

АКУСТИКА ЖИВЫХ СИСТЕМ.
БИОМЕДИЦИНСКАЯ АКУСТИКА

УДК 534.222

ЧАСТОТНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ВОЗДУШНО-СТРУКТУРНОГО
И СТРУКТУРНОГО ЗВУКОПРОВЕДЕНИЯ В ЛЕГКИХ ЧЕЛОВЕКА

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

*Тихоокеанский океанологический институт им. В.И. Ильичева ДВО РАН

690041 Владивосток, ул. Балтийская 43

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

**Дальневосточный федеральный университет

690091 Владивосток, ул. Суханова 8

Поступила в редакцию 14.09.2012 г.

По независимой выборке данных просветного зондирования легких 20 человек, основанной на анализе функции когерентности фазовых характеристик сигнала с линейной частотной модуляцией в полосе частот 80–1000 Гц, регистрируемого над трахеей и различными областями грудной клетки, экспериментально выявлена частотная избирательность структурного и воздушно-структурного вариантов звукопроводения. Установлено, что структурное звукопроводение в среднем наблюдается в полосе от 100 до 280 Гц, а воздушно-структурное звукопроводение лежит в диапазоне частот от 100 до 500–700 Гц. Над областями легких, характеризующимися наличием воздухонаполненных тканей (верхушка и нижняя доля), чаще имеется воздушно-структурное проведение, тогда как поблизости от плотных органов средостения (межлопаточная область), напротив, доминирует структурное проведение.

Ключевые слова: грудная клетка, человек, распространение звука, структурное проведение, воздушно-структурное проведение, фаза, функция когерентности, задержка, частотная характеристика, преобладание, конкуренция.

DOI: 10.7868/S0320791913060166

ВВЕДЕНИЕ

Особенности распространения звука в дыхательной системе человека обсуждаются в научной литературе уже в течение нескольких десятилетий. Сложность строения респираторного тракта давно вызывала предположения о существовании нескольких вариантов звукопроводения. Впервые существование двух основных вариантов передачи звуков голоса на грудную стенку: по просвету дыхательных путей (воздушный) и по тканям легкого (структурный) – было предположено в работе [1]. Косвенные экспериментальные свидетельства в пользу существования, по крайней мере, двух вариантов звукопроводения из полости рта на поверхность грудной клетки были отмечены рядом исследователей [2–9]. Представления о структурном распространении никогда не ставились под сомнение и получили подтверждение прямыми измерениями скорости звука на препаратах легких животных *in vitro* [3, 10] и легких человека *in vivo* [11]. Однако концепция воздушного распространения постепенно трансформировалась в идею о комбинированном воздушно-структурном распространении, когда звуковые волны часть пути проходят по просвету дыхательных путей, а часть – по тканям паренхимы легких

[8, 12–17]. Возможность распространения звука по просвету бронхиального дерева явно или неявно признается ныне в работах [18–20]. Тем не менее, современные акустические модели продолжают трактовать распространение звука в легких исключительно с позиций чисто структурного проведения [21].

В работах [22, 23] на основе просветного зондирования легких сложными звуковыми сигналами (80–1000 Гц), обрабатываемыми методом свертки, получено прямое подтверждение существования воздушно-структурного и структурного вариантов распространения звука. Однако остался открытым вопрос о диапазонах частот, в которых проявляется каждый из этих вариантов звукопроводения. Целью данной работы является исследование частотных характеристик воздушно-структурного и структурного вариантов распространения звука в легких.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Установка для акустического зондирования легких человека искусственными сигналами содержит управляемый от звуковой карты через усилитель мощности динамик системы возбужде-

