

**ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ,
МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ**

УДК 534.222

**АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС
ДЛЯ МНОГОКАНАЛЬНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ РАСПРОСТРАНЕНИЯ
ЗВУКОВЫХ КОЛЕБАНИЙ В ДЫХАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЕ ЧЕЛОВЕКА**

© 2013 г. В. И. Коренбаум*, **, А. А. Тагильцев*, А. Е. Костив*, А. Д. Ширяев*

* Тихоокеанский океанологический институт им. В.И. Ильичева ДВО РАН
Россия, 690041, Владивосток, ул. Балтийская, 43

** Дальневосточный федеральный университет, Школа естественных наук,
Кафедра теоретической и экспериментальной физики
Россия, 690091, Владивосток, ул. Суханова, 8
E-mail: v-kor@poi.dvo.ru

Поступила в редакцию 21.01.2013 г.

Описана установка для многоканального исследования распространения звуковых колебаний в дыхательной системе человека. В качестве датчиков, регистрирующих сигналы на поверхности грудной клетки, используются акселерометры. Установка обеспечивает регистрацию сигналов с 14-ти акустических датчиков. Исследуемый диапазон частот 80–1000 Гц. Разработана программа для визуализации записанных с поверхности грудной клетки сигналов. Установка позволяет регистрировать как естественные дыхательные шумы, так и проведенные на поверхность грудной клетки искусственные зондирующие сигналы. Достоинством установки является использование широкодоступной универсальной техники.

DOI: 10.7868/S0032816213060050

ВВЕДЕНИЕ

Акустическая визуализация легких человека – естественное направление развития науки и техники при решении проблемы объективизации аускультации легких, которая широко используется в медицине с начала XIX века (аускультация – метод исследования функции внутренних органов, основанный на выслушивании звуковых явлений, связанных с их деятельностью). Принципиальные достоинства акустических методов визуализации очевидны. Однако, несмотря на многочисленные попытки [1–4], эффективно решить эту проблему пока не удается, что приводит к постепенному вытеснению аускультации легких из медицинской практики более сложными дорогими и далеко не безвредными методиками (компьютерная рентгеновская томография, магниторезонансная томография), которые не позволяют проводить обследования с достаточной для практических целей частотой повторения. Основные причины, затрудняющие широкое применение акустических методов, – это сложность распространения звуковых колебаний в дыхательной системе человека, неясность механизмов и зон шумообразования [5–9].

Для исследования фундаментальных и прикладных аспектов акустической визуализации дыхательной системы человека в разных странах разрабатывают специализированные комплексы

аппаратуры, обеспечивающие многоканальную регистрацию дыхательных и проведенных звуков на поверхности грудной клетки и излучение зондирующих сигналов в респираторный тракт [3, 10–12]. Цель данной работы – создание широкодоступной универсальной техники для изучения акустики дыхательной системы человека.

ТЕХНИЧЕСКИЕ РЕШЕНИЯ

Основой системы регистрации разработанного аппаратно-программного комплекса служит серийно выпускаемый 16-канальный электронный самописец PowerLab (ADInstruments). Самописец снабжен пакетом программ Chart (ADInstruments), обеспечивающих многоканальное кондиционирование (усиление, цифровая фильтрация) сигналов и их синхронную цифровую запись. Возможно преобразование записанных сигналов в форматы txt, mat и wav для дальнейшей обработки в различных универсальных программных средствах.

Канал излучения сигналов в респираторный тракт человека содержит электроакустическую систему и комплект аппаратуры, включающий формирователь сигналов на базе персонального компьютера (п.к.) и усилитель мощности. Структурная схема установки показана на рис. 1.

