АКУСТИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ, 2010, том 56, № 4, с. 537–544

АКУСТИКА ЖИВЫХ СИСТЕМ. БИОЛОГИЧЕСКАЯ АКУСТИКА

УДК 534.222

ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОХОЖДЕНИЯ СЛОЖНЫХ ЗВУКОВЫХ СИГНАЛОВ В ДЫХАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЕ ЧЕЛОВЕКА

© 2010 г. В. И. Коренбаум, А. В. Нужденко, А. А. Тагильцев, А. Е. Костив

Тихоокеанский океанологический институт им. В.И. Ильичева Дальневосточного отделения РАН.
Научно-образовательный центр "Медицинская физика" Дальневосточного государственного университета
E-mail: v-kor@poi.dvo.ru

Поступила в редакцию 29.03.09 г.

Путем просветного зондирования легких человека сложными акустическими сигналами в полосе частот от 100 до 1000 Гц впервые удалось явно подтвердить наличие двух одновременно существующих механизмов прохождения звуковых колебаний из полости рта на поверхность грудной клетки, отличающихся результирующей скоростью распространения. Численные значения задержек времени распространения позволяют связать первый из этих механизмов с комбинированным воздушно-структурным прохождением, а второй – с чисто структурным.

ВВЕДЕНИЕ

Распространение звука в дыхательной системе человека представляет собой один из наиболее сложных вопросов респираторной акустики. Сложность строения респираторного тракта уже давно вызывала предположения о существовании нескольких путей проведения звуковых колебаний на стенку грудной клетки. Впервые существование 2 основных путей проведения звуков голоса на грудную стенку: по просвету дыхательных путей (воздушный) и по тканям легкого (структурный) – было постулировано в работе [1]. Аналогичные идеи позднее высказывались в [2], где была сделана попытка обоснования механизма воздушного проведения на основе феномена акустического резонансного контура (податливость воздуха в терминальных частях бронхиального дерева и масса грудной стенки), обеспечивающего передачу плоских звуковых волн, распространяющихся по воздушному просвету дыхательных путей (ДП), на стенку грудной клетки. Напротив, в работах [3, 4] получил акустическое обоснование механизм структурного проведения, в качестве источника которого были идентифицированы цилиндрические пульсации крупных ДП, передаваемые через ткани и паренхиму легких на стенку грудной клетки.

Авторы [5] с помощью метода структурной интенсимметрии зафиксировали спектральные различия проведенных звуков голоса над верхними и нижними отделами легких и предложили акустические модели [5, 6], интерпретирующие этот эффект с позиций взаимного наложения воздушного и структурного проведения. Более того, клинический эксперимент [7] выявил высокие диагностические характеристики метода [5] в выявлении очаговой пневмонии, что косвенно подтверждает адекватность предложенных акустических моделей [5, 6]. Однако теоретическими работами [8, 9] было показано, что чисто воздушное проведение из полости рта до самой стенки грудной клетки, по крайней мере, в диапазоне частот 100–500 Гц невозможно. Речь должна, скорее, идти о комбинированном воздушно-структурном механизме, когда звуковые колебания часть пути проходят по просвету ДП, а часть – по тканям паренхимы легких. На эту же мысль наводят результаты экспериментального определения скорости распространения звука в респираторном тракте, полученные ранее в статьях [10, 11], которые продемонстрировали, что средняя скорость звука оказывается в этом случае примерно на порядок меньше чем в неограниченной воздушной среде. Наконец, недавно с помощью кросскорреляционной обработки было экспериментально показано, что скорости распространения механических колебаний с частотами около 100 Гц при их введении в полость рта (предположительно воздушно-структурное проведение) [12] почти вдвое больше, чем при их введении в надключичную область грудной клетки (предположительно чисто структурное проведение) [13]. При этом задержки распространения зондирующих сигналов к акустическим датчикам, расположенным на поверхности грудной клетки, составляли 1–6 мс для эксперимента [12] и 4–13 мс – для эксперимента [13].

В свете изложенного для уточнения механизмов проведения звуковых колебаний в дыхательной системе человека оказывается необходимым оценивать временные задержки порядка нескольких миллисекунд. Известно (см., например, [14]), что использование свертки излученного и принятого сложных сигналов позволяет обеспечить вы-

сокое разрешение во временной области, обратно пропорциональное полосе частот зондирующего сигнала, и выделять приходы сигнала, соответствующие различным путям его распространения.