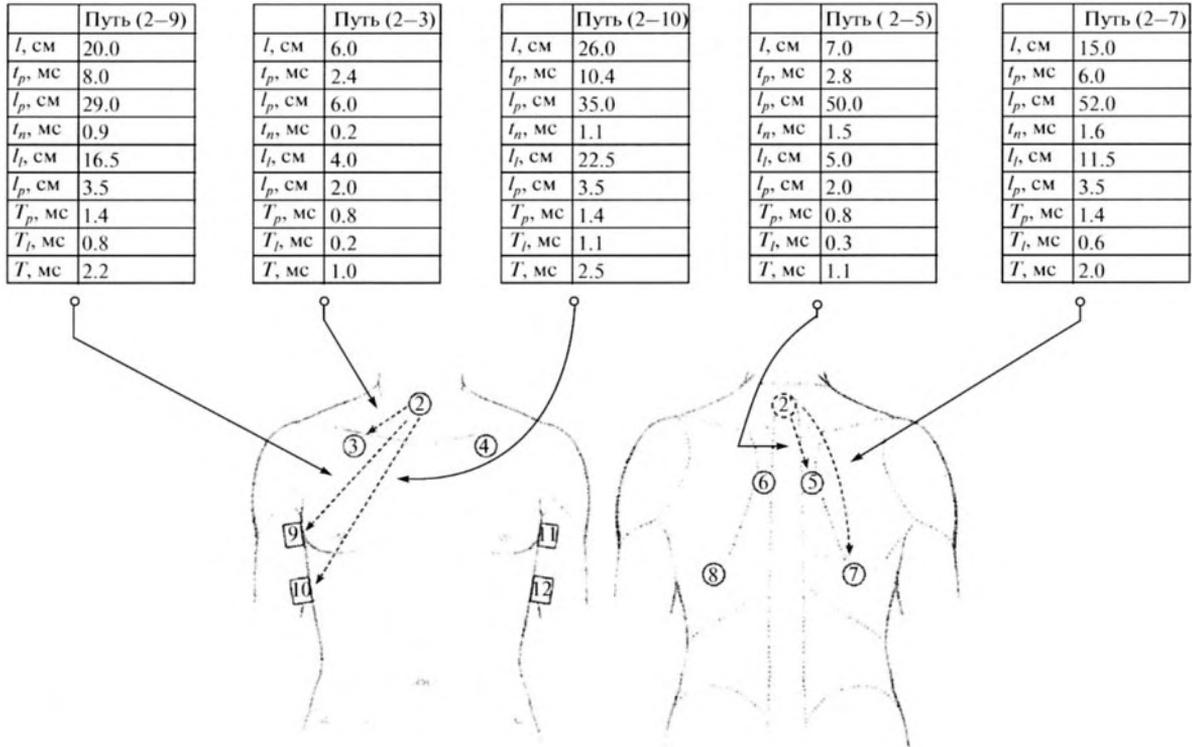


Рис. 1. Схема расположения датчиков на поверхности грудной клетки, длины хода и модельные оценки временных задержек: 2–12 – места установки акустических датчиков; 2' – проекция места установки датчика номера 2 на заднюю поверхность грудной клетки; пунктирными стрелками показаны исследуемые пути распространения; l – длина хода, см; l_p – временная задержка для структурного механизма, мс; l_n – длина хода для паразитной помехи, см; l_{ps} – временная задержка для паразитной помехи, мс; l_l – длина хода по просвету бронхов, см; l_{lp} – длина хода по структуре, см; T_p – временная задержка прохождения по структуре, мс; T_l – временная задержка прохождения по просвету бронхов, мс; T – временная задержка для воздушно-структурного механизма, мс.

ния с маской и систему из 11 легких акустических датчиков акселерометрического типа [22], подключаемых к аналоговым входам 16-канального электронного самописца PowerLab (ADInstruments). В качестве зондирующего сигнала использован сигнал с линейной частотной модуляцией с частотами от 80 до 1000 Гц, перестраиваемыми за время 20 с.

Участниками эксперимента являлись 20 добровольцев в возрасте от 20 до 60 лет, давших согласие на проведение обследования. Зондирующий сигнал подавался в полость рта через сменный загубник. Обследуемый делал глубокий вдох, затем плотно обхватывал губами мундштук и начинал маневр медленного выдоха, после чего по его знаку включалось излучение зондирующего сигнала [22]. Прошедшие на поверхность тела сигналы – отклики регистрировались акселерометрами, приклеенными к поверхности грудной клетки человека с помощью дисков из двусторонней липкой ленты. Запись сигналов на электронный самописец осуществлялась в следующих точках регистрации (номера соответствуют каналам самописца): 2 – датчик над средней частью трахеи; 3 – датчик над

подключичной областью правой среднеключичной линии; 4 – датчик над подключичной областью левой среднеключичной линии; 5 – датчик над межлопаточной областью правой околопозвоночной линии; 6 – датчик над межлопаточной областью левой околопозвоночной линии; 7 – датчик над подлопаточной областью правой лопаточной линии; 8 – датчик над подлопаточной областью левой лопаточной линии; 9 – датчик над верхней областью правой подмышечной линии; 10 – датчик над нижней областью правой подмышечной линии; 11 – датчик над верхней областью левой подмышечной линии; 12 – датчик над нижней областью левой подмышечной линии. Расположение точек регистрации (датчиков) показано на рис. 1.

Для оценки частотных свойств каналов звукопроводения использовался метод вычисления задержек времени по наклону фазовой характеристики функции когерентности между двумя исследуемыми каналами [24, 25]. Функция когерентности исследуемых сигналов, регистрируемых на поверхности грудной клетки, отличается изменением фазы на отдельных участках спектра, имеющих линей-

ный (или близкий к линейному) вид. Если выбрать граничные частоты f_1 и f_2 в пределах такого линейного участка фаз, то разница набегов фазы между ними ΔF может быть получена в виде

$$\Delta F = F_2 - F_1 = 2\pi\Delta f T, \quad (1)$$

где T – задержка времени (время распространения), $f_2 - f_1 = \Delta f$ – диапазон частот, в пределах которого фаза меняется линейно. Из (1) величина T определяется как

$$T = \Delta F / 2\Delta f. \quad (2)$$

Для исключения возможных анатомических артефактов (в частности, влияния сердца) анализировалось распространение сигналов от трахеи (точка 2) до точек регистрации на правой поверхности грудной клетки (рис. 1): 2–3 (трахея–подключичная область), 2–5 (трахея–межлопаточная область), 2–7 (трахея–подлопаточная область), 2–9 (трахея–верхняя часть подмышечной области), 2–10 (трахея–нижняя часть подмышечной области). Файлы, записанные на электронном самописце, с помощью программы Chart (ADInstruments) преобразовывались в двухканальные файлы wav формата. Построение функции когерентности каналов осуществлялась в программе SpectraLAB (SoundTechnology Inc.).

В процессе обработки выделялись диапазоны частот с линейно-изменяющимися фазами для всех испытуемых и всех путей распространения. Далее среди этих диапазонов частот по каждому из путей распространения выделялись диапазоны, общие для максимального числа обследуемых. Для решения этой задачи был разработан пакет макросов в программе MS Excel, написанный на Visual Basic for Applications (VBA). Макросы рассчитывают общие частотные диапазоны, встречающиеся не менее чем у 60% испытуемых. По этим данным для каждого из полученных диапазонов частот строится гистограмма временных задержек T по каждому из путей распространения.

МОДЕЛЬНЫЕ ОЦЕНКИ

Для объяснения экспериментальных данных требуется теоретически оценить задержки прохождения звуковых волн для структурного и воздушно-структурного вариантов распространения, а так же для паразитных помех, подразумевающих прямое распространение зондирующего сигнала от излучателя по воздуху [22, 23]. При оценке временной задержки для структурного распространения будем учитывать лишь продольную составляющую колебаний, пренебрегая поперечными волнами. Это допущение [7] опирается на малое значение сдвиговой жесткости биологических тканей [26] по сравнению с продольной.