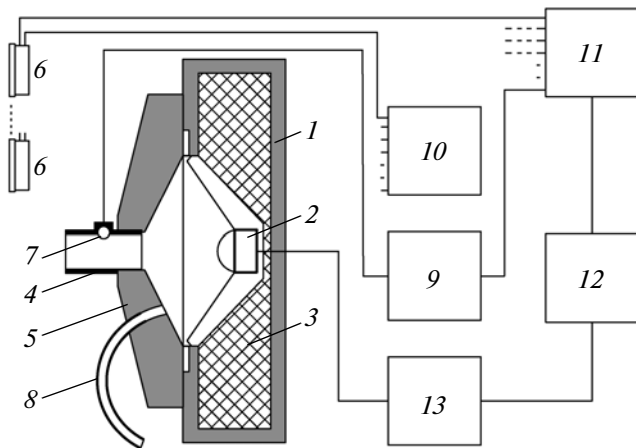


Рис. 1. Структурная схема системы регистрации. 1 – корпус источника звука; 2 – громкоговоритель; 3 – звукопоглотитель; 4 – патрубок с мундштуком; 5 – крышка камеры связи; 6 – датчик, размещаемый на грудной клетке; 7 – датчик контроля звукового давления; 8 – трубка отвода воздуха; 9 – усилитель датчика контроля звукового давления; 10 – источник питания усилителей датчиков; 11 – 16-канальный электронный самописец; 12 – персональный компьютер; 13 – усилитель мощности.

В замкнутый корпус 1 размером 300 × 250 × 250 мм заключен электродинамический громкоговоритель 2 с диффузором диаметром 90 мм, выполненным из углепластика (используется в качестве сабвуфера в акустической системе J8902 производства КНР). Тыльная сторона громкоговорителя нагружена на поглощающий материал 3 (поролон), а фронтальная создает в патрубке 4, выполненном из оргстекла (Ø30 мм, длина 70 мм, толщина стенки 2 мм), необходимый уровень звукового давления, контролируемый датчиком 7. В качестве последнего служит рассогласованный с воздушной средой сферический пьезокерамический преобразователь Ø5 мм. Преобразователь конформно закреплен через акустическую развязку в стенке патрубка. При этом просвет патрубка и его механические свойства не изменяются. Малая в сравнении с микрофонами чувствительность датчика 7 по звуковому давлению компенсируется высоким уровнем сигнала при работе громкоговорителя, а запас по динамическому диапазону позволяет устранить нелинейные искажения, которые возникают при попытках использования для этих целей малогабаритных электретных микрофонов.

Патрубок 4 снабжен сменным мундштуком, который охватывается губами пациента на время подачи звуковых колебаний в респираторный тракт. Диффузор громкоговорителя и жесткая конусная крышка 5 образуют камеру связи. Для отвода воздуха из камеры связи в процессе выдоха служит жесткая трубка 8, установленная в отверстии Ø6 мм, выполненном в крышке камеры.

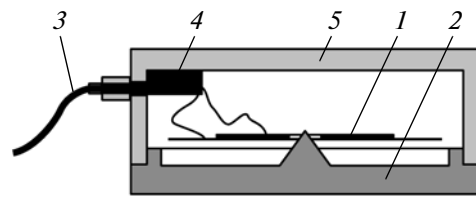


Рис. 2. Устройство акустического датчика. 1 – биморфный пьезоэлемент, 2 – основание, 3 – кабельный ввод, 4 – предусилитель, 5 – корпус.

Площадь сечения трубки для отвода воздуха много меньше сечения патрубка-звукопровода, что позволяет не только удалять из камеры воздух при медленном выдохе, выравнивая давление внутри и вне камеры, но и обеспечивать эффективность работы громкоговорителя на низких частотах.

Зондирующие сигналы заданной формы формируются п.к. 12 с помощью одной из программ, работающих с wav-файлами, например SpectraLab (SoundTech Inc.). Через цифроаналоговый преобразователь (ц.а.п.) звуковой карты п.к. и усилитель мощности (13) RB-1080 (Rotel) они подаются на электродинамический громкоговоритель.

Для приема акустических сигналов на поверхности грудной клетки человека используют набор датчиков 6 (см. рис. 1), которые закрепляют на теле пациента с помощью двусторонней липкой ленты. Датчики представляют собой специально разработанные легкие акселерометры массой 7 г и габаритами Ø30 × 10 мм (рис. 2). Активный элемент датчика – тонкий биморф 1, состоящий из металлической подложки Ø20 мм и наклеенной на нее пьезопластины Ø14 мм. В центре биморфа выполнено отверстие для его посадки на коническую опору, являющуюся частью основания датчика 2. Коническая опора, допускающая изгибные колебания биморфа, обеспечивает более высокую в сравнении со стержневыми опорами жесткость в его плоскости, чем достигается пониженная поперечная чувствительность датчика. В корпус датчика встроен сверхминиатюрный аналоговый усилитель LMV1014 (National Semiconductor) с током потребления 38 мкА, который питается по отдельной жиле коаксиального кабеля от низковольтного источника 10 (рис. 1).

