

УДК 534.1:534.7

ОСОБЕННОСТИ “ТКАНЕВОГО” КАНАЛА РАСПРОСТРАНЕНИЯ ЗВУКА В ГРУДНОЙ КЛЕТКЕ ЧЕЛОВЕКА

В. Н. О Л И Й Н Ы К

Институт гидромеханики НАН Украины, Киев

Получено 25.10.2000

Исследовано распространение звука по биологическим тканям грудной клетки с учетом наличия ее реберного каркаса и поверхностных мягких тканей. Получены оценки плотности, скорости звука и коэффициента затухания звука в паренхиме легких и мягких биотканях. В рамках подходов линейной акустики построена математическая модель, позволяющая дать количественную оценку эффективности передачи звука из легких к поверхности тела человека. Показано, что при распространении звука в системе доминирует поршневая мода. Установлено, что при распространении в грудной клетке звуков дыхания влияние реберной решетки проявляется в постоянном дополнительном ослаблении сигнала. Показано, что в низкочастотной области спектр респираторных звуков в норме формируется источниками, расположенными по всему объему легких. Высокочастотная же часть спектра формируется преимущественно источниками, расположенными на периферии легких.

Досліджено розповсюдження звуку по біологічним тканинам грудної клітки з урахуванням наявності її реберного каркасу й поверхневих м'яких тканин. Одержані оцінки густини, швидкості звуку й декременту затухання звуку в паренхімі легень та м'яких біотканях. В рамках підходів лінійної акустики побудовано математичну модель, яка дозволяє дати кількісну оцінку ефективності передачі звуку з легень до поверхні тіла людини. Показано, що при розповсюдженні звуку в системі домінує поршнєва мода. Встановлено, що при розповсюдженні в грудній клітці звуків дихання вплив реберної ґратки проявляється в постійному додатковому ослабленні сигналу. Показано, що в низькочастотній області спектр респіраторних звуків у нормі формується джерелами, розташованими по всьому об'єму легень. Високочастотна ж частина спектру формується переважно джерелами, що розташовані на периферії легень.

The acoustic propagation through biological tissues of a thorax with allowance for availability of its rib hull and surface soft tissues is investigated. The estimations of density, sound speed and the attenuation coefficient in parenchyma of lung and soft biotissues are obtained. Within the approaches of linear acoustics the mathematical model is developed permitting to assess quantitatively a performance of the sound transmission from lung to a surface of human body. It is shown that at an acoustic propagation in the system a piston mode dominates. It is established that when the breath sounds propagate in a thorax the influence of a rib grating is exhibited in a constant padding loss of signal. It is shown that the low-frequency domain of spectrum of normal respiratory sounds is formed by sources disposed on all bulk of the lung. The high frequency portion of the spectrum is formed predominantly by sources disposed on lung's peripherals.

ВВЕДЕНИЕ

В последние десятилетия значительно активизировались исследования по созданию новых методик и систем для диагностики патологий респираторного тракта на основе объективных данных об акустических параметрах шумов и звуков, возникающих в организме человека при акте дыхания (см. [1, 2] и библиографические ссылки в них). На сегодняшний день успехи этих исследований привели к фактическому формированию нового направления на стыке традиционной медицины, акустики и теории обработки сигналов, чаще всего называемого цифровой аускультацией и респироснографией.

Ввиду очевидной сложности исследуемого объекта изучение респираторной системы человека проводилось в нескольких направлениях. К первому из них можно отнести наблюдения органов дыхания как “черного ящика”, когда фиксируется лишь изменение их акустического отклика на на-

личие и степень тяжести заболевания [1, 3]. Суть второго заключается в попытках дать физическое толкование феномена возникновения дыхательных шумов в норме и патологии [4, 5] и смоделировать акустическое и механическое поведение элементов респираторного тракта [6–9]. Одним из ключевых вопросов, затрагивавшимся в [5, 7, 8] и ряде других работ, является определение соотношения долей акустической энергии, распространяющейся по двум каналам: через воздухоносные пути респираторного тракта, трактуемые как волноводы, и биологические ткани, которые в целом можно описать на основе подходов механики сплошных сред. Для простоты эти каналы распространения звука будем называть “воздушным” и “тканевым”.

Вопросы моделирования “воздушного” канала распространения респираторных звуков подробно освещались в работах [4, 10, 11]. В настоящей статье основное внимание будет уделено “тканевому” каналу распространения звука в грудной клетке.

Цель исследования состоит в уточнении влияния внутренних органов и слоев биологических тканей на передачу респираторных звуков к поверхности тела. При этом проводится критический анализ существующих акустических и механических моделей биотканей, а также имеющихся в литературе данных об их физических параметрах [8, 9, 12]. На простейших с точки зрения геометрии моделях будут рассмотрены особенности прохождения звука через легочную ткань, контактирующую с более плотными мягкими биотканями и через ребра грудной клетки, моделируемые дискретной решеткой из жестких брусьев.

Получение такого рода данных важно для понимания процессов распространения в грудной клетке акустических сигналов звукового диапазона и может представлять интерес для специалистов, занимающихся разработкой средств для механической и электронной аускультации органов дыхания человека.