Источником зондирующего сигнала, распространяющегося по структуре, принято считать пульсирующие колебания стенки внутригрудной

части трахеи и главных бронхов [27], поэтому в качестве длины хода для структурного механизма приняты прямые расстояния от проекции точки регистрации 2 на ось трахеи до остальных точек регистрации (рис. 1). Однако измерить эти расстояния *in vivo* затруднительно. Анатомически эта реперная точка находится примерно посередине тела между ее проекциями на переднюю и заднюю поверхности грудной клетки. Для приближенной оценки длины хода до точек регистрации, лежащих на передней поверхности грудной клетки, примем расстояния от точки 2 до этих точек (l). Для точек, находящихся на задней поверхности грудной клетки, будем считать расстояния от них до проекции реперной точки на ту же поверхность. Для точек, лежащих на боковой поверхности грудной клетки, возможен и тот и другой варианты – получаемые расстояния близки (разница 1–2 см). Оценочные измерения проведены на одном из добровольцев нормального телосложения с помощью пелвиметра (тазомера). Временные задержки для структурного звукопроводения t_p рассчитаны по полученным длинам хода с учетом средней скорости распространения звука в тканях грудной клетки 25 м/с [21]. Результаты приведены на рис. 1.

Далее оценим длины хода для паразитных помех, подразумевающих прямое распространение зондирующего сигнала от излучателя по воздуху. В качестве примерных длин хода брались кратчайшие расстояния по поверхности тела от точки регистрации 2 до остальных точек регистрации l_n . Измерения проводились с помощью измерительной ленты на том же добровольце. Временные задержки рассчитаны по полученным длинам хода, считая среднюю скорость распространения звука по воздуху 330 м/с. Результаты приведены на рис. 1.

Оценим временные задержки для воздушно-структурного механизма, пути распространения для которого представляют собой совокупность длин хода по структуре l_p и по просвету бронхов l_n . Для оценки временных задержек в качестве совокупной длины пути распространения возьмем для простоты те же прямые расстояния между парами точек регистрации, что и для структурного проведения l . Таким образом получим $l = l_p + l_n$. В работе [23] для воздушно-структурного распространения были оценены длины хода l_n и l_p для пути от трахеи до правой подлопаточной области – в нашем случае это путь 2–7. Согласно оценкам [23] при изменении l_n от 4 до 20 см l_p меняется слабо и остается в пределах от 3.6 до 2.0 см. Логично предположить, что и для всех остальных путей распространения длина хода по структуре будет лежать примерно в этих же пределах. Поэтому при оценке l_p для верхних точек (2–3), (2–5) положим $l_p = 2$ см, а для нижних (2–7), (2–9), (2–10) – $l_p = 3.5$ см. Тогда для оцен-

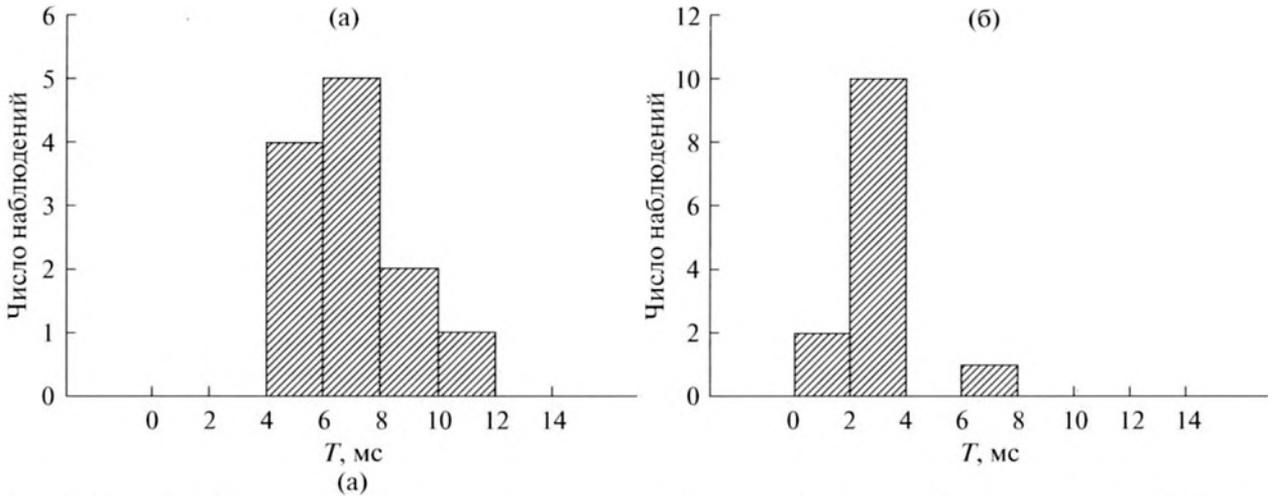


Рис. 2. Гистограммы задержек прохождения сигнала с линейной частотной модуляцией от трахеи до нижней области правой подмышечной линии, путь 2–10: (а) полоса 217–234 Гц, (б) полоса 405–430 Гц.

ки длины хода по просвету бронхов можно взять разность $l_l = l - l_p$. Временная задержка в этом случае дается выражением $T = T_1 + T_p = l_l/c_l + l_p/c_p$, где T_1 – временная задержка прохождения по просвету бронхов, T_p – временная задержка прохождения по структуре. Примем, как и ранее, скорость звука в паренхиме легких $c_p = 25$ м/с, скорость звука в воздушном просвете крупных дыхательных путей $c_a = 200$ м/с [23]. Полученные оценки длин хода и временных задержек приведены на рис. 1.

