АКУСТИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ, 2005, том 51, № 4, с. 483–487

УДК 534.222

ОБ АКУСТИЧЕСКИХ СВОЙСТВАХ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ ЧЕЛОВЕКА

© 2005 г. В. И. Коренбаум, А. А. Тагильцев*

Тихоокеанский океанологический институт им. В.И. Ильичева ДВО РАН
690041 Владивосток, ул. Балтийская 43
E-mail: v-kor@poi.dvo.ru

**Институт физики и информационных технологий Дальневосточного государственного университета*
690600 Владивосток, ул. Суханова 8

Поступила в редакцию 25.12.03 г.

Предложен и обоснован взаимноспектральный метод определения продольной скорости звука в тканях грудной клетки человека *in vivo*, основанный на регистрации перкуторного удара двумя акустическими датчиками, размещенными над противолежащими участками легкого. В группе из 3 мужчин (40–47 лет), не имеющих явных легочных патологий, получены статистические оценки для продольной скорости звука в тканях грудной клетки (средняя часть правого легкого) для диапазонов частот 80–130 Гц; 170–290 Гц и 350–500 Гц. Экспериментально подтверждена адекватность двухрезонансной акустической модели респираторного тракта человека, сочетающей в себе резонанс объема воздуха в грудной клетке и волновые резонансы бронхиального дерева как узкой трубы.

ВВЕДЕНИЕ

Несмотря на интенсивные исследования, акустические свойства дыхательной системы человека все еще остаются недостаточно изученными [1–3]. Одним из акустических параметров, представляющих значительный практический интерес [4], является средняя скорость продольных звуковых волн в тканях грудной клетки. Указанная величина в наибольшей степени определяется скоростью звука в паренхиме легкого, представляющей собой сложную трехфазную среду (воздух, жидкость, ткани) [5]. Порядок этой величины, оцененный в результате натурных экспериментов *in vitro* (например, [6, 7]), согласуется с теоретическими данными [8, 5] и составляет 5–70 м/с. Однако, в грудной клетке помимо паренхимы присутствуют и другие элементы (бронхиальное дерево, грудная стенка), влияющие на звукообразование и скорость распространения возмущений. Оценки же скорости звука при распространении по дыхательной системе от трахеи до грудной стенки весьма противоречивы, например: 30 м/с [9] и 280 м/с [10]. Мало того, величина скорости звука в грудной клетке оказывается весьма вариабельной в различных ее частях и у разных индивидуумов, а также зависит от исследуемого диапазона частот [11]. Целью данной работы явилось экспериментальное исследование особенностей распространения звуковых колебаний в грудной клетке человека *in vivo*.

АКУСТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ

Система дыхания представляет собой узкую ветвящуюся воздухозаполненную трубу, по периметру окруженную легочной тканью, акустическое сопротивление которой намного больше воздуха. Кроме того, объем воздуха в респираторных отделах легкого – ацинусах, являющихся совокупностью разветвлений терминальных бронхиол, образует со стенкой грудной клетки так называемый акустический резонансный контур (АРК) [12]. Представляется, что данная акустическая система должна характеризоваться двумя фундаментальными резонансами.

Частота первого из них – резонанса АРК, в соответствии с моделью резонансной крышки трубы [13], может быть приближенно представлена в виде:

$$f_{arc} \approx (K/m)^{0.5}/2\pi, \qquad (1)$$

где жесткость $K = \rho_0 c_0^2/h$, ρ_0 – плотность воздуха, c_0 – скорость звука в воздухе, h – толщина воздушного слоя паренхимы, составляющая по морфометрическим данным [14] в среднем 5 мм, $m = \rho_W l_W$ – поверхностная плотность массы стенки грудной клетки, $\rho_W \approx 2000$ кг/м^3 – средняя плотность тканей грудной стенки [4], l_W – толщина грудной стенки, составляющая 1–2 см. С учетом данных величин значения собственной частоты (1) имеют порядок 110–150 Гц, что близко к результатам [12]. Поскольку резонанс колебательной системы не зависит от точки приложения вынуждающего воздействия, то адекватность полученных значений частот АРК подтверждается наблюдениями [15], выявившими, что при ударе пальцами (перкуссия) по стенке грудной клетки "основные частоты перкуторного тона над здоровыми участками легких составляют 100–130 Гц".