1. ИСХОДНЫЕ ПРЕДПОЛОЖЕНИЯ

Прежде чем приступить к математической постановке задачи, уместно проанализировать имеющиеся данные о механических параметрах и особенностях поведения элементов грудной клетки человека. Это позволит выработать достаточно простые и, в то же время, физически содержательные представления об их акустических свойствах.

1.1. Источники респираторных звуков

Известно, что респираторные звуки генерируются при прохождении вдыхаемого или выдыхаемого воздуха через воздухоносные пути респираторного тракта (гортань, трахею, бронхи и бронхиолы различных калибров) в результате взаимодействия с их стенками (трения), нерегулярностями гортани и бронхиального дерева (голосовыми связками, бифуркациями бронхов), а при патологиях – дополнительно со стенозами, возникающими в результате воспалительных и опухолевых процессов, а также с инородными включениями (например, мокротой, скапливающейся в бронхах и альвеолах при заболеваниях органов дыхания). Причины генерации различных видов звуков дыхания подробно исследовались в [4, 6, 13, 14] и ряде других работ.

Таким образом, согласно современным представлениям, первичные источники звуков дыхания располагаются в воздухоносных путях респираторного тракта, имеют сравнительно небольшие размеры и, в большинстве своем, их положение в

грудной клетке четко локализовано. Именно эти черты источников и предопределили высокую эффективность аускультационных методик, ставших основой для диагностики заболеваний респираторного тракта. По-видимому, истинное количество источников в грудной клетке весьма велико, а их распределение в легочной ткани весьма сложно. Учитывая это, а также тот факт, что акустические характеристики источников до сих пор изучены достаточно слабо, зачастую в модельных задачах исследуют только распространение плоских или цилиндрических гармонических волн в системах с простейшей геометрией [8, 9, 12]. Поскольку в данной работе мы ограничиваемся лишь изучением эффективности передачи звука из паренхимы к поверхности тела, использование такого подхода представляется вполне оправданным.

Многолетний опыт работы медиков и акустиков, занимающихся изучением звуков, порождаемых человеческим организмом в процессе дыхания, говорит о том, что практически вся их энергия сосредоточена в частотном диапазоне $20 \div 1500$ Гц [1, 2, 15]. При этом спектр звуков дыхания в норме сверху ограничен еще сильнее: $800 \div 1000$ Гц для трахеального и бронхиального дыхания и $500 \div 600$ Гц – для везикулярного, прослушиваемого над легкими. В отдельных случаях респираторные звуки могут прослушиваться на частотах до $4 \div 5$ кГц [16], но это относится в первую очередь к специфическим трахеальным свистам, возникающим и прослушиваемым вне грудной области. На основании этих данных выберем для исследования особенностей распространения звука по тканям грудной клетки диапазон $15 \div 1500$ Гц.

1.2. Легочная паренхима

Легочной паренхимой называют биологическую ткань, выполняющую в процессе дыхания функцию обмена кислородом и углекислым газом между воздухом и кровью человеческого организма [17]. Такая специфика определяет и особенности строения паренхимы, представляющей собой губчатую структуру, состоящую из большого количества плотно примыкающих друг к другу микроскопических газонаполненных пузырьков (альвеол), стенки которых омываются кровеносными сосудами. Согласно [18, 19], паренхима занимает основной объем легких (до 90 %).

На протяжении последних десятилетий вопросы экспериментального определения и теоретического моделирования акустических параметров легочной ткани поднимались многими исследовате-

лями (см., например, [9, 18]). Как правило, легочная ткань полагалась однородной акустической средой с плотностью, колеблющейся в пределах $\rho^{(p)} \approx 100 \div 600 \text{ кг/м}^3$ в зависимости от наполнения ее воздухом. Что касается измерений скорости звука $c^{(p)}$, то экспериментальные оценки ее значений лежат между 24 и 70 м/с [18].

Поскольку при таких скоростях во всем исследуемом частотном диапазоне характерный размер структурного элемента паренхимы во много раз меньше длины волны в среде [18], губчатую (или “вспененную”) ее структуру принято заменять однородной изотропной средой со средневзвешенными плотностью и сжимаемостью:

$$\begin{aligned} \rho^{(p)} &= h\rho^{(w)} + (1-h)\rho^{(a)}, \\ K^{(p)} &= hK^{(w)} + (1-h)K^{(a)}. \end{aligned} \quad (1)$$

Здесь $\rho^{(w)}$ и $K^{(w)}$, $\rho^{(a)}$ и $K^{(a)}$ – плотности и сжимаемости тканевой фазы паренхимы и содержащегося в ней воздуха соответственно; h – доля тканевой фазы в объеме паренхимы. В принятом приближении скорость звука в среде определяется по известному правилу:

$$c^{(p)} = \sqrt{1/(K^{(p)}\rho^{(p)})}. \quad (2)$$

Такая модель акустических свойств легочной ткани, предложенная в [18], хорошо описывает наблюдаемую в эксперименте зависимость – при возрастании доли тканевой фазы h от 0 до 0.5 (т. е. при уменьшении содержания воздуха) скорость звука в паренхиме снижается, причем на отрезке $0.05 < h < 0.5$ – более, чем в два раза.