Данные оценки весьма приблизительны, поскольку не учитывают неоднородности тканей грудной клетки, индивидуальные особенности анатомии, а также возможные эффекты рефракции и переотражения. Однако получение более точных оценок на настоящем этапе изучения респираторной акустики не представляется возможным. Заметим также, что при воздушно-структурном распространении, вследствие сложной геометрии бронхиального дерева, сигналы не могут распространяться по прямым линиям, соединяющим точки регистрации. Учитывая, что скорость звука по просвету дыхательных путей на порядок больше чем по структуре, поправки на реальные длины хода чисто воздушного распространения (если их можно было выполнить) не внесли бы существенных изменений в величины оценок итоговых временных задержек.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Теперь перейдем к анализу гистограмм экспериментально полученных временных задержек. В качестве примера на рис. 2 приведены характерные гистограммы для пути распространения от трахеи до нижней части правой подмышечной линии (2–10). Гистограммы задержек показывают распределение временных задержек T в интерва-

лах значений 2 мс. Заметим, что в первом частотном диапазоне преобладают задержки в интервале 6–8 мс (рис. 2а), а во втором – 2–4 мс (рис. 2б), что может свидетельствовать об изменении варианта звукопроводения с частотой.

Для того чтобы проанализировать полученные результаты по всем точкам регистрации и диапазонам частот, были использованы только те интервалы задержек, амплитуда гистограмм в которых составляла не менее 50% от ее максимума. По выделенным таким образом интервалам гистограмм рассчитаны средние значения временных задержек $T (M \pm SE)$ и процент, который составляет амплитуда гистограммы (встречаемость) для данного интервала задержек от максимума гистограммы. Для наглядности полученные данные в части пути распространения от трахеи до нижней области правой подмышечной линии (2–10) иллюстрированы столбчатой диаграммой (рис. 3). Для удобства идентификации вариантов звукопроводения для каждого интервала выполнено усреднение средних времен задержек, входящих в этот интервал, по тем диапазонам частот, для которых амплитуды гистограмм составляют не менее 50% от максимума. В результате имеем значения усредненных по всем частотным диапазонам временных задержек для каждого из интервалов и путей распространения \bar{T} .

Рассмотрим полученные результаты с целью привязки их к модельным оценкам воздушно-структурного и структурного вариантов звукопроводения. Проанализируем данные рис. 3 для пути распространения от трахеи до нижней области правой подмышечной линии (2–10). Для данного пути встречаются следующие интервалы временных задержек: 0–2 мс, $\bar{T} = 1.35 \pm 0.09$ мс; 2–4 мс, $\bar{T} = 2.73 \pm 0.08$ мс; 4–6 мс, $\bar{T} = 5.17 \pm 0.09$ мс; 6–8 мс,

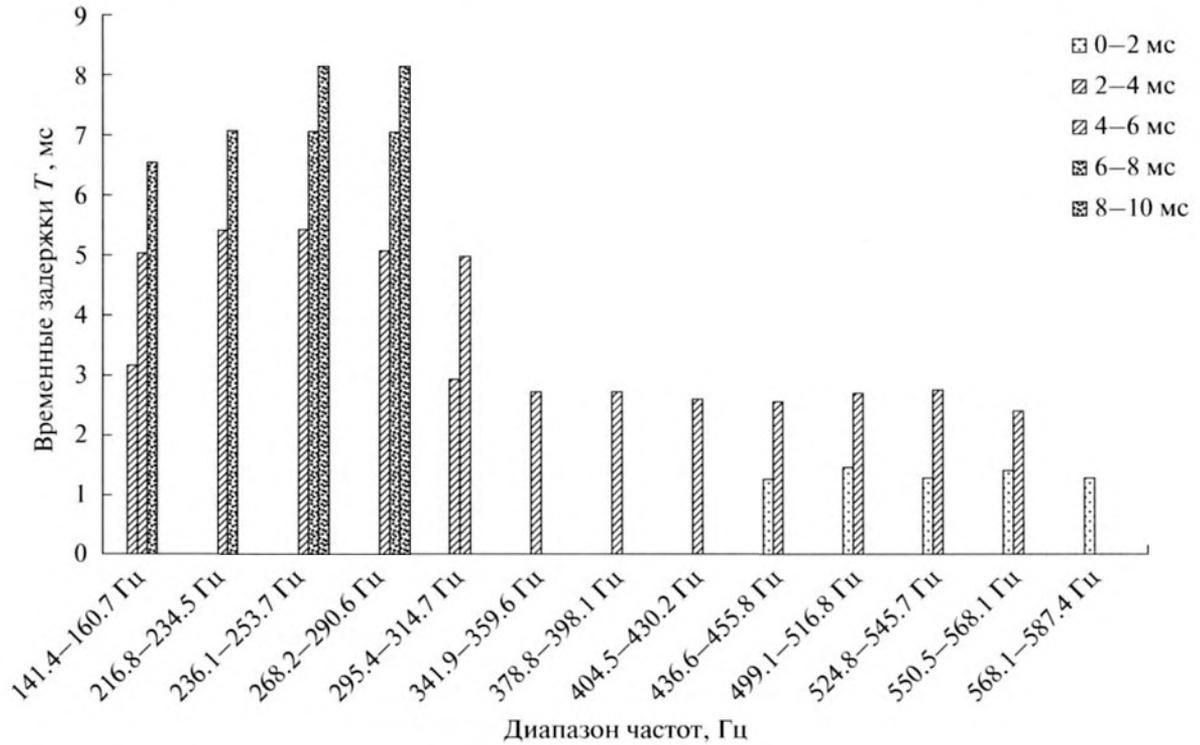


Рис. 3. Зависимость средних значений пиков гистограмм в 2 мс от частотного диапазона на пути распространения от трахеи до нижней области правой подмышечной линии (путь 2–10): вертикальное расположение точек – паразитная помеха, косая штриховка – воздушно-структурный механизм, конфетти – структурный механизм.