Цель исследования – экспериментальная оценка возможностей просветного зондирования сложными акустическими сигналами для выявления различных механизмов проведения звуковых колебаний в дыхательной системе человека, отличающихся скоростью распространения.

МЕТОДЫ И МАТЕРИАЛЫ

Использовано два вида сложных зондирующих сигналов:

1) линейно частотно-модулированный (ЛЧМ) сигнал с частотами от 80 до 1000 Гц, перестраиваемыми за время 20 с;

2) фазоманипулированный (ФМ) сигнал на основе последовательно генерируемых трех 511 символьных *m*-кодированных последовательностей с различающимися несущими частотами (200, 300, 750 Гц), общая продолжительность сигнала 2.5 с.

Автокорреляционная функция обоих сигналов, в принципе, обеспечивает временное разрешение порядка 1 мс. Однако искажения спектров откликов сигналов с акустических датчиков, размещенных на поверхности грудной клетки, по сравнению с математической моделью сигнала, приводят к ухудшению временного разрешения, особенно в нижних областях легких.

Разработана лабораторная установка для акустического зондирования легких человека искусственными сигналами, включающая в себя динамик системы возбуждения с маской, запитываемый через усилитель с линейного выхода звуковой карты ПК, систему акустических датчиков акселлерометрического типа, подключаемых к аналоговым входам электронного самописца компьютерной лаборатории PowerLab (ADInstruments). Разработанные акустические датчики акселерометрического типа, в отличие от обычных микрофонных [15], устойчивы к паразитному проникновению полезного сигнала по воздуху (подавление помехи не менее 60 дБ). Чувствительность акустических датчиков по виброускорению составляет 3–4 мВ/мс$^{-2}$ с неравномерностью частотной характеристики не хуже 3 дБ в диапазоне частот от 80 до 1000 Гц. Масса – не более 20 г.

В ходе пилотного эксперимента каждому из троих его участников (№ 1, № 2, № 3) выполнено несколько последовательных попыток зондирования дыхательной системы обоими типами сигналов. Зондирующие сигналы подавались в полость рта через сменный мундштук, фиксируемый в маске динамика системы возбуждения. Обследуемый делал глубокий вдох, плотно обхватывал губами мундштук и начинал маневр медленного выдоха, после чего по его знаку включалось излучение зондирующего сигнала. Во избежание закрытия надгортанника маневр медленного выдоха продолжался до полного окончания зондирующего сигнала. Прошедшие на поверхность тела сигналы, т.е. отклики, регистрировались тремя акустическими датчиками. Они были приклеены с помощью двусторонней липкой ленты в яремной ямке над нижней частью трахеи, в средней и в нижней областях правого легкого по околопозвоночной линии. Запись проведенных сигналов с акустических датчиков осуществлялась на электронный самописец. Частота дискретизации 10 кГц. Синхронно с откликами датчиков записывалась электрическая копия зондирующего сигнала с входа динамика системы возбуждения.

Операция свертки осуществлялась вычислением взаимного спектра синхронных фрагментов электрической копии зондирующего сигнала с откликами акустических датчиков, с последующим обратным преобразованием Фурье и взятием модуля.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Характерный вид полученных сверток откликов и зондирующего сигнала для различных областей легкого показан на рис. 1–3. Разметка отражает следующее: 1 – первый приход зондирующего сигнала, прошедшего через дыхательную систему человека; 2 – второй приход зондирующего сигнала, прошедшего через дыхательную систему человека; A – время задержки электромагнитной наводки от зондирующего сигнала; B – время задержки распространения зондирующего сигнала от динамика по воздуху, окружающему грудную клетку; C – время задержки первого максимума 1 прихода зондирующего сигнала, прошедшего через дыхательную систему человека; D – время задержки первого максимума 2 прихода. По полученным сверткам определены задержки времени между излучением зондирующего сигнала и приемом первого максимума откликов (C) первого прихода (табл. 1). В нижних областях легких выявлено два прихода зондирующего сигнала (рис. 3), задержка между которыми (C–D) представлена в табл. 2. В средних областях легких (рис. 2) для ЛЧМ сигнала, который имеет более выраженные низкочастотные составляющие, чем ФМ сигнал, также выявлено два прихода зондирующего сигнала, задержка между которыми (C–D) представлена в табл. 3. Для ФМ сигнала здесь второй приход выделялся, за исключением отдельных случаев, недостоверно (н/д).