Для наглядной иллюстрации этой тенденции, учтя тот известный факт, что $\rho^{(a)} \ll \rho^{(w)}$ и $K^{(w)} \ll K^{(a)}$ [9], получим более простое выражение для скорости звука:

$$c^{(p)} \approx \frac{1}{\sqrt{(1-h)h}} \frac{1}{\sqrt{K^{(a)}\rho^{(w)}}}, \quad (3)$$

Очевидно, выражение (3) описывает ту же зависимость, что и (2) для всех h , кроме окрестностей нуля и единицы. Естественно, что при реальном дыхании эти предельные значения никогда не достигаются. Из этого выражения видно, что скорость звука имеет минимум при $h=0.5$. Этот замечательный факт объясняется тем, что для легких, заполненных воздухом более, чем наполовину ($h < 0.5$), влияние нарастания плотности паренхимы при выдохе сказывается сильнее, чем эффект снижения интегральной сжимаемости. При $h > 0.5$

должна иметь место обратная ситуация, однако прямые экспериментальные подтверждения этого отсутствуют.

Авторы исследования [9], рассуждая аналогичным [18] образом, моделировали легочную ткань несколько более упрощенно: как воздушно-водяную смесь с постоянным соотношением долей фаз. Приняв $\rho^{(w)} = 1000 \text{ кг/м}^3$ и $K^{(a)} = 10^{-5} \text{ Па}^{-1}$, имеем при $h=0.25$ $c^{(p)} \approx 23 \text{ м/с}$ [9], а при $h=0.5$ – $c^{(p)} \approx 20 \text{ м/с}$. Отметим, что эти значения скорости несколько ниже, чем зафиксированные в экспериментах Rice [18]. По-видимому, это объясняется различием сжимаемостей воды и тканевой фазы паренхимы.

Согласно утверждению авторов [9], $h=0.25$ (75 % воздуха) примерно соответствует функциональному остаточному объему легких [17] взрослого мужчины. Исходя из этого, можно заключить, что при спокойном дыхании в норме доля тканевой фазы в паренхиме $h \leq 0.25$ (т. е. значительно ниже 0.5). Известно, что при заболеваниях пневмонийного типа, сопровождающихся отеком паренхимы, относительная доля тканевой фазы в ней увеличивается. Следовательно, в этом случае должно наблюдаться некоторое снижение скорости звука в легких по сравнению с нормой. Этот факт, в принципе, может быть использован в качестве диагностического признака для выявления патологий, изменяющих акустические свойства легочной ткани.

В работе [7] показано, что к легочной паренхиме применимы подходы механики многофазных сплошных сред. При этом система уравнений, описывающая ее механические свойства, строилась на основе уравнений газовой динамики с привлечением гипотез о тепло- и массообмене в различных ее фазах. Количественный анализ, проведенный на основе этой модели, показал, что в частотном диапазоне, характерном для звуков дыхания, паренхима легких человека в первом приближении может рассматриваться как односкоростная бездисперсионная акустическая среда [8]. Для диапазона частот $10 \div 1000 \text{ Гц}$ авторами этой работы получено значение $c^{(p)} \approx 30 \text{ м/с}$.

Наиболее сложным является вопрос о характере затухания звука в легочной паренхиме. Имеющиеся экспериментальные данные о нем весьма противоречивы и ненадежны. В первую очередь, это связано с крайней трудностью постановки прямого эксперимента на живых объектах.

В статье [8] показано, что модель, описывающая затухание звука в легких, может быть построена в предположении о малой вязкости паренхимы и изотермическом характере прохождения звуковых волн через легочную ткань. При этом со ссыл-

кой на эксперименты, описанные в [20], была получена оценка логарифмического декремента затухания для паренхимы $\alpha^{(p)} = \text{const} \sim 0.3$. Непосредственная проверка по данным [20] показывает, что приведенное значение $\alpha^{(p)}$ существенно завышено. Так, в упоминаемом эксперименте на расстоянии порядка 10 см (характерный размер легкого в радиальном направлении) на частоте 1 кГц затухание составляло 18 дБ, а на 2 кГц – 36 дБ. Легко показать, что для паренхимы, моделируемой в [8], это соответствует величине $\alpha^{(p)} \approx 0.14$.

Авторы работы [9], основываясь на модельных оценках характера распространения звука в газожидкостных смесях [21], напротив, утверждают, что тепловые потери вносят доминирующий вклад в затухание звука в паренхиме. Из графика для затуханий, приведенного в [9], следует, что в рамках этой модели значение декремента сильно изменяется с частотой: для частот ниже $f < 100$ Гц он практически равен нулю, а на более высоких частотах постепенно возрастает, стабилизируясь к $f \approx 500$ Гц, где при $h = 0.25$ $\alpha^{(p)} \approx 0.17$.