$\bar{T} = 6.91 \pm 0.13$ мс; 8–10 мс, $\bar{T} = 8.12 \pm 0.02$ мс. Модельная оценка задержки для паразитной помехи дает для этих точек регистрации 1 мс (рис. 1). Следовательно, экспериментальные задержки интервала 0–2 мс могут быть связаны именно с ней. Как видно, паразитная помеха наблюдается в полосе 436–587 Гц, причем доминирует по амплитуде гистограмм в полосе частот 524–587 Гц. Модельная оценка задержки для воздушно-структурного распространения дает 2.5 мс (рис. 1). Следовательно, экспериментальные задержки интервала 2–4 мс могут быть связаны именно с этим механизмом. Воздушно-структурное распространение наблюдается в раздвоенной полосе 141–160 и 295–568 Гц, причем доминирует по амплитуде гистограмм в полосе частот 295–455 Гц. Модельная оценка задержки для структурного звукопроводения составляет 10 мс (рис. 1), что позволяет связать с ней интервал экспериментальных задержек 8–10 мс. Структурный вариант звукопроводения наблюдается в полосе 236–290 Гц, однако не доминирует по встречаемости в сравнении с воздушно-структурным.

Также в экспериментальных данных присутствуют задержки в интервалах 4–6 и 6–8 мс, которые не вписываются в модельные оценки. С каким же вариантом звукопроводения они могут быть связаны? Значительный вклад в увеличение

временной задержки воздушно-структурного проведения вносит структурная составляющая. В работе [23] предположена зависимость глубины проникновения зондирующего сигнала в бронхиальное дерево по просвету дыхательных путей до перехода в легочную ткань от частоты сигнала. Согласно этому предположению, интервал задержек 4–6 мс может быть связан с воздушно-структурным распространением зондирующего сигнала, но по другому пути – укорочение длины хода по просвету дыхательных путей l_p и удлинение длины хода по паренхиме легких l_p . Данный воздушно-структурный вариант звукопроводения предположительно наблюдается в полосе 141–314 Гц и доминирует по амплитуде гистограмм в полосе частот 295–314 Гц. Интересно отметить, что полосы частот, в которых наблюдается прохождение с задержками в интервалах 4–6 мс (141–314 Гц) и 2–4 мс (141–160 и 295–568 Гц) перекрываются незначительно. Это также может свидетельствовать в пользу гипотезы, что оба интервала задержек характеризуют взаимодополняющие части воздушно-структурного проведения.

Что касается интервала задержек 6–8 мс, то он, как и интервал задержек 8–10 мс, скорее всего, характеризует структурное проведение. В пользу такого вывода свидетельствуют диапазон частот 141–290 Гц, в котором эта задержка наблюдается

для структурного механизма (как будет показано ниже). Об этом же свидетельствует и небольшая разница средних значений задержек между интервалами 6–8 мс, $\bar{T} = 6.91 \pm 0.13$ мс и 8–10 мс, $\bar{T} = 8.12 \pm 0.02$ мс. Задержки интервала 6–8 мс доминируют по амплитуде гистограмм в полосе 216–234 Гц. Разница с расчетной оценкой может быть обусловлена как неточностью задания скорости звука в тканях грудной клетки, так и неточностью оценки длин хода. Таким образом, обе рассматриваемые задержки могут быть предположительно отнесены к структурному варианту звукопроводения. Вместе ($\bar{T} = 7.3 \pm 0.3$ мс) они встречаются в полосе 141–290 Гц.

Для остальных путей распространения оценки сделаны аналогичным образом. Так, для пути от трахеи до верхней области правой подмышечной линии (2–9) встречаются следующие интервалы временных задержек: 0–2 мс, $\bar{T} = 1.3 \pm 0.1$ мс; 2–4 мс, $\bar{T} = 2.66 \pm 0.07$ мс; 4–6 мс, $\bar{T} = 4.89 \pm 0.08$ мс. Интервал задержек 0–2 мс может быть связан с паразитной помехой, модельная оценка задержки которой составляет 0.9 мс. Паразитная помеха встречается в полосе 374–391, 396–417 и 452–744 Гц и доминирует по амплитуде гистограмм в полосе 508–744 Гц. Величина T имеет тенденцию убывать с увеличением частоты. Модельная оценка задержки для воздушно-структурного распространения составляет 2.2 мс (рис. 1), что позволяет связать интервал экспериментальных задержек 2–4 мс именно с ним. Воздушно-структурный вариант проведения наблюдается в полосе 167–526 Гц и доминирует по амплитуде гистограмм в полосе 322–438 Гц. Причем в этой полосе наблюдается тенденция убывания T с увеличением частоты. Модельная оценка задержки для структурного проведения составляет 8 мс (рис. 1). Самая большая из экспериментально наблюдаемых задержек лежит в интервале 4–6 мс. С учетом выше высказанных замечаний о точности модельных оценок и наблюдаемой для данного интервала полосы 167–276 Гц эти задержки можно предположительно связать со структурным звукопроводением. Для рассматриваемого пути распространения структурное звукопроводение доминирует по амплитуде гистограмм в полосе 188–235 Гц.