Чувствительность датчика по ускорению в диапазоне частот 200–2000 Гц составляет 1.5–2 мВ/(м · с⁻²) без учета коэффициента усиления микросхемы LMV1014. Резонансная частота датчика ~3 кГц. Преимущество датчиков акселерометрического типа по сравнению с микрофонными [3, 4, 13] заключается в слабом паразитном проникновении зондирующего акустического сигнала [7] от громкоговорителя через воздушное пространство, окружающее тело человека.

Отклики акустических датчиков усиливаются, фильтруются и регистрируются 16-канальным

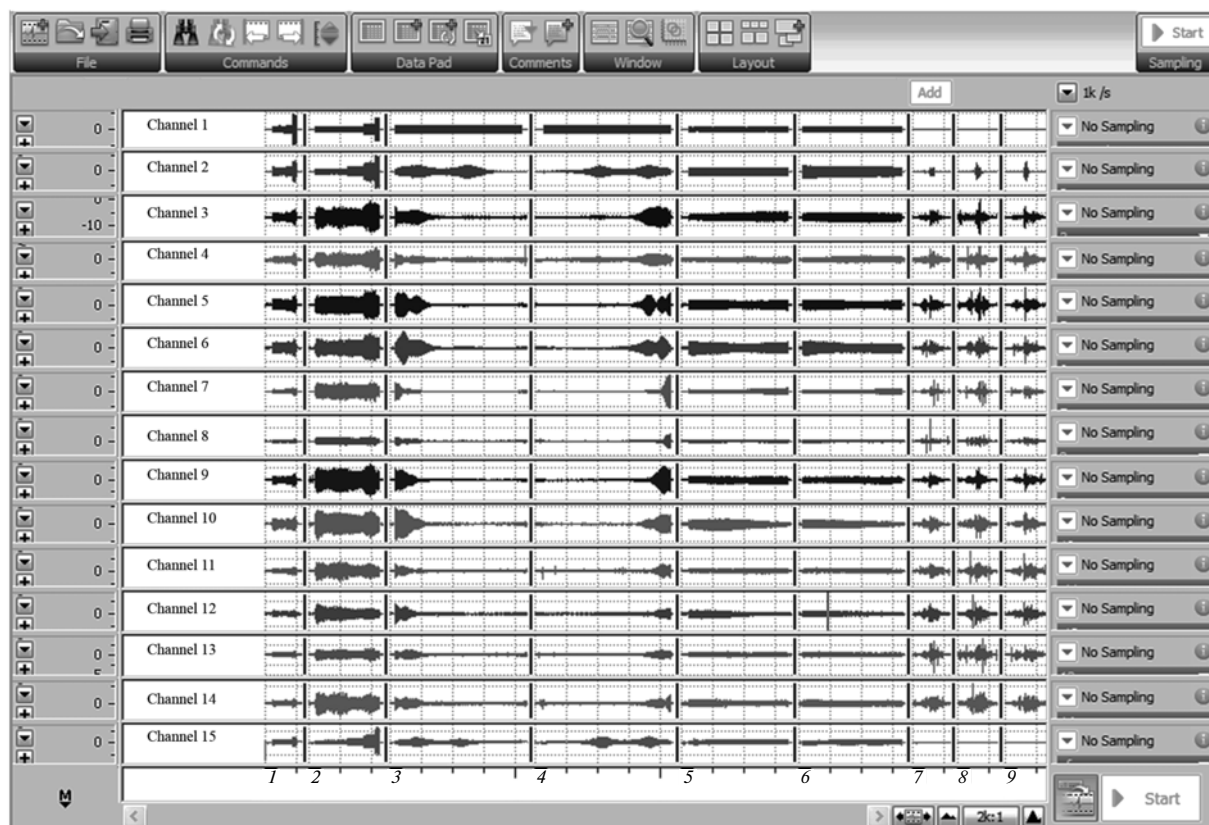


Рис. 3. Окно программы Chart с примером записи 15-канального файла сигналов здорового добровольца. Представлены фрагменты записи: 1 – трехчастотный ф.м.-сигнал; 2 – четырехчастотный ф.м.-сигнал; 3 – прямой л.ч.м.-сигнал; 4 – обратный л.ч.м.-сигнал; 5, 6 – множественный укороченный ф.м.-сигнал (400 13-символьных последовательностей Баркера); 7–9 – маневры вдоха и форсированного выдоха. По оси абсцисс отложено время, с (цена деления 5 с), по оси ординат – электрическое напряжение, В.