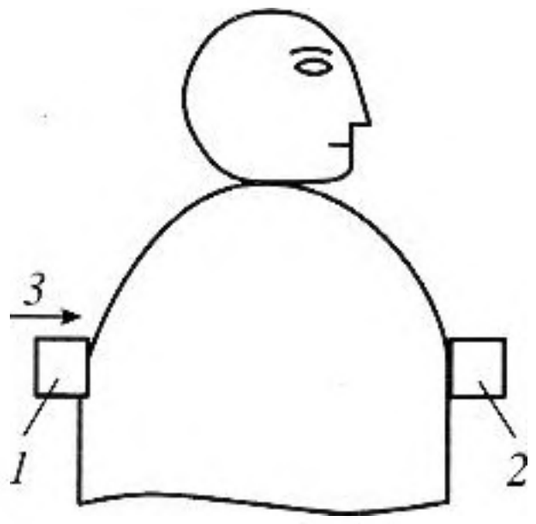

Рис. 1. Схема эксперимента:
1, *2* – акустические датчики;
3 – область приложения перкуторного удара.

С другой стороны, все бронхиальное дерево как система узких акустических труб, характеризуется рядом волновых резонансов. Поскольку для частот $f > f_{arc}$ импеданс АРК имеет массовый характер, а $2\pi f_m/\rho_0 c_0 \gg 1$, то должен наблюдаться четвертьволновой ряд (если обследуемый дышит открытым ртом, один конец трубы открыт) в полном согласии с результатами [16]. Так как скорость звука в воздуховодах бронхиального дерева мало отличается от скорости звука в воздухе [10], а длина ветви бронхиального дерева от гортани до стенки грудной клетки у взрослых может составлять [14] 23–38 см, первая из указанного ряда частот – частота 1/4 волнового резонанса – в предположении акустической жесткости стенок трубы должна иметь порядок 215–350 Гц. Заметим, что за счет конечной податливости стенок этот резонанс может оказаться и более низкочастотным. На этих частотах возбуждается стоячая волна, максимум амплитуды звукового давления которой должен был бы лежать на закрытом конце трубы. Однако увеличение совокупного сечения трубы по мере приближения к грудной стенке приводит к тому, что максимальные амплитуды звукового давления достигаются в районе крупных бронхов и внутригрудного участка трахеи [17, 18].

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для оценки средней скорости звука в тканях грудной клетки авторами предложена следующая процедура (рис. 1). Два идентичных акустических датчика 1, 2 в виде микрофонов МКЭ-3, снабженных стетоскопическими насадками (диаметр 20 мм, высота конической полости 10 мм), размещены на противолежащих участках правого легкого (левое легкое не использовалось, чтобы исключить влияние сердца на оцениваемую величину). В качестве источника звука использован перкуторный удар, выполняемый по традиционной методике опытным врачом вблизи датчика 1. Отклики микрофонов записывались на измерительный магнитофон и после усиления и фильтрации в полосе частот 50–1500 Гц подавались на АЦП (12 бит) и подвергались цифровой авто- и взаимноспектральной обработке на персональном компьютере. При этом использовалась процедура БПФ с частотой дискретизации 6024 Гц – выборки длиной 512 отсчетов, число спектральных отсчетов – 256, взвешивание окном Хэмминга, осреднение по 4–8 выборкам (с перекрытием 75%). Фазовая погрешность между двумя каналами измерительной установки не превышала 10°.