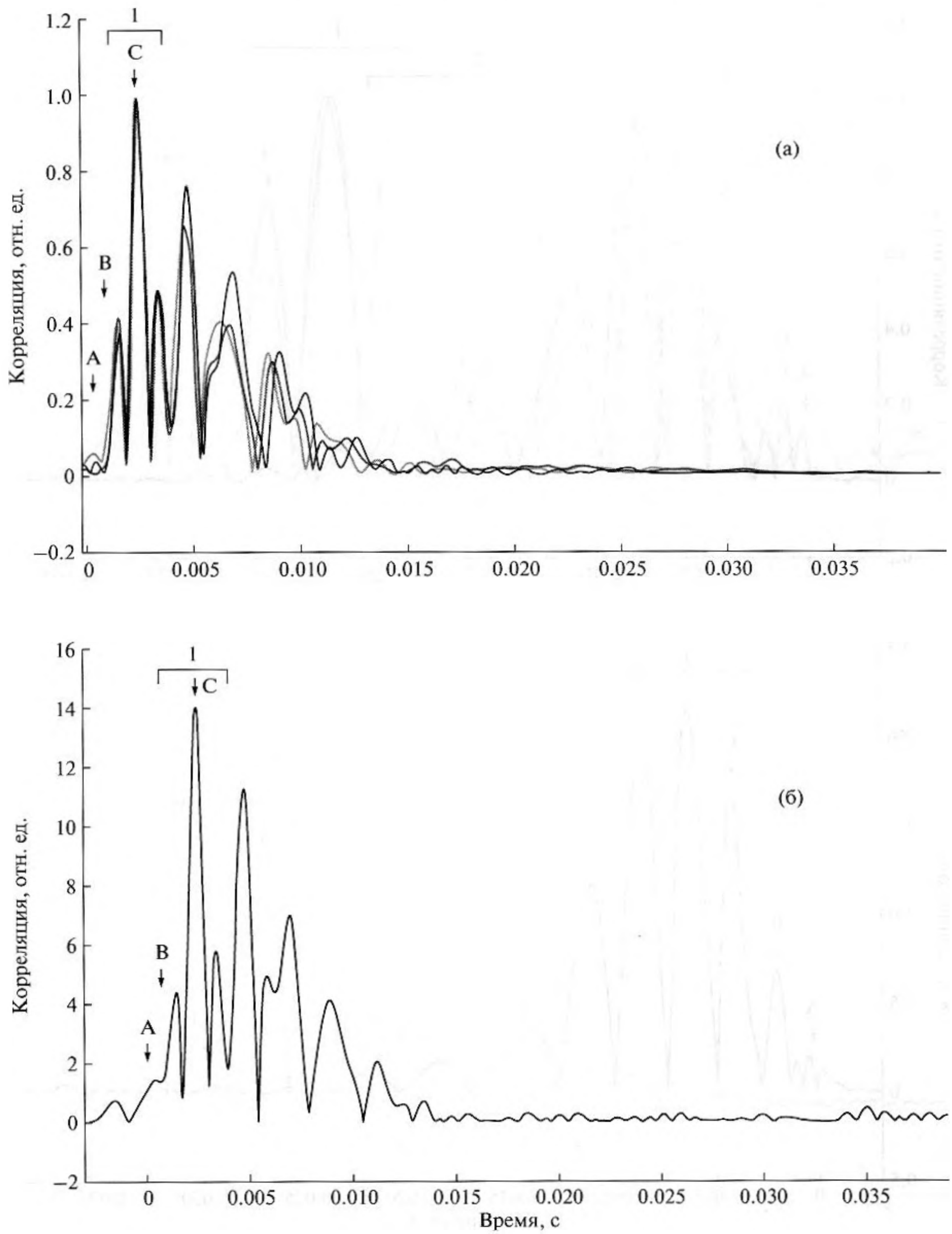


Рис. 1. Свертка зондирующего сигнала и отклика над нижней частью трахеи:
(а) ЛЧМ сигнал, 3 попытки, (б) ФМ сигнал, 1 попытка.
1 – первый приход зондирующего сигнала, прошедшего через дыхательную систему человека; А – время задержки электромагнитной наводки от зондирующего сигнала; В – время задержки распространения зондирующего сигнала от динамика по воздуху, окружающему грудную клетку; С – время задержки первого максимума 1 прихода зондирующего сигнала, прошедшего через дыхательную систему человека.

