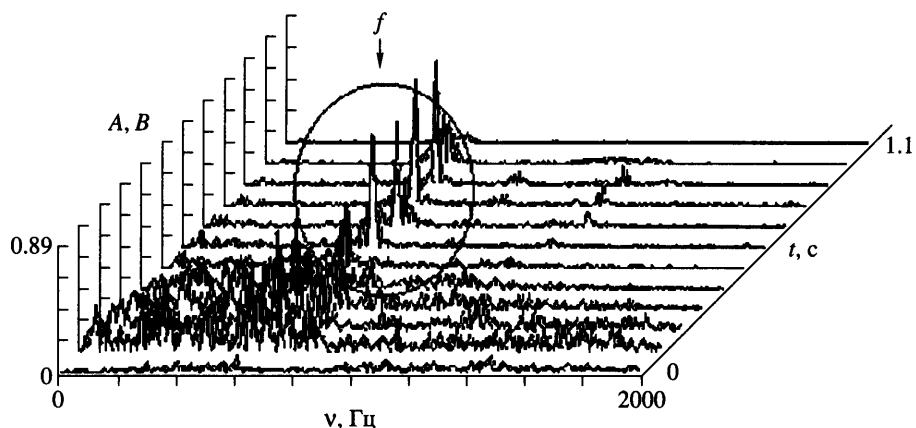
где  $U_i$  – скорость потока воздуха в бронхах  $i$ -й генерации,  $V$  – объемный расход потока на выходе респираторного тракта,  $N_i$  – количество дыхательных путей  $i$ -й генерации бронхиального дерева,  $d_i$  – диаметр бронхов  $i$ -й генерации,  $S \approx 0.2$  – эмпирический параметр, по физической сути и численному значению соответствующий числу Струхаля, определяющему частоту срыва вихрей [27].

Обратим внимание на то, что временная зависимость объемного расхода форсированного выдоха  $V$  в значительной степени характеризуется последовательно измеряемыми при компьютерной спирографии дискретными величинами стандартных объемных расходных показателей  $P$ ,  $M_{25}$ ,  $M_{50}$  и  $M_{75}$ .

В [22] с эвристических позиций предложена формула для расчета основной частоты спектрального максимума среднечастотных свистов форсированного выдоха в виде

$$f \approx 5 \cdot 10^4 \frac{M_{25}}{d_2^3} \quad (2.2)$$

где  $d_2$  – диаметр (мм) долевого бронхов (2-я генерация бронхиального дерева). Соотношение (2.2) получено в предположении, что источником свиста форсированного выдоха, по крайней мере в начальной стадии, является срыв вихрей ( $S \approx 0.2$ ) на бифуркациях долевого бронхов в главные, а наиболее близким по времени к моменту начала свиста форсированного выдоха значением объемного расхода потока является  $M_{25}$ .



Фиг. 1. Типичный рельефный спектр шума форсированного выдоха на трахее. Эллипсом выделена дорожка свистов форсированного выдоха с частотой  $f$

Поскольку основная частота свиста форсированного выдоха в последующих фазах маневра изменяется не более чем на  $\pm 10\%$ , то аналогичные (2.2) выражения могут быть получены и для остальных стандартных объемных расходов. Для этого воспользуемся следующими соображениями. Во-первых, будем полагать, что основным механизмом образования свистов форсированного выдоха является срыв вихрей. Во-вторых, если это срыв вихрей, то, вероятнее всего, он должен иметь место на бифуркациях дыхательных путей (скачкообразное увеличение сечения [27]). В-третьих, полагая ветвление бронхиального дерева правильно дихотомическим, а диаметры соответствующими данным [3], предположим, что диаметры крупных и средних дыхательных путей в областях бифуркаций не подвергаются существенному уменьшению при сопровождающем форсированный выдох функциональном экспираторном стенозе за счет армирования сочленения имеющимися там хрящевыми пластинками [28]. Используя указанные предположения и формулу (2.1), получаем обобщенный вариант выражения (2.2) в виде

$$f \approx S \cdot 10^{-3} \frac{G}{2^i (d_i 10^{-3})^3} \quad (2.3)$$

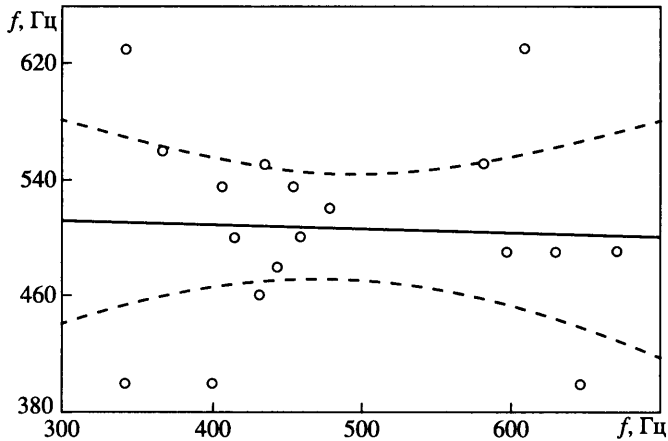
где  $G$  – один из параметров  $P, M_{25}, M_{50}, M_{75}$ ,  $i$  – порядок генерации бронхиального дерева.