Идея определения скорости звука основывалась на следующих соображениях. Предполагалось, что перкуторным ударом будут возбуждаться резонансные колебания участка паренхимы (механизм АРК), который будет представлять собой источник сферической волны, распространяющейся по тканям грудной клетки. При этом схема эксперимента и устройство акустических датчиков позволяют выделить именно продольные звуковые волны. Очевидно, что для точечного источника излучения в однородной среде взаимный фазовый спектр датчиков должен иметь диапазоны частот, в пределах которых фазовый набег изменяется по линейному закону. Если выбрать частоты f_1 и f_2 в пределах такого линейного участка, то разница между набегами фаз $\Delta\varphi$ может быть легко получена в виде:

$$\Delta\varphi = \varphi_2 - \varphi_1 = 2\pi(f_2 - f_1)L/c_{ср}, \qquad (2)$$

где L – расстояние между двумя акустическими датчиками, $c_{ср}$ – средняя скорость звука в среде. Поскольку в выражении (2) величины φ_2, φ_1, f_2, f_1, L могут быть определены экспериментально, то искомое значение $c_{ср}$ составит:

$$c_{ср} = 2\pi(f_2 - f_1)L/(\varphi_2 - \varphi_1). \qquad (3)$$

Исследования были проведены на 3 добровольцах (мужчины 40–47 лет без явных легочных патологий). Для каждого из обследуемых проводилось по 4 опыта (в средней части правого легкого). Полученные значения осреднялись в трех диапазонах частот по ансамблю значений $c_{ср}$.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Анализ полученных фазовых характеристик взаимных спектров (например, рис. 2) свидетельствует о наличии в зондирующем и принятом сигналах полос частот, в пределах которых фазовый набег изменяется по закону, близкому к линейному, что свидетельствует о регулярности излучения из малой области грудной клетки. Значения частот f_1 и f_2 выбирались на границах такого участка (с целью увеличения точности линейной аппроксимации), а величины $c_{ср}$ вычислены по формуле (3). В частности, результаты, полученные для случая, показанного на рис. 2, приведены в табл. 1. Эти значения, безусловно, являются