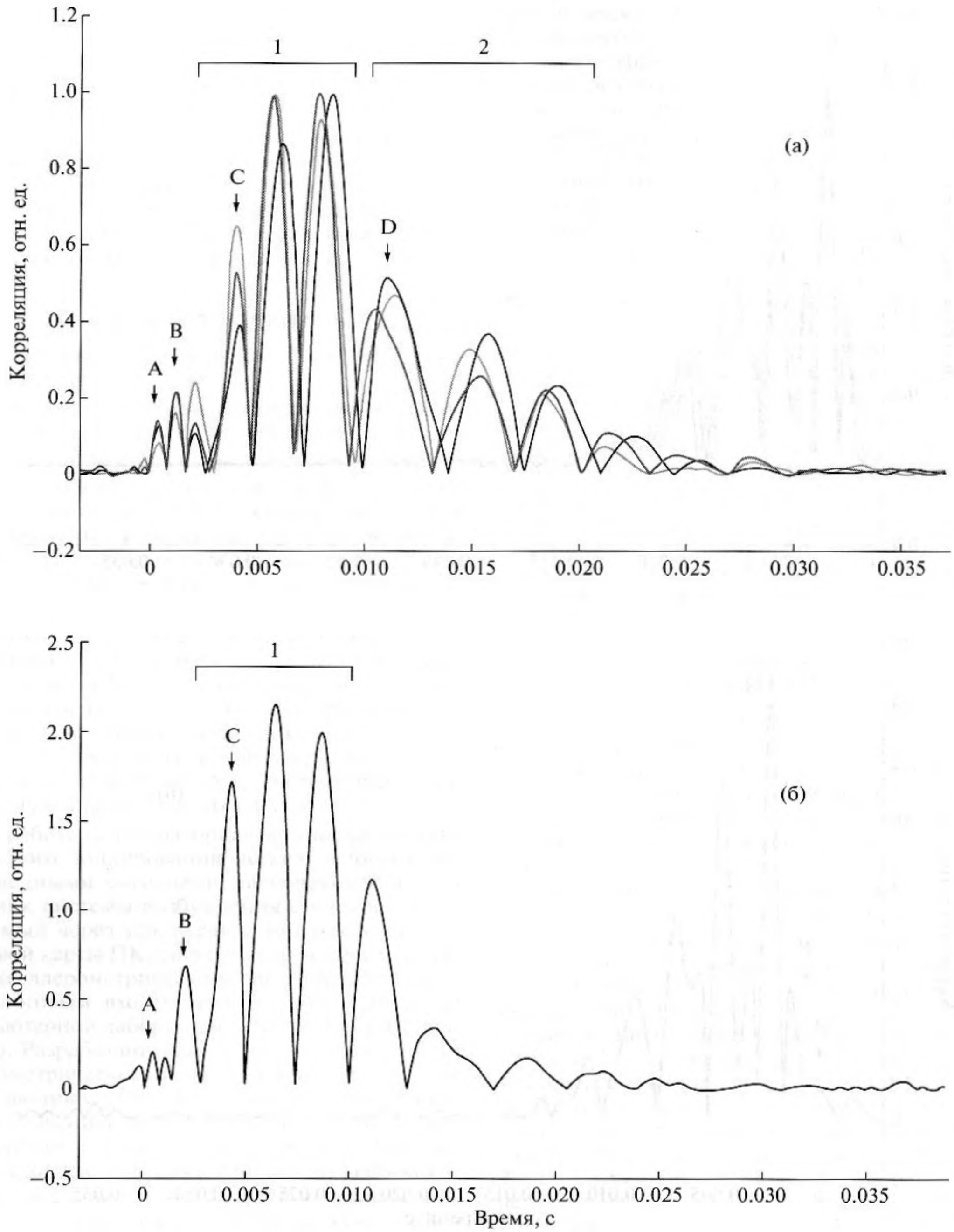