Очевидно, что наличие затухания в паренхиме сказывается тем сильнее, чем выше частота и чем больше пройденный звуком путь по отношению к длине волны $\lambda^{(p)}$. Так, для $c^{(p)} = 23$ м/с на частотах $f < 150$ Гц $\lambda^{(p)} > 15.3$ см, а значит, на длинах распространения звука через легкое – порядка $l = 10 \div 20$ см – истинный характер затухания несущественен. Влияние затухания становится заметным только при $l/\lambda^{(p)} > 1$, т.е. для частот свыше 200 Гц, где по обеим рассмотренным моделям $\alpha^{(p)}$ в первом приближении может считаться постоянным.

Заметим, что эти рассуждения были проведены для предельного случая, когда источник звука расположен внутри легкого. Естественно, что для источников, расположенных менее глубоко, затухание играет еще меньшую роль.

1.3. Мышцы и соединительные ткани

Рассмотрим скелетные мышцы, расположенные на ребрах и между ними, спинные и грудные мышцы, а также эпителиальную и некоторые виды соединительной ткани (например, жировую). С анатомической точки зрения эти виды биологических тканей четко обособлены, имеют разную структуру и выполняют в организме разные функции [22]. Кроме того, мускулатура имеет достаточно ярко выраженную анизотропию физических свойств. В то же время, необходимо отметить и несомненное сходство названных биотканей, выражающееся в близости ряда их физико-механических свойств, а

именно, плотностей, сжимаемостей, упругих констант (а, следовательно, и скоростей распространения продольных и поперечных волн) [23, 24]. Принимая сказанное во внимание, а также учитывая, что рассматриваемые биоткани образуют во внешней области грудной клетки достаточно тонкие слои, плотно прилегающие друг к другу, приходим к выводу о возможности модельной замены ее приповерхностной тканевой структуры некоторой изотропной средой с усредненными параметрами, которую в дальнейшем будем называть поверхностными мягкими биотканями.

Уточним значения физических параметров поверхностных мягких биотканей, важных для данной постановки задачи. Что касается плотностей этих тканей, то их значения достаточно близки к плотности воды: $\rho^{(t)} = 1000$ кг/м³ [23, 25]. Согласно большинству литературных источников, как для звуковых, так и для ультразвуковых частот скорости продольных волн в них также имеют один порядок со скоростью звука в воде: $c^{(t)} = 1500$ м/с³ [18, 25, 26]. Приведенное в [23] существенно более низкое значение $c^{(t)}$ – около 150 м/с – входит в противоречие с классической работой [25], основывающейся на экспериментах Franke и von Gierke и его, вероятно, следует признать ошибочным.

Отметим, что при распространении звуковых сигналов в толще грудной клетки основная часть энергии переносится продольными волнами. Поэтому в данном случае таким параметром, как скорость распространения сдвиговых волн, по видимому, можно пренебречь. Вместе с тем, роль сдвиговых волн становится существенной при формировании колебаний поверхности грудной клетки в условиях контактного возбуждения колебаний или измерения виброакустических полей [23, 25, 27, 28].

Согласно выбранной оценке значения $c^{(t)}$, длина волны в мягких тканях на частоте 1.5 кГц составляет порядка 1 м, т.е. сравнима с обхватом грудной клетки взрослого человека. Отметим однако, что поскольку в поверхностных биотканях респираторные звуки не генерируются, то при их прохождении через грудную клетку преимущественным направлением распространения акустического сигнала является “радиальное”: изнутри (от трахеи, крупных бронхов и легких) к поверхности грудной клетки. При этом характерная длина пути, проходимого респираторными звуками по мягким тканям в направлении поверхности, составляет не более 15 см [23], что почти на порядок меньше длины волны даже для верхней границы частотного диапазона звуков дыхания. В этом

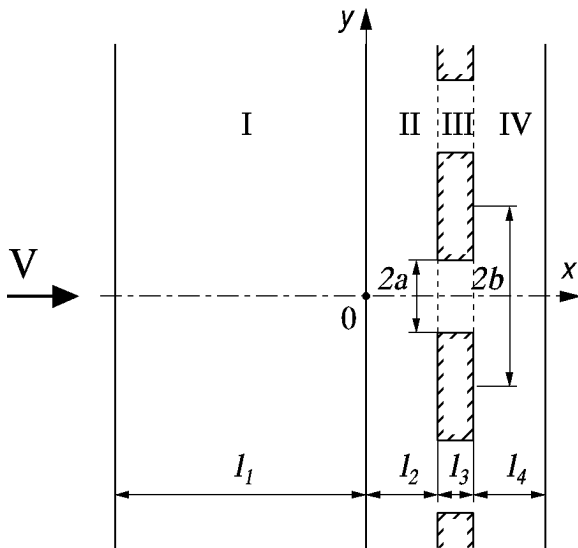


Рис. 1. Модель вертикального сечения грудной клетки

случае следует ожидать, что затухание и дифракционные эффекты не окажут значительного влияния на характер распространения сигнала.

Исходя из приведенных соображений, в данном исследовании ограничимся односкоростной моделью поверхностных мягких биотканей, т. е. будем рассматривать их как акустическую среду без затухания, имеющую плотность $\rho^{(t)} = 1000 \text{ кг/м}^3$ и скорость звука $c^{(t)} = 1500 \text{ м/с}^3$.