Для пути от трахеи до правой подлопаточной области (2–7) встречаются следующие интервалы временных задержек: 0–2 мс, значение $\bar{T} = 1.2 \pm 0.1$ мс; 2–4 мс, $\bar{T} = 2.95 \pm 0.07$ мс; 4–6 мс, $\bar{T} = 5.18 \pm 0.10$ мс. Модельная оценка задержки паразитной помехи в данной точке регистрации составляет 1.6 мс (рис. 1). Таким образом, интервал экспериментальных задержек 0–2 мс может быть связан с паразитной помехой. Она проявляется в полосе 45–625 Гц и доминирует по амплитуде гистограмм в полосе 462–625 Гц. Модельная оценка задержки

для воздушно-структурного распространения составила 2 мс, поэтому экспериментальные задержки в интервале 2–4 мс можно связать с паразитной помехой. Воздушно-структурное звукопроводение наблюдается в полосе 99–460, 490–536 Гц и доминирует по амплитуде гистограмм в полосе 99–421 Гц. Модельная оценка задержки для структурного проведения составляет 6 мс (рис. 1). Таким образом, экспериментальные задержки в интервале 4–6 мс можно связать со структурным распространением. Оно наблюдается в полосе частот 100–117, 212–355 Гц, однако не доминирует по амплитуде гистограмм ни в одном из диапазонов частот.

Для пути от трахеи до межлопаточной области правой околопозвоночной линии (2–5) встречаются следующие интервалы временных задержек: 0–2 мс, $\bar{T} = 1.31 \pm 0.05$ мс; 2–4 мс, $\bar{T} = 2.83 \pm 0.09$ мс. Для этой зоны грудной клетки модельные задержки для паразитной помехи и воздушно-структурного проведения составляют соответственно 1.5 и 1.1 мс (рис. 1), т.е. могут маскировать друг друга. Заметим, однако, что данная точка регистрации находится на тыльной по отношению к излучателю поверхности тела. Это обстоятельство создает препятствие к эффективному проникновению распространяющейся по воздуху волны в образованную телом размера d зону тени для волн, длина которых λ не соответствует условию $d \ll \lambda$. Исходя из этого условия, зона тени в рассматриваемой точке регистрации может формироваться в диапазоне частот 200–1000 Гц, т.е. в большей части исследуемой полосы. Отсюда следует, что экспериментально наблюдаемая задержка $\bar{T} = 1.31 \pm 0.05$ мс с большей вероятностью соответствует воздушно-структурному звукопроводению. Оно присутствует в полосе 246–558 Гц, доминирует по амплитуде гистограмм в полосах 246–272, 305–471, 515–558 Гц. Модельная оценка задержки для структурного проведения здесь составляет 2.8 мс (рис. 1). Таким образом, в данной точке регистрации интервал задержек 2–4 мс может быть связан со структурным проведением. Структурный вариант звукопроводения присутствует в полосе 111–323, 404–558 Гц и доминирует по амплитуде гистограмм в полосе 110–182, 473–515 Гц.

Для пути от трахеи до подключичной области правой среднеключичной линии (2–3) встречаются следующие интервалы временных задержек: 0–2 мс, $\bar{T} = 1.18 \pm 0.06$ мс; 2–4 мс, $\bar{T} = 2.49 \pm 0.03$ мс. Среднее значение временной задержки в интервале 0–2 мс превышает модельную оценку распространения паразитной помехи по воздуху 0.18 мс в несколько раз. В то же время эта величина согласуется с оценкой временной задержки для распространения 1 мс (рис. 1). Это позволяет связать задержки интервала 0–2 мс с воздушно-структурным вариантом, который не имеет какой-либо

Таблица 1. Полосы частот проявления структурного механизма прохождения

Путь распространения	Полоса частот проявления, Гц	Полоса частот доминирования по встречаемости, Гц	Модельная оценка задержки, мс	Усредненная экспериментальная оценка задержки ($M \pm SE$), мс
2–3	281–363	–	2.4	2.49 ± 0.03
2–5	111–323	110–182	2.8	2.83 ± 0.09
	404–558	473–515		
2–7	100–117	–	6	5.18 ± 0.10
	212–255	–		
2–9	167–276	188–235	8	4.89 ± 0.08
2–10	141–290	236–290	10.4	7.3 ± 0.3

Таблица 2. Полосы частот проявления воздушно-структурного механизма прохождения

Путь распространения	Полоса частот проявления, Гц	Полоса частот доминирования по встречаемости, Гц	Модельная оценка задержки, мс	Усредненная экспериментальная оценка задержки ($M \pm SE$), мс
2–3	194–753	194–753	1	1.18 ± 0.06
2–5	24–558	246–272	1.1	1.31 ± 0.05
		305–471		
		51–558		
2–7	99–460	99–421	2	2.95 ± 0.07
	491–536	–		
2–9	167–526	322–438	2.2	2.66 ± 0.07
2–10	141–160	–	2.5	2.73 ± 0.08
	141–314	295–314		5.17 ± 0.09
	295–568	295–455		2.73 ± 0.08

частотной избирательности и существует, так же как и доминирует по встречаемости, во всей исследуемой полосе частот 194–753 Гц. Для средних значений экспериментальных задержек воздушно-структурного проведения характерна тенденция снижения с ростом частоты, возможно связанная с дисперсией. Модельная оценка задержки для структурного проведения составляет 2.4 мс (рис. 1). Поэтому экспериментально наблюдаемые задержки в интервале 2–4 мс могут быть связаны со структурным проведением. Структурный вариант распространения наблюдается в полосе частот 281–363 Гц, однако не является здесь доминирующим.

В табл. 1, 2 указаны частотные характеристики структурного и воздушно-структурного проведения. При этом в качестве экспериментальных задержек указаны усредненные по всем диапазонам частот в полосе частот проявления средние значения временных задержек. Заметим, что под поло-

сой здесь и далее понимается объединение диапазонов частот с общими свойствами.