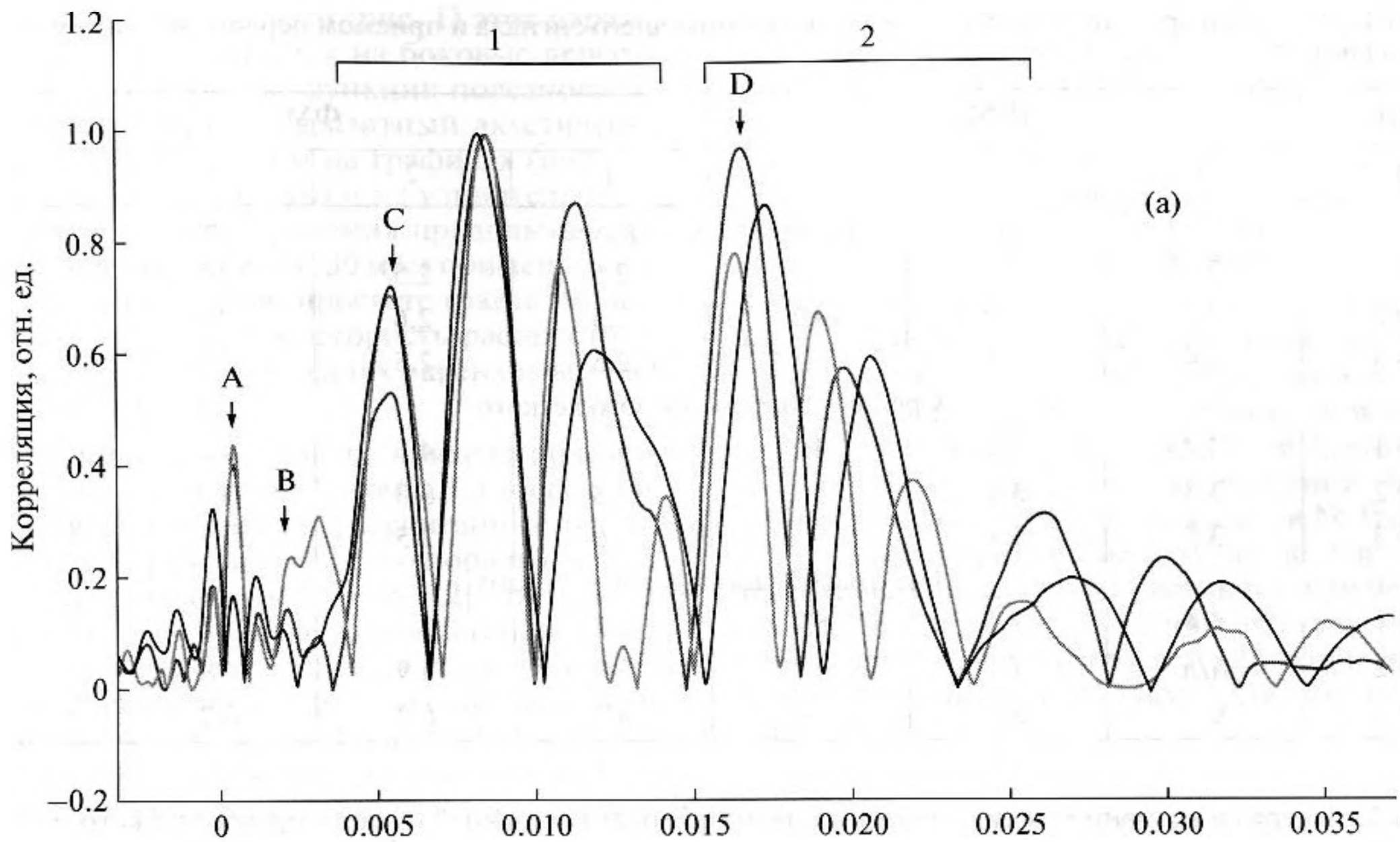