1.4. Кости грудной клетки

Ребра являются частью скелета, выполняющей функцию защиты грудной клетки человека и находящихся в ней внутренних органов. Анатомически каждое ребро представляет собой дугообразно изогнутую длинную плоскую костную пластинку, переходящую спереди в реберный хрящ. В скелете человека насчитывается двенадцать пар ребер [22].

Что касается костной ткани, то по своим физическим свойствам она является наиболее плотной и жесткой из всех биотканей человеческого организма. По имеющимся данным ее плотность почти в два раза превосходит плотность поверхностных мягких тканей, а модуль упругости – на $5 \div 6$ порядков [23]. Такая разница в свойствах должна приводить к тому, что в кости акустическая энергия из более мягкой мышечной ткани практически не перекачивается.

Естественно, с точки зрения механики ребер-

ный каркас можно трактовать как систему криволинейных балок, способных совершать изгибные колебания. Оценки их изгибной жесткости показывают, что в интересующем нас диапазоне частот могут лежать несколько частот изгибных резонансов ребер. Однако, судя по имеющимся экспериментальным данным, сколько-нибудь заметного возбуждения изгибных волн под воздействием источников респираторных звуков выявлено не было. Такое положение дел может быть объяснено двояко: наличием существенного затухания для поперечных волн в окружающих ребра мягких биотканях [24, 25, 29] и сочленениях костей туловища либо тем, что характер источников респираторных звуков не способствует эффективному возбуждению изгибных мод.

Отметим также, что при акте дыхания реберный “каркас” грудной клетки совершает периодические движения [22], однако они вследствие своей низкочастотности ($\ll 1 \text{ Гц}$) вряд ли могут оказывать значительное воздействие на распространение звука в грудной клетке.

Следовательно, в рамках данного исследования кости грудной клетки (ключицы, лопатки, позвоночник) допустимо трактовать как акустически жесткие включения. Кроме того, оценка реальных размеров сечения ребер (несколько сантиметров) по отношению к длине волны в мягких биотканях показывает, что даже на частотах порядка 1.5 кГц их волновой размер не превышает $1/25$. Очевидно, что вследствие этого истинная форма сечения ребра практически не должна влиять на распространение звука через “каркас” реберной клетки [30].

2. МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ

Грудная клетка человека имеет достаточно сложную форму, не вписывающуюся в канонические координатные системы. Поэтому для получения качественной оценки особенностей передачи звука по биотканям грудной клетки уместно рассмотреть максимально упрощенную геометрию модели при сохранении основных черт ее анатомического строения. Будем считать, что грудная клетка в вертикальном сечении является слоистой структурой, причем слоистость наблюдается только по одной координате. Реберный каркас для простоты моделируется бесконечной периодической решеткой из акустически жестких брусков прямоугольного сечения (рис. 1).

В данном исследовании нас интересует в первую очередь степень ослабления звука при прохождении через контакт паренхимы с мышечной и

соединительной биотканями, а также через реберный каркас. Учитывая это обстоятельство, допустимо рассматривать в качестве генератора звука колебательную скорость, навязанную паренхиме на расстоянии, равном заглублению источника в легочную ткань. Направление распространения звука полагаем перпендикулярным границе раздела слоев и плоскости решетки $x=0$, а сами слои – бесконечными вдоль координаты y . Изложенная математическая постановка в общих чертах аналогична простейшему варианту задачи о прохождении звуковой волны через дискретную решетку [31] и, по сути, может быть сведена к задаче о распространении звука через составной акустический волновод со ступенчатым сужением.

Таким образом, рассматриваемая структура состоит из слоя акустической среды с плотностью $\rho^{(p)}$, скоростью звука $c^{(p)}$ и декрементом затухания $\alpha^{(p)}$, а также слоя акустической среды с плотностью $\rho^{(t)}$ и скоростью звука $c^{(t)}$. Слои имеют толщины l_1 и $l_2+l_3+l_4$ соответственно. Во втором слое параллельно границе раздела на расстоянии $x=l_2$ размещается периодическая (с шагом $2b$) решетка из прямоугольных акустически жестких брусьев сечения $(b-a) \times l_3$. На поверхности $x=-l_1$ (зона источника звука) задаем гармоническую колебательную скорость:

$$v(t) = V_0 \cos \frac{\pi J}{b} e^{i\omega t}. \quad (4)$$

Здесь $\omega = 2\pi f$; V_0 – амплитуда вынуждающей скорости. Параметр J – целое неотрицательное число, т. е. мы фактически рассматриваем возбуждение на собственной моде эквивалентного волновода. Поверхность $x=l_2+l_3+l_4$, соответствующую поверхности грудной клетки, считаем свободной от напряжений [12].