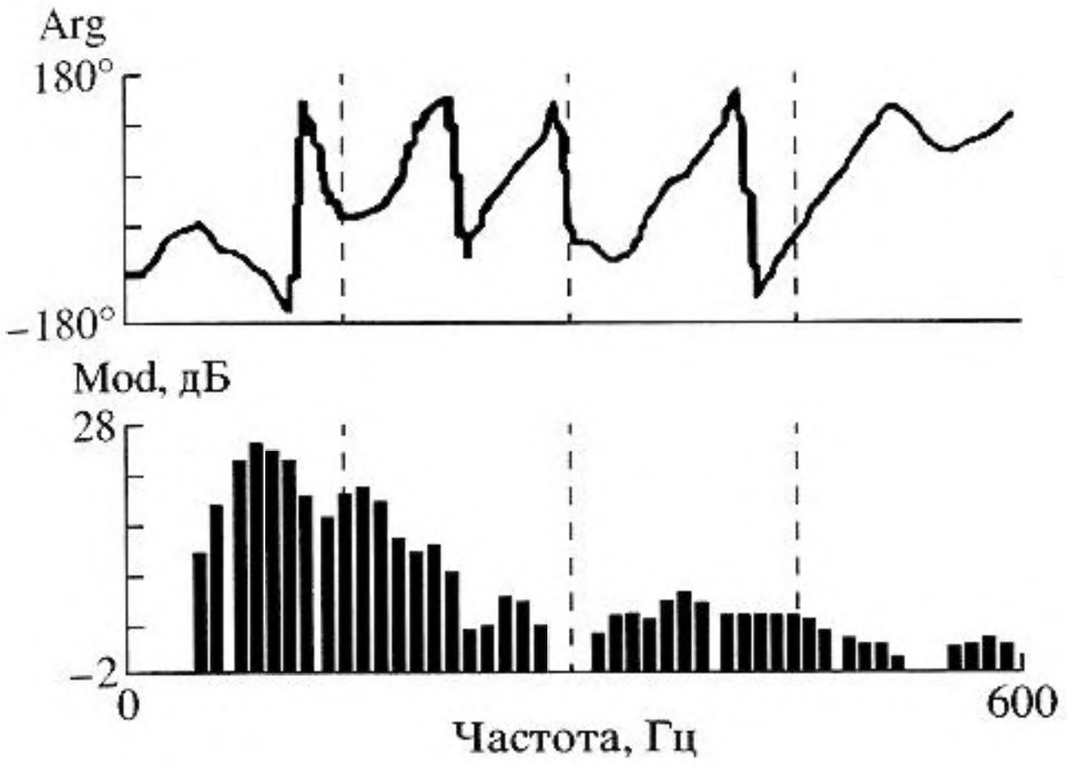

Рис. 2. Взаимный спектр отклика акустических датчиков на перкуторный удар.

приближенной оценкой в силу нестационарности самого ударного зондирующего сигнала, сложности строения грудной клетки и погрешностей, связанных с аппроксимацией реальной фазовой характеристики линейной зависимостью. Однако, несмотря на указанные погрешности, величина $c_{ср}$ определяется *in vivo* и вследствие простоты и доступности самой процедуры может быть осреднена по большим группам пациентов и даже отдельным участкам грудной клетки для однородных групп обследуемых.

В качестве предварительной оценки получены средние значения для исследовавшейся группы из 3 человек. При этом часть измерений (до 30%) была забракована из-за повышенной изрезанности фазового спектра. Результаты всех оставшихся измерений осреднены по трем присутствовавшим у всех обследуемых частотным областям (80–130 Гц, 170–290 Гц, 350–500 Гц) и приведены (табл. 2) в виде среднего (M) и квартилей (Q_{25}; Q_{75}), поскольку распределение вариант оказалось отличным от нормального (тест Шапиро–Вилка). Из табл. 2 следует, что значения $c_{ср}$ лежат достаточно близко к величинам, полученным *in vitro* для паренхимы легкого [6, 7]. Прослеживается также, хотя и недостоверная статистически (тест Манна–Уитни), частотная зависимость значений $c_{ср}$ с минимумом в области частот 170–290 Гц.

Остановимся теперь более подробно на эффектах, связанных с возбуждением зондирующего сигнала перкуторным ударом. Высокочастотные составляющие перкуторного удара не могли бы быть зарегистрированы на противоположной стороне грудной клетки, если бы с его помощью не происходило возбуждение собственных резонансных колебаний элементов самой грудной клетки. Действительно, авторы предполагали, что перкуторным ударом будет локально возбуждаться резонанс АРК. Таким образом, наличие близкого к линейному участка фазовой характеристики взаимного спектра (рис. 2) в районе 100–150 Гц предполагалось заранее. Однако, на рис. 2, помимо участка 82–118 Гц, вписывающегося в рассмотренную модель, присутствуют линейные участки фазы в районах 176–294 Гц, 341–506 Гц. Каково же их происхождение?

С целью выяснения природы данного эффекта обратимся к рис. 3, на котором представлен автоспектр отклика микрофона (участок записи, непосредственно следующий за ударом), расположенного около точки приложения перкуторного удара (реализация та же, что и на рис. 2). Он характеризуется хорошо выраженными спектральными максимумами в районах: 100 Гц, 200–250 Гц, 450 Гц и более слабыми – в областях: 750 Гц, 900 Гц, 1150 Гц. Заметим, что в соответствии с вышеизложенной акустической моделью значение частоты 200–250 Гц характерно для 1/4 волнового резонанса бронхиального дерева как уз-