Рис. 2. Свертка зондирующего сигнала и отклика над средней областью правого легкого: (а) ЛЧМ сигнал, 3 попытки, (б) ФМ сигнал, 1 попытка.

1 – первый приход зондирующего сигнала, прошедшего через дыхательную систему человека; 2 – второй приход зондирующего сигнала, прошедшего через дыхательную систему человека; A – время задержки электромагнитной наводки от зондирующего сигнала; B – время задержки распространения зондирующего сигнала от динамика по воздуху, окружающему грудную клетку; C – время задержки первого максимума 1 прихода зондирующего сигнала, прошедшего через дыхательную систему человека; D – время задержки первого максимума 2 прихода зондирующего сигнала, прошедшего через дыхательную систему человека.



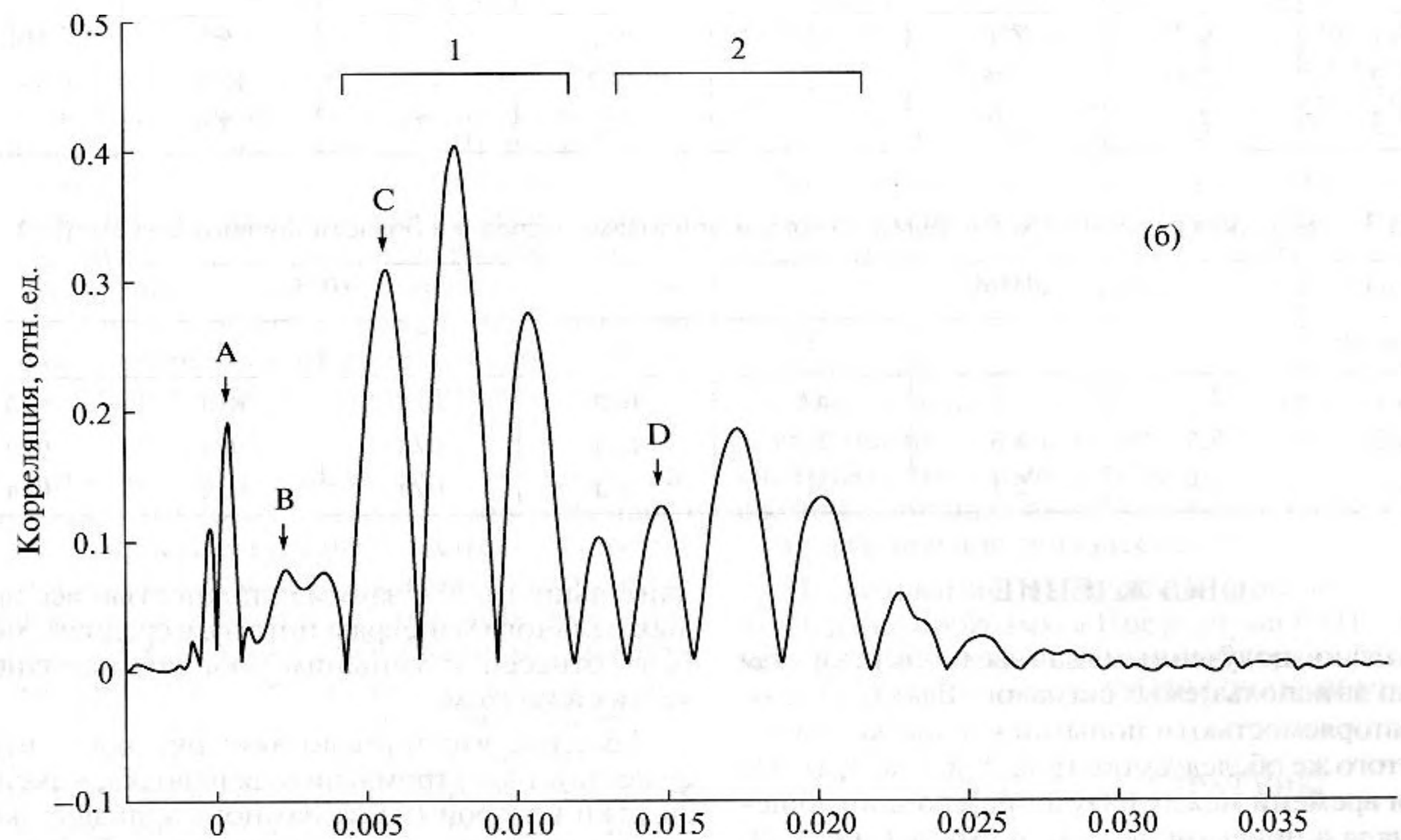


Рис. 3. Свертка зондирующего сигнала и отклика над нижней областью правого легкого: (а) ЛЧМ сигнал, 3 попытки, (б) ФМ сигнал, 1 попытка.

1 – первый приход зондирующего сигнала, прошедшего через дыхательную систему человека; 2 – второй приход зондирующего сигнала, прошедшего через дыхательную систему человека; A – время задержки электромагнитной наводки от зондирующего сигнала; B – время задержки распространения зондирующего сигнала от динамика по воздуху, окружающему грудную клетку; C – время задержки первого максимума 1 прихода зондирующего сигнала, прошедшего через дыхательную систему человека; D – время задержки первого максимума 2 прихода зондирующего сигнала, прошедшего через дыхательную систему человека.