В обеих акустических средах справедливы уравнения Гельмгольца для амплитудных компонент акустического потенциала [30]:

$$\nabla^2 \Phi^{(\tau)} + k^{(\tau)2} \Phi^{(\tau)} = 0, \quad \tau = p, t. \quad (5)$$

В уравнении (5) волновые числа имеют вид

$$k^{(p)} = \omega(1 + i\alpha^{(p)})/c^{(p)},$$

$$k^{(t)} = \omega/c^{(t)}.$$

Памятуя известные соотношения между акустическим потенциалом [30, 31], колебательной скоростью и давлением, граничные условия задачи запишем как

$$\begin{aligned} \partial \Phi^{(p)} / \partial x &= V_0 \cos \pi J / b, & x &= -l_1, \\ \Phi^{(t)} &= 0, & x &= l_2 + l_3 + l_4. \end{aligned} \quad (6)$$

Решение задачи проведем с помощью метода частных областей [31]. Для этого разобьем всю область существования акустического поля на подобласти канонической формы и запишем выражения для акустического потенциала в них:

$$\begin{aligned} \Phi_I(x, y) &= \frac{V_0}{k_j^{(p)}} \sin k_j^{(p)}(x + l_1) \cos \frac{\pi J}{b} + \\ &+ \sum_{j=0}^{\infty} A_n \cos k_j^{(p)}(x + l_1) \cos \frac{\pi j}{b} y, \\ \Phi_{II}(x, y) &= \sum_{n=0}^{\infty} \left[B_n \cos k_n^{(t)} x + \right. \\ &\left. + C_n \sin k_n^{(t)} x \right] \cos \frac{\pi n}{b} y, \end{aligned} \quad (7)$$

$$\begin{aligned} \Phi_{III}(x, y) &= \sum_{m=0}^{\infty} \left[D_m \cos k_m^{(t)}(x - l_2) + \right. \\ &\left. + E_m \sin k_m^{(t)}(x - l_2) \right] \cos \frac{\pi m}{a} y, \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \Phi_{IV}(x, y) &= \sum_{q=0}^{\infty} F_q \sin k_q^{(t)}(x - l_2 - l_3 - l_4) \times \\ &\times \cos \frac{\pi q}{b} y. \end{aligned}$$

Здесь индексы I–IV присвоены выражениям для потенциала скорости в соответствующих подобластях,

$$k_j^{(p)2} = k^{(p)2} - \left(\frac{\pi j}{b} \right)^2;$$

$$k_n^{(t)2} = k^{(t)2} - \left(\frac{\pi n}{b} \right)^2;$$

$$k_m^{(t)2} = k^{(t)2} - \left(\frac{\pi m}{a} \right)^2;$$

$$k_q^{(t)2} = k^{(t)2} - \left(\frac{\pi q}{b} \right)^2.$$

При таком представлении акустического поля кроме граничных условий (6) необходимо удовлетворить условия сопряжения давлений и скоростей на

границах раздела частичных областей:

$$\begin{aligned} \rho^{(p)} \Phi_1(0, y) &= \rho^{(t)} \Phi_2(0, y), & |y| \leq b, \\ \frac{\partial \Phi_1(0, y)}{\partial x} &= \frac{\partial \Phi_2(0, y)}{\partial x}, & |y| \leq b, \\ \Phi_2(l_2, y) &= \Phi_3(l_2, y), & |y| \leq a, \\ \frac{\partial \Phi_2(l_2, y)}{\partial x} &= \begin{cases} \frac{\partial \Phi_3(l_2, y)}{\partial x}, & |y| \leq a, \\ 0, & a \leq |y| \leq b, \end{cases} & (8) \\ \Phi_4(l_2 + l_3, y) &= \Phi_3(l_2 + l_3, y), & |y| \leq a, \\ \frac{\partial \Phi_4(l_2 + l_3, y)}{\partial x} &= \begin{cases} \frac{\partial \Phi_3(l_2 + l_3, y)}{\partial x}, & |y| \leq a, \\ 0, & a \leq |y| \leq b. \end{cases} \end{aligned}$$

В результате подстановки рядов (7) в соотношение (8) после стандартной процедуры ортогонализации приходим к бесконечной системе алгебраических уравнений, в результате решения которой могут быть получены конкретные количественные результаты.

Известно, что для тех случаев, когда основной интерес представляют физические поля вне окрестностей угловых точек, удовлетворительные результаты можно получить, применяя при решении таких систем метод простой редукции. В противном случае следует должным образом выделять локальные особенности вблизи углов [31].

3. ОБСУЖДЕНИЕ КОЛИЧЕСТВЕННЫХ ДАННЫХ

Расчет акустических полей в моделируемой системе проводился при следующих параметрах физических сред:

- для легочной паренхимы – $\rho^{(p)} = 250 \text{ кг/м}^3$, $c^{(p)} = 23 \text{ м/с}$;
- для поверхностных мягких биотканей – $\rho^{(t)} = 1000 \text{ кг/м}^3$, $c^{(t)} = 1500 \text{ м/с}$.

Значение коэффициента затухания в паренхиме $\alpha^{(p)}$ варьировалось от 0 до 0.3. При этом предполагалось, что в мягких биотканях затухание отсутствует.

Выбор количественных данных о размерах элементов грудной клетки был основан на анализе пропорций, передаваемых на зарисовках сечения грудной клетки и костей туловища [22, 32] в пособиях по анатомии и грудной хирургии. Кроме того, целесообразным представлялось принять

в качестве ориентировочных размеры, указанные в [23] на схеме, иллюстрирующей затухание звука в грудной клетке. При расчетах считалось, что $l_2 = 5 \text{ см}$, $l_3 = 1 \text{ см}$, $l_4 = 3 \text{ см}$. Толщина “легочного” слоя l_1 , моделирующая заглупление источника звука в паренхиме, варьировалась от 1 до 10 см. Для размеров решетки вдоль оси y были выбраны следующие значения: $2b = 3 \text{ см}$ и $2a = 1 \text{ см}$.