Если воспользоваться постоянством экспериментального значения  $f$  в различных фазах форсированного выдоха и получить регрессионные коэффициенты между  $f$  и значениями  $P, M_{25}, M_{50}$  и  $M_{75}$  на основе экспериментальных данных, то, сравнивая эти коэффициенты с выражением (2.3), можно получить расчетные значения эмпирического параметра  $S$  для различных стандартных потоков и уровней бронхиального дерева.

**3. Результаты.** Методом линейного регрессионного анализа с нулевым постоянным членом (Statistica 5.0) получены следующие формулы (при статистической значимости  $p < 0.0001$ )

$$\begin{aligned} f &\approx (68.27 \pm 4.45)P, & f &\approx (74.54 \pm 4.69)M_{25}, & f &\approx (93.68 \pm 5.46)M_{50}, \\ & & f &\approx (161.07 \pm 11.3)M_{75} \end{aligned} \quad (3.1)$$

где в скобках указаны регрессионные коэффициенты  $M \pm m$ ,  $m$  – ошибка средней арифметической величины.



Фиг. 2. Предсказанные значения  $f$  в зависимости от наблюдаемых для второго соотношения (3.1): сплошная кривая – линейная регрессионная зависимость, штриховые кривые – границы 95%-го доверительного интервала регрессионной зависимости, точки – наблюдаемые значения

Качество регрессионного приближения можно оценить по графику “предсказанные значения – наблюдаемые” (фиг. 2) для второго соотношения (3.1). Из фиг. 2 следует, что только 5 из 18 наблюдаемых значений существенно выпадают за область регрессионного приближения, что свидетельствует о допустимом качестве предсказания модели. Графики для остальных соотношений (3.1) дают аналогичные результаты.

Численные значения эмпирических коэффициентов  $S$ , определенные по выражениям (2.3) и (3.1) для дыхательных путей, начиная от трахеи (нулевая генерация  $i = 0$ ) до бронхов 7-й генерации ( $i = 7$ ) при различных стандартных объемах расхода потока  $V$ , приведены в таблице 1. Значения  $S$ , наиболее близкие к величине 0.2 (в пределах  $\pm 0.05$ ), и соответствующие ей стандартные объемы расхода потока выделены жирным шрифтом.

**4. Обсуждение результатов.** Согласно полуэмпирической модели шума вентиляционных систем [27], эффект срыва вихрей в трубах возможен на турбулизаторах в виде препятствия и, в частности, ступенчатого увеличения сечения. Причем наблюдаемый при этом шум имеет спектр [27] с интенсивным максимумом при значении безразмерного параметра  $fd/U \sim 0.2$ , где  $d$  – характерный размер препятствия (в рассматриваемом случае диаметр меньшего бронха в сочленении). Значение данного безразмерного параметра соответствует числу Струхалия, определенному для срыва вихрей на струне [27].

Итак, если тональный шум свиста форсированного выдоха обязан своим происхождением срыву вихрей на бифуркациях бронхиального дерева, он будет наблюдаться только при  $S \approx 0.2$ . Тогда из табл. следует, что в трахее (нулевая генерация бронхиального дерева) срыв вихрей маловероятен во всех стадиях форсированного выдоха. На выходе из главных бронхов (1-я генерация) в трахею этот эффект вероятен ( $S \approx 0.25$ ) в момент времени вблизи от достижения значения  $P$ . На выходе из долевых (2-я генерация) бронхов в главные срыв вихрей возможен, начиная с момента достижения расхода  $P$  ( $S \approx 0.16$ ) и до  $M_{50}$  ( $S \approx 0.21$ ) включительно. На выходе из сегментарных бронхов (3-я генерация) в долевые срыв вихрей может иметь место ( $S \approx 0.23$ ) в момент времени достижения расхода  $M_{75}$ . Эта картина сохраняется и для более