Таблица 1. Задержки времени между излучением зондирующего сигнала и приемом первого максимума первого прихода (мс)

Сигнал	ЛЧМ			ФМ			
Попытки	1	2	3	1	2	3	4
Нижняя часть трахеи							
№ 1	2.5	2.5	2.4	2.5	2.5	2.5	2.5
№ 2	2.7	н/д	н/д	2.5	2.6	2.6	–
№ 3	2.4	2.4	–	2.5	2.5	2.5	–
Средняя область правого легкого							
№ 1	4.2	4.1	4	4.3	4.3	4.2	4.3
№ 2	3.3	3.4	3.3	3.3	3.3	3.3	–
№ 3	3.5	3.4	–	3.6	3.5	3.5	–
Нижняя область правого легкого							
№ 1	5.4	5.4	5.4	5.7	6	5.8	5.9
№ 2	н/д	5	5	5	4.9	4.9	–
№ 3	6	6.1	–	6.2	6.2	6.2	–

Таблица 2. Задержка времени между первым и вторым приходами в нижней области правого легкого (мс)

Сигнал	ЛЧМ			ФМ			
Попытки	1	2	3	1	2	3	4
№ 1	9.2	8.1	7.9	9.3	9.2	9	9.1
№ 2	13.1	н/д	12.4	13.2	12.4	12.5	–
№ 3	7.5	7.2	–	8.3	7.8	7.9	–

Таблица 3. Задержка времени между первым и вторым приходами в средней области правого легкого (мс)

Сигнал	ЛЧМ			ФМ			
Попытки	1	2	3	1	2	3	4
№ 1	4.9	4.7	5.6	н/д	н/д	н/д	н/д
№ 2	7.5	7.6	7.8	н/д	н/д	н/д	н/д
№ 3	4.8	5.1	–	н/д	н/д	н/д	н/д

ОБСУЖДЕНИЕ

Согласно полученным данным, свертки для каждого из используемых сигналов обладают высокой повторяемостью от попытки к попытке для одного и того же обследуемого (рис. 1, а, 2, а, 3, а). Задержки времени между излучением зондирующего сигнала и приемом первого прихода (рис. 1–3, зона 1, точка С, табл. 1) для обоих типов сигналов по каждому обследуемому близки, но имеют устойчивые различия, в особенности, в нижних областях легких. Действительно, условия зондирования несколько различались. ФМ сигнал имел длительность 2.5 с и подавался в респираторный тракт в начале выдоха при, в среднем, больших легочных объемах, чем ЛЧМ сигнал, который при длительности 20 с занимал полностью все время дыхательного маневра и потому, в среднем, может быть отнесен к меньшим уровням наполнения легких воздухом.

Заметим, что помимо акустического сигнала существует электромагнитная наводка, максимум свертки которой (из-за намного большей скорости распространения) располагается вблизи нулевого отсчета графиков (рис. 1–3) по времени (зона А). Несмотря на высокое подавление акустическими датчиками паразитного акустического сигнала, распространяющего от динамика по воздуху, окружающему тело обследуемого, при свертке (оптимальная обработка, улучшающая отношение сигнал/помеха) он отчетливо виден в средней и нижней частях легкого (рис. 2, 3 – зона В). В от-

кликах снятых над трахеей (рис. 1) этот паразитный сигнал накладывается на боковые лепестки взаимокорреляционной функции полезного сигнала. Таким образом, паразитный акустический сигнал хорошо различим на графиках (рис. 2, 3) по времени задержки. Это и не удивительно, так как скорость распространения продольных волн в неограниченной среде (330 м/с) примерно вдвое выше, чем в воздушном просвете трахеи [9], и существенно больше, чем скорость распространения продольных волн в тканях паренхимы легких (15–30 м/с [10, 11]).

Задержки приема первого прихода полезного сигнала (рис. 1–3, зона 1, точка C) в средней и нижней областях легких, рассчитанные относительно нижней части трахеи, по порядку величин аналогичны значениям [12]. В [12] применялась подача узкополосного частотно-манипулированного зондирующего сигнала в полость рта. Задержки приема второго прихода полезного сигнала (рис. 2–3, зона 2, точка D) в средней и нижней областях легких относительно нижней части трахеи по порядку величин согласуются с данными [13]. В [13] использовалась подача узкополосного частотно-манипулированного зондирующего сигнала в надключичную область грудной клетки, что полностью исключает воздушный путь распространения сигнала.

Поскольку в откликах наших зондирующих сигналов, подаваемых в полость рта, содержатся два прихода, аналогичные [12, 13] по времени проведения, логично предположить возможность одновременного существования обоих путей проведения звуковых колебаний в легких. Следует заметить, что использование в работе [12] узкополосного зондирующего сигнала не позволило обеспечить временное разрешение, достаточное для выделения обнаруженного нами второго прихода.