электронным самописцем (11) PowerLab (ADInstruments), работающим под управлением п.к. (см. рис. 1). Выбор каналов, пределов измерений, управление записью-воспроизведением, анализ и представление данных осуществляются с использованием программного обеспечения электронного самописца Chart (ADInstruments).

В качестве зондирующих сигналов предложено [7, 8] использовать линейно-частотно-модулированный (л.ч.м.) сигнал с частотами от 80 до 1000 Гц, перестраиваемыми за время 20 с в прямом и обратном направлениях, трехчастотный фазоманипулированный (ф.м.) сигнал на основе последовательно генерируемых трех 511-символьных m -кодированных последовательностей с несущими частотами (200, 300, 750 Гц). Общая продолжительность сигнала 2.5 с. Дополнительно разработаны четырехчастотный ф.м.-сигнал с расширенной частотной полосой (кодированная m -последовательность 511 символов, средние частоты 100, 200, 300, 700 Гц), обеспечивающий повышение разрешения при обработке сверткой [8], и последовательность укороченных ф.м.-сигналов (400 13-символьных последовательностей Баркера, цен-

тральная частота 500 Гц) общей длительностью 15 с, предназначенных для множественного зондирования легких в течение одного дыхательного маневра с целью оценки наполнения воздухом легких.

Кроме того, источниками естественных сигналов могут являться шумы вдоха и выдоха, в том числе форсированного, а также звуки голоса.

ПРИМЕРЫ ПРИМЕНЕНИЯ

В ходе проводимых исследований на разработанной установке регистрировались отклики на сложные сигналы, подаваемые в полость рта, а также шумы вдоха и форсированного выдоха. По каждому обследуемому пациенту получены файлы многоканальных записей сигналов в пакете программ Chart (рис. 3). Запись каналов осуществлялась в следующем порядке: канал 1 – электронная копия зондирующего сигнала с входа усилителя мощности; канал 2 – датчик над средней частью трахеи; канал 3 – датчик над подключичной областью правой среднеключичной линии; канал 4 – датчик над подключичной обла-