<i>i</i>	<i>V</i>	<i>S</i>
0	<i>P</i>	0.4
	<i>M</i> <sub>25</sub>	0.43
	<i>M</i> <sub>50</sub>	0.55
	<i>M</i> <sub>75</sub>	0.94
1	<b>P</b>	<b>0.25</b>
	<i>M</i> <sub>25</sub>	0.27
	<i>M</i> <sub>50</sub>	0.34
	<i>M</i> <sub>75</sub>	0.58
2	<b>P</b>	<b>0.16</b>
	<b>M</b> <sub>25</sub>	<b>0.17</b>
	<b>M</b> <sub>50</sub>	<b>0.21</b>
	<i>M</i> <sub>75</sub>	0.37
3–6	<b>P</b>	0.09–0.1
	<i>M</i> <sub>25</sub>	0.1–0.11
	<i>M</i> <sub>50</sub>	0.13–0.14
	<b>M</b> <sub>75</sub>	<b>0.22–0.23</b>
7	<b>P</b>	0.11
	<i>M</i> <sub>25</sub>	0.12
	<b>M</b> <sub>50</sub>	<b>0.15</b>
	<b>M</b> <sub>75</sub>	<b>0.25</b>

дистально расположенных бронхов вплоть до 6-й генерации, начиная меняться только с 7-й генерации.

Итак, согласно данным таблицы можно заключить, что срыв вихрей вполне может являться источником свистов форсированного выдоха. Область же шумообразования свистов форсированного выдоха за счет срыва вихрей смещается в процессе выполнения маневра от бронхов 1-й генерации до по крайней мере 6-й. Конечно, применение приближений, связанных с использованием среднестатистических размеров бронхиального дерева и рассмотренных выше биомеханических допущений, а также сам статистический характер моделирования позволяют рассматривать полученные в таблице результаты лишь как оценочные. Тем не менее некоторое смещение соответствия эмпирических параметров  $S \sim 0.2$  конкретным значениям объемных расходов потока и уровням бронхиального дерева (см. таблицу) в ту или иную сторону, очевидно, не окажет влияния как на принципиальный вывод о возможности объяснения феномена свистов форсированного выдоха механизмом срыва вихрей, так и на наблюдаемую тенденцию к смещению области их шумообразования в процессе выполнения маневра от крупных дыхательных путей к средним.

Указанная тенденция, видимо, отражает движение зоны максимального сопротивления потоку и, возможно, точки равного давления вглубь бронхиального дерева. Данная интерпретация полученных результатов регрессионного моделирования хорошо согласуется как с описанными ранее теоретическими представлениями [26, 22], так и с результатами клинико-экспериментальных исследований трахеальных шумов

форсированного выдоха при нарушениях бронхиальной проходимости различной выраженности [29].