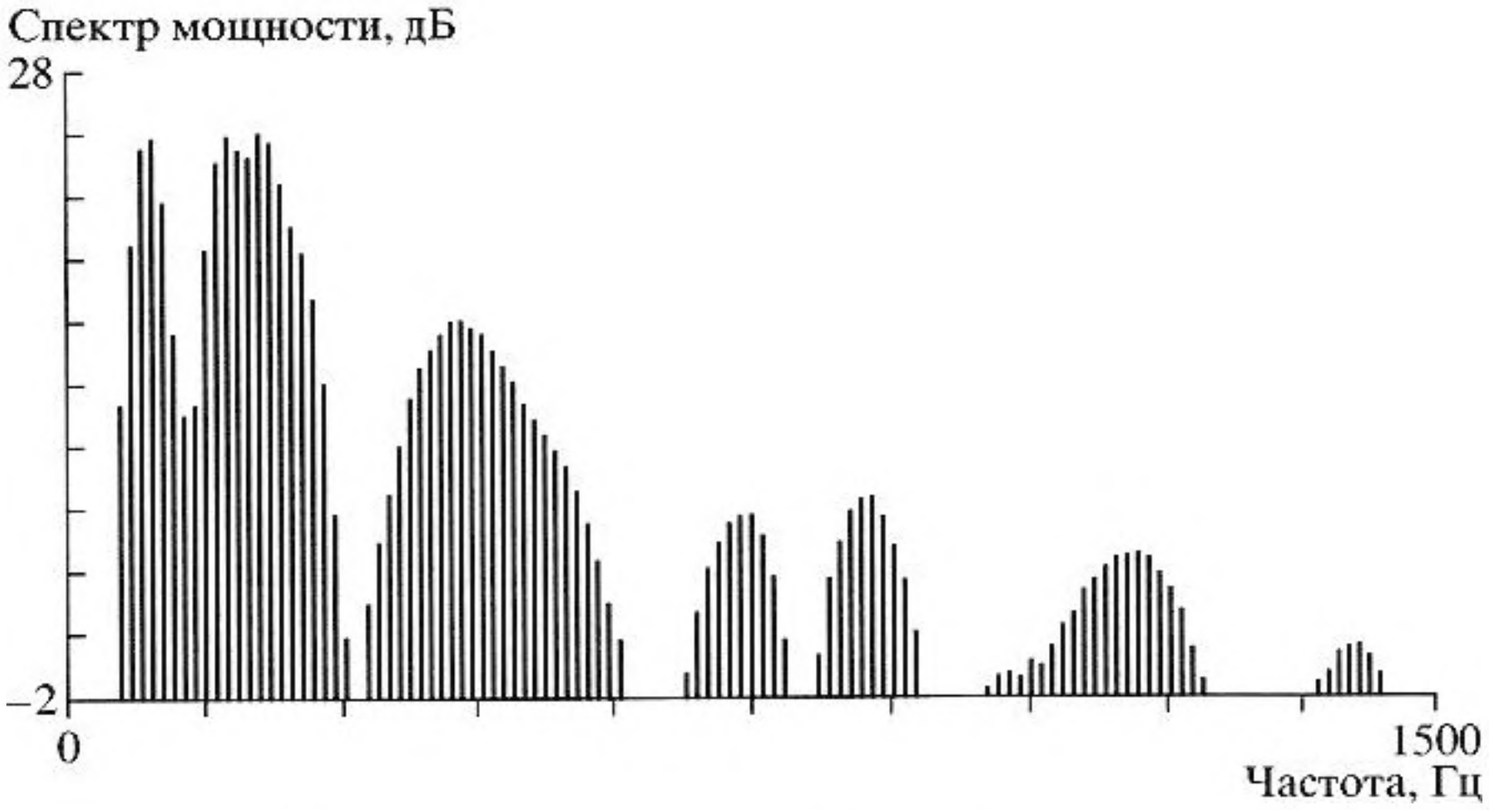

Рис. 3. Спектр отклика ближнего акустического датчика на перкуторный удар.