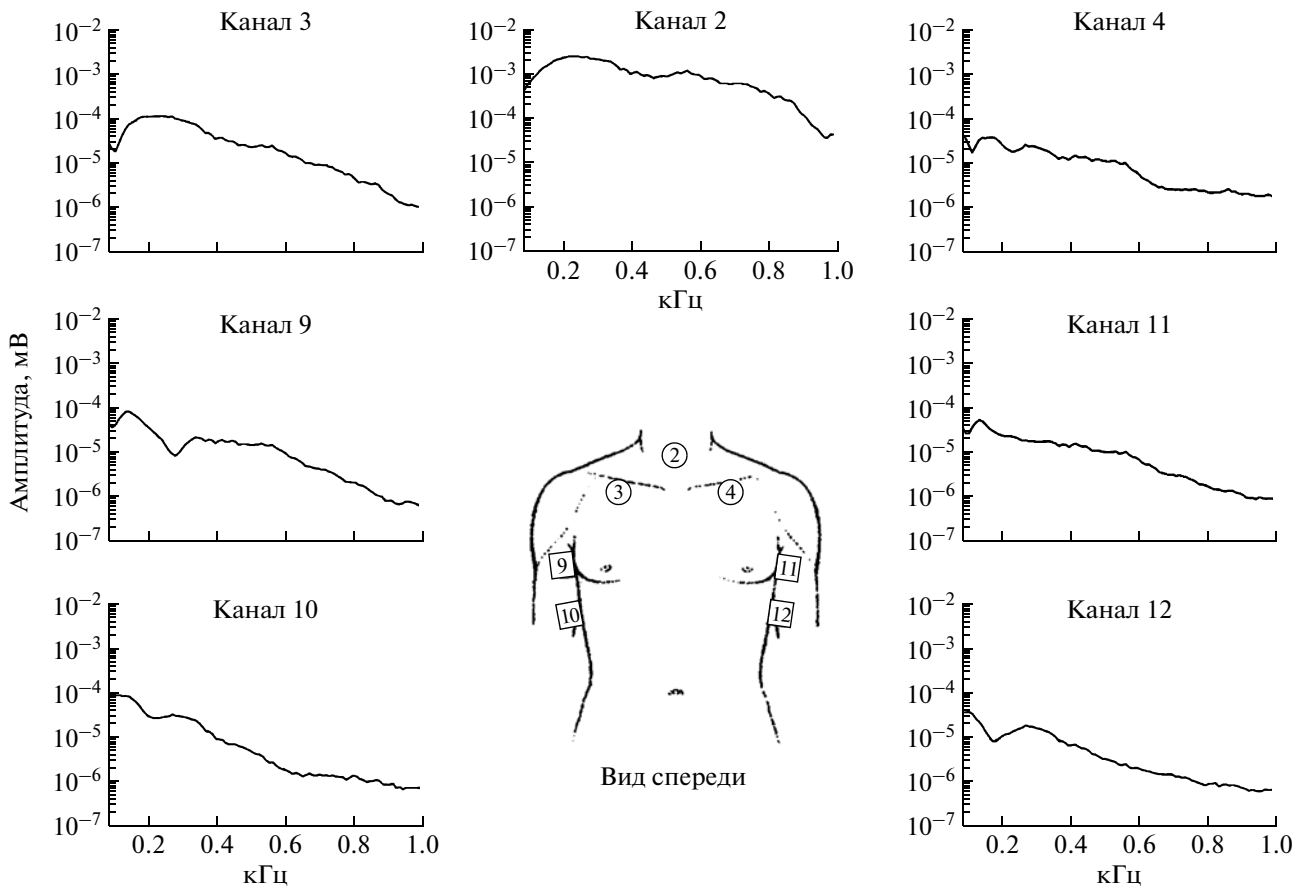


Рис. 4. Карта спектральных откликов на зондирующий сигнал по точкам обследования (вид спереди), номера датчиков на поверхности тела соответствуют номерам каналов (см. текст).

стью левой среднелопаточной линии; канал 5 – датчик над межлопаточной областью правой околопозвоночной линии; канал 6 – датчик над межлопаточной областью левой околопозвоночной линии; канал 7 – датчик над подлопаточной областью правой лопаточной линии; канал 8 – датчик над подлопаточной областью левой лопаточной линии; канал 9 – датчик над верхней областью правой подмышечной линии; канал 10 – датчик над нижней областью правой подмышечной линии; канал 11 – датчик над верхней областью левой подмышечной линии; канал 12 – датчик над нижней областью левой подмышечной линии; канал 13 – датчик над верхней областью правой заднеподмышечной линии; канал 14 – датчик над верхней областью левой заднеподмышечной линии; канал 15 – датчик контроля звукового давления, встроенный в патрубок.

Применение одинакового электронного зондирующего сигнала и одинаковых акустических датчиков позволило в равных условиях оценить сравнительные спектры откликов респираторного тракта на зондирующий сигнал в различных участках грудной клетки. В исследованиях был использован трехчастотный ф.м.-сигнал. Для по-

лученных записей (рис. 3) в программе Chart строились спектры сигналов (размер выборки 1024 отсчета, частота дискретизации 10 кГц, перекрытие выборок 50%, окно Хэннинга). Полученные спектры каждого канала экспортировались в формате txt. Затем файлы спектров всех каналов для каждого испытуемого объединялись в один текстовый файл. Для удобства анализа спектральных откликов на языке программирования Python 2.7 (с использованием дополнительных модулей SciPy, NumPy и matplotlib) были написаны скрипты (исходные коды приведены на сайте <https://sites.google.com/site/respiratoryacousticspoifebras>), позволяющие визуализировать информацию из txt-файла в виде, показанном на рис. 4. Для удобства анализа спектры датчиков, находящихся по передней и задней поверхностям грудной клетки, визуализировались отдельно. Полученные диаграммы представляют собой карты спектральных откликов, что может быть в дальнейшем использовано для диагностических целей, в частности установления очаговых изменений.