3.1. Оценка модальных вкладов в передачу звука из паренхимы к поверхности грудной клетки

Прежде всего проанализируем как влияет наличие периодической решетки на изменение структуры акустического поля в системе при возбуждении ее плоской волной ($J = 0$). Для этого достаточно оценить соотношение величин коэффициентов при модальных слагаемых в рядах (7).

Обращает на себя внимание тот факт, что для исследуемого диапазона частот в каждой из подобластей только поршневая (нулевая) мода является распространяющейся. Конечно, исходя из конечности размеров системы по координате x , можно было бы ожидать эффективного взаимодействия полей в подобластях и на неоднородных волнах, однако расчеты показывают, что в подобластях I, II и IV все же доминируют поршневые моды.

При прохождении звука через подобласть III (между ребрами) структура поля несколько меняется: основной по-прежнему является поршневая мода, но, хотя вклады последующих мод и малы, коэффициенты при них убывают слабо. Такое положение вещей может быть объяснено наличием особенностей по скоростям в угловых точках $x = 0, l_2$, $y = \pm a$ [31]. Заметим, что это существенно влияет на качество выполнения сопряжения по скоростям при решении задачи методом простой редукции, однако практически не сказывается на количественных оценках передачи звуковой энергии к поверхности грудной клетки.

В результате численных экспериментов было подтверждено, что при возбуждении системы на модах, отличных от поршневой ($J > 0$), звук к поверхности $x = l_2 + l_3 + l_4$ практически не проходит. Это объясняется тем, что на исследуемых частотах наблюдается запираание волновода с жесткими стенками для мод, отличных от поршневой [33].

Исходя из полученных количественных данных, в дальнейшем ограничимся рассмотрением только ситуации возбуждения звука поршневой модой колебаний. Поскольку получаемое при этом распределение поля колебательной скорости на поверхности тела практически равномерно, в качестве

основного исследуемого параметра будем рассматривать отношение этой скорости при $y=0$ к амплитуде возбуждающей скорости V_0 . По сути это отношение является передаточной функцией модельной системы по скорости. Уровень этой передаточной функции \mathcal{L} будем измерять в дБ относительно V_0 .

3.2. Оценка величины коэффициента затухания в паренхиме

Для проведения количественной оценки величины коэффициента затухания в паренхиме обратимся к рис. 2, на котором представлены частотные зависимости уровней передаточной функции по скорости для различных значений $\alpha^{(p)}$. При этом считалось, что источник находится в легочной ткани на расстоянии $|x_s|=l_1$ от границы раздела паренхимы – поверхностные мягкие ткани, т. е. в глубине легкого.

Из рисунка видно, что при $\alpha^{(p)} \leq 0.1$ на расчетных кривых достаточно отчетливо видны осцилляции за счет многократных переотражений звука от границ биотканей. Такое поведение не соответствует экспериментальным данным, свидетельствующим о том, что спектр шумов дыхания с ростом частоты спадает монотонно.

В то же время, крутизна спада передаточной функции, наблюдаемая при $\alpha^{(p)}=0.3$, заметно превышает тенденцию, наблюдаемую для частотных спектров шумов дыхания, регистрируемых в эксперименте [34]. При этом следует учесть, что собственные спектральные уровни акустических источников, порождаемых завихренным аэродинамическим потоком в трубах, плавно спадают с частотой (см. статью [4], а также обзор литературы в ней) и, следовательно, не могут скорректировать скорость спада результирующего спектра в сторону ее уменьшения.

Таким образом, скорее всего, диапазон значений декремента затухания в паренхиме составляет $0.15 \leq \alpha^{(p)} < 0.2$. В дальнейшем анализ количественных данных будем проводить для $\alpha^{(p)}=0.2$.

3.3. Оценка влияния реберного каркаса

Для непосредственной оценки ослабления звука за счет наличия реберного каркаса был проведен сравнительный анализ данных, полученных для случаев наличия реберной решетки ($b/a=3$, см. выше) и ее отсутствия ($b/a=1$). В результате установлено, что для частот от 100 до 1500 Гц формы спектров передаточных функций практически идентичны. Расчет показывает, что в этом

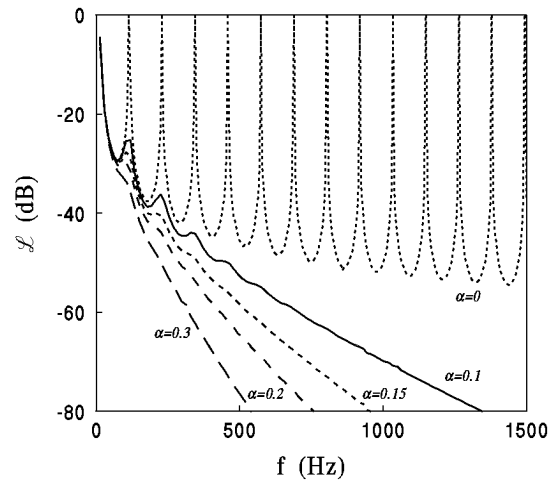


Рис. 2. Зависимость эффективности передачи звука к поверхности грудной клетки от величины коэффициента затухания в паренхиме