Таблица 1. Скорость продольных звуковых волн в тканях грудной клетки (обследуемый Т., средняя часть правого легкого)

f_1, Гц	f_2, Гц	φ_1, градусы	φ_2, градусы	$c_{ср}$, м/с
82.4	117.7	–78.6	–157.8	32
176.5	223.6	–6.6	+155.2	20.1
235.3	294.1	–80.5	+151.1	18.2
341	411	–79.8	+170	20
423	517	–141	+136	24.5

Таблица 2. Осредненные оценки скорости продольных звуковых волн в тканях грудной клетки человека: M (Q_{25}; Q_{75})

Диапазон частот, Гц	$c_{ср}$, м/с	Количество измерений
80–130	36.8 (23.1; 46.6)	8
170–290	31.6 (20.1; 37)	10
350–500	52.3 (24.5; 56)	9

кой трубы. Следовательно, перкуторным ударом возбуждается и этот резонансный механизм. Максимум с частотой 450 Гц может быть связан с 1/2 волновым резонансом бронхиального дерева как узкой трубы, появление которого возможно из-за сложного частотно-зависимого характера импеданса "крышек" трубы на частотах свыше 300 Гц либо из-за задержки обследуемым дыхания во время выполнения перкуссии. В последнем случае дыхательный тракт перекрывается, что может приводить к появлению у трубы второй жесткой крышки. При этом более высокочастотные спектральные максимумы (750 Гц, 1150 Гц и 900 Гц), скорее всего, характеризуют следующие моды четвертьволнового и полуволнового рядов собственных частот рассматриваемой трубы соответственно. Возбуждаемые ударом собственные колебания столба воздуха в трубе бронхиального дерева являются источником цилиндрической волны, распространяющейся в тканях грудной клетки за счет трансформации части энергии стоячей волны в пульсации боковой стенки трубы в согласии с [16, 17]. Поскольку участки максимальных амплитуд стоячей волны лежат на различных уровнях бронхиальной трубы: 1/4 волновой – в районе главных бронхов [17], 1/2 волновой – явно ближе к стенке грудной клетки, то длина хода звуковой волны по легочным тканям для этих частотных диапазонов существенно изменяется. Аналогичные соображения высказываются, кстати, и в статьях [11, 19]. Таким образом, не исключено, что наблюдаемый минимум значения $c_{ср}$ (табл. 2) связан не только с дисперсией продольной скорости звука в тканях паренхимы легкого, но и с изменением длины пути по паренхиме. Распространение по воздушным каналам, видимо, сказывается на данном эффекте слабо, так как скорость звука здесь почти на порядок выше, чем в паренхиме.

Заметим также, что спектральные максимумы, аналогичные показанным на рис. 3, наблюдаются у всех обследуемых, однако соотношения их амплитуд существенно различаются. Поскольку, как следует из вышеизложенного, перкуторным ударом возбуждается весь набор резонансных частот (мод) системы дыхания, то не исключено, что по соотношению амплитуд спектральных максимумов окажется возможным судить и о функциональном состоянии легких.

ВЫВОДЫ

Предложен и обоснован взаимноспектральный метод определения продольной скорости звука в тканях грудной клетки человека *in vivo*, основанный на регистрации перкуторного удара парой акустических датчиков, размещенных над противолежащими участками легкого.

Получены оценки средних значений (квартили) продольной скорости звука в тканях грудной клетки *in vivo*: 36.8 (23.1; 46.6) м/с – для диапазона частот 80–130 Гц; 31.6 м/с (20.1; 37) – для диапазона частот 170–290 Гц; 52.3 (24.5; 56) – для диапазона частот 350–500 Гц.

Экспериментально подтверждена адекватность двухрезонансной акустической модели респираторного тракта человека, сочетающей в себе резонанс АРК [12] и волновые резонансы бронхиального дерева как узкой трубы [16]. Авторы выражают признательность Ю.В. Кулакову, И.Ю. Малышенко, Г.Г. Глухоманюку за участие в экспериментах.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Loudon R., Murphy R.L.* Lung sounds // Amer. Rev. Resp. Dis. 1984. V. 130. P. 663–672.
2. *Dalmay F., Antonini M.T., Marquet P., Menier R.* Acoustic properties of normal chest // Eur. Respir. J. 1995. № 8. P. 1761–1769.
3. *Pastercamp H., Kraman S., Wodicka G.* Respiratory sounds. Advances beyond the stethoscopes // Am. Journ. Respir. Crit. Care Med. 1997. V. 156. P. 974–987.
4. *Вовк И.В., Гринченко В.Т., Олейник В.Н.* Проблемы моделирования акустических свойств грудной клетки и измерения шумов дыхания // Акуст. журн. 1995. Т. 41. № 5. С. 758–768.
5. *Fredberg J.J., Holford S.K.* Discrete lung sounds: cracles (rales) as stress-relaxation quadrupoles // J. Acoust. Soc. Am. 1983. V. 73. № 3. P. 1036–1046.
6. *Rice D.A.* Sound speed in pulmonary parenchyma // J. Appl. Physiol. 1983. V. 54. № 1. P. 304–308.