Подведем итоги в отношении рассмотрения частотных характеристик анализируемых вариантов звукопроводения. Для структурного проведения из табл. 1 следует, что частоты, в которых он встречается, лежат в основном в полосе от 100 до 280 Гц. В работе [27] было предположено, что максимум частоты структурного проведения определяется диапазоном 215–350 Гц (1/4 волновой резонанс бронхиального дерева в пределах анатомических вариаций размеров). Как видно, полученные экспериментальные результаты достаточно близки к этой приближенной оценке. Наличие дополнительной по сравнению с другими точками регистрации полосы 404 58 Гц структурного проведения для пути (2–5) можно связать с близостью органов средостеня. Эти органы, обладающие более высокой плотностью, чем паренхима легких, усиливают структурную компо-

нению проведения, благодаря чему более высокие моды колебаний бронхиального дерева ($1/2$ и $3/4$ волновые резонансы [25]), вероятно, могут без значительного затухания достигать поверхности грудной клетки.

Что касается воздушно-структурного проведения, то из табл. 2 следует, что полоса частот, в которой он встречается, ограничена снизу примерно 100 Гц, тогда как ее верхняя граница варьирует в пределах 500–700 Гц. Любопытно отметить, что верхняя граница полосы постепенно убывает по мере перехода от точек регистрации, расположенных в верхних отделах грудной клетки, к находящимся в ее нижней части. В работе [27] была предложена модель, согласно которой максимум частоты воздушно-структурного проведения определялся в полосе 110–150 Гц (резонанс гипотетического акустического резонансного контура). Следовательно, экспериментальные результаты свидетельствуют о более широкополосном присутствии воздушно-структурного проведения, чем это предполагалось в [27].

Проанализируем особенности структурного и воздушно-структурного звукопроведения. Для этого рассмотрим полосы частот доминирования по амплитуде гистограмм для точек регистрации (рис. 1), которые с учетом их расположения разделим на три категории. Первая категория – точки регистрации над областью легкого для которых характерно преобладание воздухонаполненных тканей, пути (2–3) и (2–7); вторая категория – точки регистрации на боковой поверхности грудной клетки, пути (2–9) и (2–10); третья категория – точка регистрации, находящаяся в области средостенья, путь (2–5).

Для первой категории точек наблюдается доминирование воздушно-структурного проведения над структурным. Для второй категории точек структурное проведение в отдельных полосах частот конкурирует с воздушно-структурным. Так, для пути распространения (2–9) структурное проведение по амплитуде гистограмм соизмеримо с воздушно-структурным в диапазоне частот 188–276 Гц. Для пути (2–10) структурное проведение доминирует над воздушно-структурным в полосе 236–290 Гц. В полосе 141–234 Гц, при снижении частоты его вклад постепенно убывает. Для третьей категории точек наблюдается конкуренция структурного и воздушно-структурного проведения в более широкой полосе частот, где попеременно доминируют то один, то другой из них.

Как можно объяснить эти наблюдения? Что касается точек третьей категории, то находящиеся рядом органы средостенья, очевидно, могут усиливать структурную компоненту проведения. Напротив, для точек первой категории, лежащих над верхушкой и нижней долей легкого (2–3) и (2–7), характерно преобладание воздухонаполненных тканей, и здесь видно доминирование воздуш-

но-структурного механизма, вероятно, за счет избыточного затухания структурного распространения. Для точек второй категории анатомическое влияние воздухонаполненных тканей и легочной структуры на акустику, видимо, выравнивается, что и приводит к конкуренции рассматриваемых механизмов звукопроведения. Таким образом, проявление структурного и воздушно-структурного вариантов звукопроведения зависит от степени воздухонаполненности тканей легких. Эта зависимость может оказаться полезной для диагностики очаговых заболеваний легких [28].

Интересно рассмотреть полосы частот доминирования паразитной помехи. Это явление отсутствует в верхних точках регистрации (2–3) и (2–5), а в нижних точках (2–7), (2–9), (2–10) наблюдается в высокочастотной области, начиная примерно с 500 Гц. По всей видимости, для верхних точек регистрации проявление паразитной помехи подавляется наличием мощного полезного сигнала. В нижних же точках регистрации полезный сигнал ослабевает ввиду удлинения пути распространения по тканям грудной клетки, что, вероятно, и приводит к относительному росту составляющих паразитной помехи, которая в отличие от сигнала не имеет столь выраженного затухания с повышением частоты. Данный эффект также свидетельствует о пределах возможного повышения частоты зондирующего сигнала.

В заключение остановимся на основных ограничениях выполненного исследования. Во-первых, это относительно малая выборка из 20 человек (16 для некоторых точек регистрации). При работе макросов формируются таблицы для обширных частотных диапазонов, встречающихся не менее чем у 60% испытуемых. При этом возникает необходимость выбрать непересекающиеся диапазоны, встречающиеся у максимально возможного количества человек, с достаточно широкими пределами частот. Однако, как показывает опыт, существует обратно пропорциональная зависимость между максимальным числом людей и шириной диапазона частот. В данном исследовании, ввиду малой выборки, приоритет был отдан максимальному числу человек, поэтому часть из анализируемых диапазонов частот сузились до 17 Гц, что могло существенно сказаться на точности экспериментальных оценок задержек.

ВЫВОДЫ

1. По независимой выборке результатов прозвонного зондирования легких 20 человек путем анализа фазовых характеристик функции когерентности сигнала с линейной частотной модуляцией в полосе 80–1000 Гц, регистрируемого над трахеей и различными областями грудной клетки, экспериментально установлена частотная изби-

рательность структурного и воздушно-структурного вариантов звукопроводения. Показано, что структурное звукопроводение в среднем наблюдается в полосе 100–280 Гц, а воздушно-структурное звукопроводение лежит в более широком интервале 100 до 500–700 Гц.