Использование для оценки частотных характеристик респираторного тракта функции когерентности (по сути, оптимальная фильтрация)

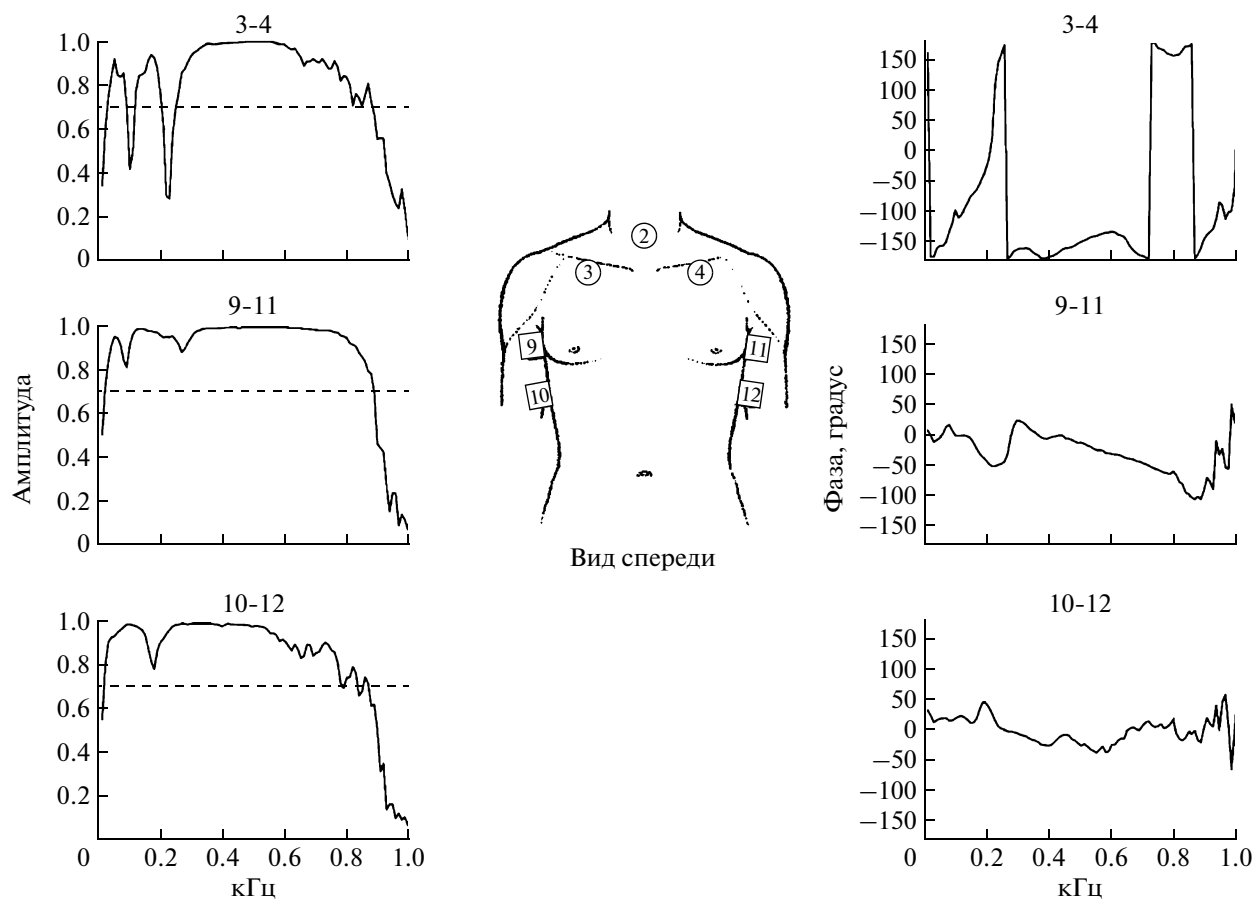


Рис. 5. Карта функций когерентности над симметричными точками правой и левой частей грудной клетки (вид спереди): справа – модуль функции когерентности, слева – фаза функции когерентности; номера 3-4, 5-6, 7-8, 9-11, 10-12, 13-14 соответствуют парам анализируемых каналов (датчиков).