В согласии с [12] первый приход определяется частичным распространением зондирующего сигнала по просвету крупных дыхательных путей, а затем переизлучением в паренхиму легкого и частичным распространением по ней. Второй приход может быть увязан с возбуждением пульсирующими стенками трахеи (стоячая волна [5]) звуковых колебаний в тканях внелегочной верхней части грудной клетки, откуда эти колебания согласно [13] проводятся по паренхиме легкого к местам установки акустических датчиков. Таким образом, механизм проведения второго прихода представляется чисто структурным, тогда как механизм проведения первого прихода, по всей видимости, является комбинированным воздушно-структурным.

Заметим, что переизлучение зондирующего сигнала из воздушного просвета дыхательных путей в ткани паренхимы легких возможно на разных уровнях бронхиального дерева: нижняя часть трахеи, главные бронхи, долевые бронхи, сегментарные бронхи и т.д. Это, в принципе, может привести к множественности приходов воздушно-структурного проведения. Однако эта множественность не может быть пока экспериментально выявлена при достигнутом на сегодняшний день уровне разрешения во времени.

Обращает на себя внимание индивидуальность как времени между излучением зондирующего сигнала и приемом первого прихода, так и задержек между первым и вторым приходами. Для случаев, обследуемых № 1 и № 3, это может быть объяснено различием комплекции. В то же время при схожей комплекции (№ 2 и № 3) следует предположить различное состояние паренхимы легких, связанное с ее возрастными изменениями (№ 3). Это позволяет рассчитывать на возможность использования просветного зондирования легких сложными сигналами для диагностических целей.

ВЫВОДЫ

Путем просветного зондирования легких человека сложными акустическими сигналами впервые удалось явно подтвердить наличие 2-х одновременно существующих механизмов проведения звуковых колебаний из полости рта на поверхность грудной клетки, отличающихся результирующей скоростью распространения.

Численные значения задержек времени распространения позволяют связать первый из этих механизмов с комбинированным воздушно-структурным проведением, а второй – с чисто структурным.

Выявленная в ходе пилотного эксперимента индивидуальность задержек времени, вносимых двумя механизмами проведения, позволяет рассчитывать на возможность использования просветного зондирования легких сложными сигналами для диагностических целей.

Исследования выполнены при финансовой поддержке программы Президиума РАН “Фундаментальные науки – медицине” (грант ДВО РАН 06-1-П12-043) и гранта РФФИ 09-08-00105-а.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Buller A.J., Dornhorst A.C.* The physics of some pulmonary signs // Lancet. 1956. V. 29. № 271 (6944). P. 649–651.
2. *Немеровский Л.И.* Пульмофонография. М.: Медицина, 1981. С. 29–73.
3. *Wodicka G., Stevens K., Golub H., Cravalho E., Shannon D.* A model of acoustic transmission in the respiratory system // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1989. V. 36. P. 925–934.

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. *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. 380–390.

6. *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.

7. *Кулаков Ю.В., Малышенко И.Ю., Коренбаум В.И.* Возможности комбинированной бронхофонографии в диагностике пневмоний // Пульмонология. 2002. Т. 12. № 5. С. 29–32.

8. *Дьяченко А.И.* Математические модели механики легких с распределёнными параметрами // Автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора технических наук. М. 2003. 38 с.

9. *Басовский В.Г., Вовк И.В., Вовк О.И.* Распространение звука в бронхиальном дереве человека. Часть 2. Анализ численных результатов // Акуст. вестник. 2000. Т. 3. № 4. С. 11–20.

10. *Kraman S.S.* Lung sounds: relative site of origin and comparative amplitudes in normal subjects // Lung. 1983. V. 161. P. 57–64.

11. *Mahagnah M., Gavriely N.* Gas-density does not affect pulmonary acoustic transmission in normal men // J. Appl. Physiol. 1995. V. 78. № 3. P. 928–937.

12. *Bergstresser T., Ofengeim D., Vyshedskiy A., Shane J., Murphy R.* Sound transmission in the lung as a function of lung volume // J. Appl. Physiol. 2002. V. 93. P. 667–674.

13. *Paciej R., Vyshedskiy A., Shane J., Murphy R.* Transpulmonary speed of sound input into the supraclavicular space // J. Appl. Physiol. 2003. V. 94. P. 604–611.

14. *Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Моргунов Ю.Н., Нужденко А.В.* Измерение углов прихода сложных зондирующих сигналов точечной приемной системой для акустической томографии океана // Докл. IX школы-семинара акад. Л.М. Бреховских, совмещенной с XII сессией РАО. М.: ГЕОС, 2002. С. 331–334.

15. *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.