**Заключение.** Срыв вихрей в воздушном потоке на бифуркациях бронхиального дерева (ступенчатое увеличение сечения) является вероятным механизмом шумообразования среднечастотных (400–600 Гц) свистов форсированного выдоха человека. Область срыва вихрей в процессе выполнения маневра форсированного выдоха имеет тенденцию к смещению от крупных дыхательных путей вглубь бронхиального дерева.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Macklem P. T. Airflow effects on amplitude and spectral content of normal breath sounds (editorial) // *J. Appl. Physiol.* 1996. V. 80. № 1. P. 3–4.
2. Любимов Г.А. Обоснование модели неоднородного легкого для описания форсированного выдоха // *Изв. РАН. МЖГ.* 1999. № 5. С. 29–38.
3. Hardin J.C., Patterson J.L. Monitoring the state of the human airways by analysis of respiratory sound // *Acta Astronaut.* 1979. V. 6. № 9. P. 1137–1151.
4. Olson D.E., Hartig D., Taleb A., Hammersley J.R. Velocity disturbances within small airways // *ILSA Proceed.* Winnipeg, 1989.
5. Вовк И.В., Залуцкий К.Э., Красный Л.Г. Акустическая модель респираторного тракта человека // *Акуст. журн.* 1994. Т. 40. № 5. С. 762–767.
6. Charbonneau G., Sudraud M., Soufflet G. Method for the evaluation of flow rate from pulmonary sounds // *Bull. Europ. Physiopathol. Respir.* 1987. V. 23. № 3. P. 265–270.
7. Soufflet G., Charbonneau G., Polit M., Attal P., Denjean A., Escourrou P., Jaultier C. Interaction between tracheal sound and flow rate: a comparison of some different flow evaluations from lung sounds // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1990. V. 37. № 4. P. 384–391.
8. Cegla U.H. Some aspects of pneumosonography // *Prog. Respir. Res.* 1979. V. 11. № 10. P. 235–241.
9. Takezawa Y., Shirai F., Savaki S., Mikami R., Kudoh S., Shibuya A., Ono I. Comparison of wheezes over the trachea and on the chest wall // *ILSA Proceed.* London, 1980. P. 30.
10. Mussell M.J., Miyamoto Y. Comparison of normal respiratory sounds recorded from the chest and trachea at various respiratory air flow levels // *Front. Med. Biol. Eng.* 1992. V. 4. № 2. P. 73–85.
11. Pasterkamp H., Wiebicke W., Daien D. Variability of flow-standardized tracheal sounds // *ILSA Proceed.* Paris, 1987. P. 18.
12. Sanchez I., Powell R.E., Pasterkamp H. Tracheal sound spectra depend on body height // *ILSA Proceed.* Helsinki, 1992. P. 20.
13. Kraman S.S., Pasterkamp H., Kompis M., Takase M., Wodicka J.R. Effect of breathing pathways on tracheal sound spectral features // *Respir. Physiol.* 1998. V. 111. № 3. P. 295–300.
14. Forgacs P. The functional basis of pulmonary sounds // *Chest.* 1978. V. 73. № 3. P. 399–405.
15. Kraman S.S. The forced expiratory wheeze. Its site of origin and possible association with lung compliance // *Respiration.* 1983. V. 44. № 3. P. 189–196.
16. Charbonneau G., Meslier N., Racineux J.L., Sudraud M., Tuchais E. Frequency variations of breath sounds produced during maximal forced expiration // *ILSA Proceed.* Cincinnati, 1984. P. 15.
17. Gavriely N., Kelly K.B., Grotberg J.B., Loring S.H. Forced expiratory wheezes are a manifestation of airway flow limitation // *J. Appl. Physiol.* 1987. V. 62. № 6. P. 2398–2403.
18. Beck R., Gavriely N. The reproducibility of forced expiratory wheezes // *Amer. Rev. Respir. Dis.* 1990. V. 141. № 6. P. 1418–1422.
19. Gavriely N. Mechanisms of wheeze generation // *ILSA Proceed.* Helsinki, 1992. P. 40.
20. Ploysongsang Y., Baughman R.P., Loudon R.G., Rashkin M.C. Factors influencing the production of wheezes during expiratory maneuvers in normal subjects // *Respiration.* 1988. V. 54. № 1. P. 50–60.
21. Mori M., Ono M., Hisada T., Kino H., Iguchi M., Nagata T., Koike S., Sugimoto T. Relationship between forced expiratory flow and tracheal sounds. Possible effect of vortices on flow // *Respiration.* 1988. V. 54. № 2. P. 78–88.
22. Korenbaum V.I., Tagiltsev A.A., Kulakov Ju.V., Kilin A.S., Avdeeva H.V., Pochekutova I.A. Acoustic model of noise production in human bronchial tree under forced expiration // *J. Sound and Vibrat.* 1998. V. 213. № 2. P. 377–382.
23. Gavriely N., Grotberg J.B. Flow limitation and wheezes in a constant flow and volume lung preparation // *J. Appl. Physiol.* 1988. V. 64. № 1. P. 17–20.

24. *Shabtai-Musih Y., Grotberg J.B., Gavriely N.* Spectral content of forced expiratory wheezes during air, He, and SF6 breathing in normal humans // *J. Appl. Physiol.* 1992. V. 72. № 2. P. 629–635.
25. *Кулаков Ю.В., Тагильцев А.А., Коренбаум В.И., Кириченко С.А.* Прибор для исследования состояния бронхиальной проходимости акустическим методом // *Мед. техника.* 1995. № 5. С. 20–23.
26. *Коренбаум В.И., Кулаков Ю.В., Тагильцев А.А.* Акустические эффекты в системе дыхания человека при форсированном выдохе // *Акуст. журн.* 1997. Т. 43. № 1. С. 78–86.
27. *Справочник по технической акустике/Под ред. М. Хекла и Х.А. Мюллера.* Л.: Судостроение, 1980. 440 с.
28. *Болезни органов дыхания: Руководство для врачей: в 4 т. / Под ред. Н.Р. Палеева.* Т. 1. *Общая пульмонология / Н.И. Александрова, А.Г. Бобков, Н.А. Богданов и др. / Под ред. Н.В. Путова.* М.: Медицина. 1989. 638 с.
29. *Коренбаум В.И., Почекутова И.А.* Трахеальные шумы форсированного выдоха и биомеханика неоднородного легкого // *Аннот. докл. 8-го Всерос. съезда по теорет. и прикл. механике.* Пермь: Изд. УРО РАН, 2001. С. 354.

Владивосток

Поступила в редакцию  
26.XI.2002