позволило резко повысить помехоустойчивость обработки и, следовательно, качество получаемых частотных характеристик, даже при малых отношениях сигнал/помеха. Действительно, выполненные оценки функции когерентности показали, что необходимый для дальнейшей оценки характеристик уровень ее модуля 0.7 [14] сохраняется до частот ~ 800 Гц, даже для наиболее слабых по помехоустойчивости каналов, регистрируемых датчиками в нижней части легкого. Сравнительное отображение модуля и фазы функции когерентности для симметричных точек обследования справа и слева грудной клетки может также оказаться информативным для диагностических целей.

Для построения функций когерентности полученные многоканальные записи трехчастотных ф.м.-сигналов (см. рис. 3) средствами программы Chart экспортировались в стереофайлы формата wav, содержащие записи каналов с симметрично расположенных точек регистрации. Затем для каждого из полученных wav-файлов в программе SpectraLab (Sound Technology) вычислялась ам-

плитуда и фаза функции когерентности (размер выборки 1024 отсчета, частота дискретизации 10 кГц, перекрытие выборок 50%, окно Хэнинга) между каналами. Далее амплитуды и фазы функций когерентности между симметрично расположенными точками регистрации для каждого испытуемого собирались в текстовый документ. С помощью скрипов (приведены на сайте <https://sites.google.com/site/respiratoryacousticspoifebras>), написанных на языке программирования Python 2.7, информация по функциям когерентности для симметричных точек и взаимной фазе спектров из полученного txt-файла визуализировалась в виде карты (рис. 5). Для удобства анализа данные по функциям когерентности для точек регистрации, находящихся на передней и задней поверхностях грудной клетки, визуализировались отдельно.

Сужение частотного диапазона для высоких значений модуля функции когерентности, а также изменение поведения ее фазы могут оказаться полезными признаками для выявления односторонних очаговых изменений в легких человека.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанная аппаратура продемонстрировала многофункциональность и гибкость при использовании различных методов изучения дыхательной системы человека и может быть применена как для фундаментальных исследований дыхательной системы человека, так и в прикладных (диагностических) целях. К достоинствам разработанного комплекса следует отнести использование широкодоступной универсальной техники.

Исследование частично поддержано грантом РФФИ 13-08-00010-а.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Kompis M., Pasterkamp H., Wodicka G.R.* // *Chest*. 2001. V. 120. № 4. P. 1309.
2. *Charleston-Villalobos S., Cortes-Rubiano S., Gonzalez-Camarena R. et al.* // *Med. Biol. Eng. Comput.* 2004. V. 42. P. 618.
3. *Murphy R.L., Vyshedskiy A., Power-Charnitsky V.A. et al.* // *Respir. Care*. 2004. V. 49. № 12. P. 1490.
4. *Bartziokas K., Daenas C., Preau S. et al.* // *BMC Med. Imaging*. 2010. V. 11. P. 10.
5. *Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Кулаков Ю.В.* // *Акустический журнал*. 1998. Т. 44. № 3. С. 380.
6. *Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Кулаков Ю.В.* // *Акустический журнал*. 2003. Т. 49. № 3. С. 376.
7. *Коренбаум В.И., Нужденко А.В., Тагильцев А.А., Костив А.Е.* // *Акустический журнал*. 2010. Т. 56. № 4. С. 537.
8. *Коренбаум В.И., Дьяченко А.И., Нужденко А.В. и др.* // *Акустический журнал*. 2011. Т. 57. № 6. С. 854.
9. *Дьяченко А.И., Коренбаум В.И., Шулагин Ю.А. и др.* // *Физиология человека*. 2012. Т. 38. № 1. С. 92.
10. *Гринченко В.Т., Макаренко А.П., Макаренкова А.А.* // *Клиническая информатика и телемедицина*. 2010. Т. 6. Вып. 7. С. 31.
11. *D'yachenko A.I., Nakke K.G.* // *Медицинская техника*. 1993. № 2. С. 27.
12. *Немеровский Л.И.* Пульмофонография. М.: Медицина, 1981. С. 29–73.
13. *Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Костив А.Е. и др.* // *ПТЭ*. 2008. № 2. С. 147.
14. *Mahagnah M., Gavriely N.* // *J. Appl. Physiol.* 1995. V. 78. № 3. P. 928.