2. Над областями легких, характеризующимися наличием воздухонаполненных тканей (верхушка и нижняя доля), чаще встречается воздушно-структурное звукопроводение, тогда как поблизости от плотных органов средостения (межлопачная область), напротив, доминирует структурное, а в остальных областях легких наблюдается конкуренция этих вариантов звукопроводения.

Авторы выражают признательность А.А. Тагильцеву, А.Е. Костиву, Н.С. Лопаткину за помощь в проведении экспериментов. Исследования были частично поддержаны грантами РФФИ №№ 09-08-00105-а, 13-08-00010-а.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Buller A.J., Dornhorst A.C. The physics of some pulmonary signs // *Lancet*. 1956. V. 29. № 271. P. 649–651.
2. Немеровский Л.И. Пульмофонография. М.: Медицина, 1981. С. 29–73.
3. Rice D.A. Sound speed in pulmonary parenchyma // *J. Appl. Physiol.* 1983. V. 54. P. 304–308.
4. Rice D.A., Rice J.C. Central to peripheral sound propagation in excised lung // *J. Acoust. Soc. Am.* 1987. V. 82. P. 1139–1144.
5. Goncharoff V., Jacobs J.E., Cugell D.W. Wideband acoustic transmission of human lungs // *Medical & Biological Engineering & Computing*. 1989. V. 27. № 5. P. 513–519.
6. Patel S., Lu S., Doerschuk P.C., Wodicka G.R. Sonic phase delay from trachea to chestwall – spatial and inhaled gas dependence // *Medical & Biological Engineering & Computing*. 1995. V. 33. № 6. P. 868–868.
7. 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.
8. 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.
9. 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.
10. Berger P.J., Skuza E.M., Ramsden C.A., Wilkinson M.H. Velocity and attenuation of sound in the isolated fetal lung as it is expanded with air // *J. Appl. Physiol.* 2005. V. 98. № 6. P. 2235–2241.
11. Rueter D., Hauber H.-P., Droeman D., Zabel P., Uhlig S. Low-frequency ultrasound permeates the human thorax and lung: a novel approach to non-invasive monitoring // *Ultraschall in Med.* 2010. V. 31. P. 53–62.
12. Дьяченко А.И., Михайловская А.Н. Респираторная акустика (обзор) // *Труды ИОФ РАН*. 2012. Т. 68. С. 136–181.
13. Басовский В.Г., Вовк И.В., Вовк О.И. Распространение звука в бронхиальном дереве человека. Ч. 2. Анализ численных результатов // *Акуст. вісник*. 2000. Т. 3. № 4. С. 11–20.
14. Pohlmann A., Sehati S., Young D. Effect of changes in lung volume on acoustic transmission through the human respiratory system // *Physiol. Measur.* 2001. V. 22. P. 233–243.
15. Kiyokawa H., Pasterkamp H. Volumedependent variations of regional lung sound, amplitude, and phase // *J. Appl. Physiol.* 2002. V. 93. № 3. P. 1030–1038.
16. Kraman S.S. Speed of low frequency sound through the lungs of normal men // *J. Appl. Physiol.* 1983. V. 55. P. 1862–1867.
17. Harper P., Kraman S.S., Pasterkamp H., Wodicka G.R. An acoustic model of the respiratory tract // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2001. V. 48. № 5. P. 543–550.
18. Lulich S.M., Alvan A., Arsikere H., Morton J.R., Sommers M.S. Resonances and wave propagation velocity in subglottal airways // *J. Acoust. Soc. Am.* 2011. V. 130. № 4. P. 2108–2115.
19. Pantea M.A., Maev R.Gr., Malyarenko E.V., Baylor A.E. A physical approach to the automated classification of clinical percussion sounds // *J. Acoust. Soc. Am.* 2012. V. 131. № 1. P. 608–619.
20. Rasanen J., Gavriely N. Response of acoustic transmission to positive airway pressure therapy in experimental lung injury // *Intensive Care Med.* 2005. V. 31. P. 1434–1441.
21. Ozer M.B., Acikgoz S., Royston T.J., Mansy H.A., Sander R.H. Boundary element model for simulating sound propagation and source localization within the lungs // *J. Acoust. Soc. Am.* 2007. V. 122. № 1. P. 657–671.
22. Коренбаум В.И., Нужденко А.В., Тагильцев А.А., Костив А.Е. Исследование прохождения сложных звуковых сигналов в дыхательной системе человека // *Акуст. журн.* 2010. Т. 56. № 4. С. 537–544.
23. Коренбаум В.И., Дьяченко А.И., Нужденко А.В., Лопаткин Н.С., Тагильцев А.А., Костив А.Е. Прохождение сложных звуковых сигналов в дыхательной системе человека в зависимости от скорости звука в используемой газовой смеси // *Акуст. журн.* 2011. Т. 57. № 6. С. 854–861.
24. 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.
25. Коренбаум В.И., Тагильцев А.А. Об акустических свойствах грудной клетки человека // *Акуст. журн.* 2005. Т. 51. № 4. С. 483–487.
26. Глушков Е.В., Глушкова Н.В., Тиманин Е.М. Определение импедансных и волноводных свойств биоматериалов // *Акуст. журн.* 1993. Т. 39. № 6. С. 1043–1049.
27. 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.
28. Бондарь Г.Н., Коренбаум В.И. Новый метод оценки проведенных на стенку грудной клетки голосовых звуков у детей и подростков // *Физиология человека*. 2006. Т. 32. № 5. С. 41–46.