7. *Jahed M., Laifook S.J., Kraman S.S.* Stress wave velocity measured in intact pig lungs with cross-spectral analysis // J. Appl. Physiol. 1994. V. 76. № 2. P. 565–571.
8. *Дьяченко А.И., Любимов Г.А.* Распространение звука в легочной паренхиме // Изв. АН СССР, сер. Механика жидкости и газа. 1988. № 5. С. 3–16.
9. *Kraman S.S.* Speed of low-frequency sound through lungs of normal men // J. Appl. Physiol. 1983. V. 55. № 6. P. 1862–1868.
10. *Rice D.A., Rice J.C.* Central to peripheral sound propagation in excised lung // J. Acoust. Soc. Am. 1987. V. 82. № 4. P. 1139–1144.
11. *Lu S., Doerschuk P.C., Wodicka G.R.* Parametric phase-delay estimation of sound transmitted through intact human lung // Med. Biol. Eng. Comput. 1995. V. 33. № 3. P. 293–298.
12. *Немеровский Л.И.* Пульмофонография. М.: Медицина, 1981. С. 29–73.
13. *Исакович М.А.* Общая акустика. М.: Наука, 1973. С. 147–229.
14. Физиология дыхания / Отв. ред. И.С. Бреслав, Г.Г. Исаев – СПб.: Наука, 1994. С. 7–120.
15. *Редерман М.И.* Актуальные проблемы аускультации легких // Терапевтический архив. 1989. Т. 61. № 4. С. 113–116.
16. *Wodicka G., Stevens K., Golub H., Shannon D.* Spectral characteristics of sound transmission in the human respiratory system // IEEE Trans. on Biomed. Eng. 1990. V. 37. P. 1130–1134.
17. *Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Кулаков Ю.В.* Особенности передачи звука голоса человека на стенку грудной клетки // Акуст. журн. 1998. Т. 44. № 3. С. 385–395.
18. *Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Кулаков Ю.В.* Особенности акустических явлений, наблюдаемых при аускультации легких // Акуст. журн. 2003. Т. 49. № 3. С. 376–388.
19. *Leung A., Sehati S., Young D., McLeod C.* Sound transmission between 50 and 600 Hz in excised pig lungs filled with air and helium // J. Appl. Physiol. 2000. V. 89. № 6. P. 2472–2482.

Acoustic Properties of a Human Chest

V. I. Korenbaum* and A. A. Tagil'tsev**

** Il'ichev Pacific Oceanological Institute, Far-East Division, Russian Academy of Sciences, ul. Baltiĭskaya 43, Vladivostok, 690041 Russia*

*** Institute of Physics and Information Technologies, Far East State University, ul. Sukhanova 8, Vladivostok, 690600 Russia*

e-mail: v-kor@poi.dvo.ru

Abstract—A cross-spectral method for determining the longitudinal velocity of sound in tissues of a human chest *in vivo* is proposed and substantiated. The method is based on the detection of a percussion stroke by two acoustic sensors positioned over opposite parts of a lung. Statistical estimates are obtained for the longitudinal velocity of sound in chest tissues (the middle part of the right lung) from a group of three men (40–47 years old) without any evident lung disorders in the frequency ranges of 80–130, 170–290, and 350–500 Hz. The adequacy of the double-resonance acoustic model of the human respiratory tract, which combines the resonance of the air volume in the human chest and the wave resonances of the bronchial tree as a narrow pipe, is experimentally verified.