частотном диапазоне при заглублениях источника $l_1=5 \div 10$ см относительное ослабление лежит в пределах от -13 до -12 дБ. С уменьшением заглубления источника ослабление падает, достигая при $l_1=1$ см величины минус $(6.5 \div 7.5)$ дБ. Ослабления сигнала для источников, находящихся на заглублениях, меньших 1 см не исследовались

Исходя из практики регистрации респираторных звуков, отметим, что именно диапазон частот $100 \div 1500$ Гц является информационно значимым для аускультации респираторных органов [15, 18]. Таким образом, наличие ребер практически не вносит дополнительных искажений в частотный спектр звуков дыхания. Это позволяет высказать предположение о том, что для звуков дыхания модели грудной клетки, не учитывающие наличия скелетного каркаса [9], в целом верно отражают фильтрующие свойства тканевой структуры грудной клетки.

Заметим, что уровень ослабления звука при прохождении через реберный каркас грудной клетки, рассчитанный согласно данной модели, значительно меньше, чем предсказываемый моделью [12]. В упоминаемой работе наличие ребер учитывалось путем введения слоя с эквивалентными характеристиками, имеющими средние значения между материальными параметрами костной ткани и мягких биотканей. Необходимо также учесть, что костная ткань, а, тем более, сочленения костей не являются абсолютно жесткими. Следовательно, реальные значения ослабления звука на ребрах будут несколько ниже расчетных.

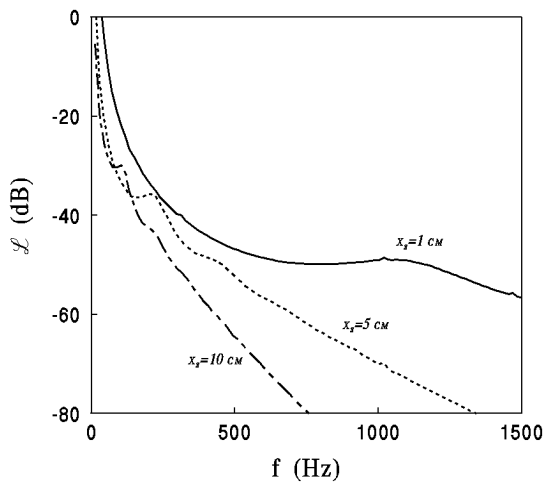


Рис. 3. Зависимость эффективности передачи звука к поверхности грудной клетки от заглубления источника в паренхиме

3.4. Оценка вклада источников в зависимости от их заглубления в паренхиме

Обратимся к рис. 3, на котором представлены частотные зависимости передаточных функций для случаев различного заглубления источника в паренхиме. Как и следовало ожидать, чем больше $|x_s|$, тем быстрее спадает эффективность передачи с ростом частоты. При этом характер высокочастотного ($f > 500$ Гц) спада осредненных спектров шумов дыхания, наблюдаемых в эксперименте, наиболее близок к кривой, полученной для $|x_s| = 1$ см. Следовательно, можно предположить, что за эту часть спектра респираторных звуков в первую очередь отвечают источники, расположенные близко к поверхности легкого. В то же время, по-видимому, в формировании низкочастотной области спектра принимают участие источники, рассредоточенные по всему объему легкого. Разумеется, более точно оценить соотношение их вкладов можно лишь зная, как соотносятся мощностные и спектральные характеристики разных источников респираторных звуков.

Характерно, что для источника с $|x_s| = 1$ см на частотах выше 1000 Гц наблюдается нарастание крутизны спада спектра передаточной функции. Такое положение дел является естественным, поскольку на этих частотах $|x_s|$ превышает половину длины звуковой волны в паренхиме.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенный анализ позволяет сделать следующие выводы.

1. Согласно полученным оценкам, величина коэффициента затухания звука в паренхиме составляет от 0.15 до 0.2.
2. При распространении в грудной клетке низкочастотных акустических сигналов влияние реберной решетки выражается в искажении спектра сигнала за счет переотражений в паренхиме легких. В информационно значимом для аускультации респираторных звуков диапазоне частот наличие ребер практически не вносит дополнительных искажений в форму спектра сигнала и проявляется в практически постоянном по всему спектру дополнительном ослаблении сигнала на величину от 6 до 12 дБ.
3. В низкочастотной области спектр респираторных звуков в норме формируется источниками, расположенными по всему объему легких. Высокочастотная же часть спектра формируется преимущественно источниками, расположенными на периферии легких.

1. Pasterkamp H., Carson C., Daien D., Oh Y. Digital respirosography. New images of lung sounds // Chest.— 1989.— **96**, N 6.— P. 1405–1412.
2. Вовк И. В., Дахнов С. Л., Крижановский В. В., Олійник В. Н. Возможности и перспективы диагностики легочных патологий с помощью компьютерной регистрации и обработки шумов дыхания // Акуст. вісн.— 1998.— **1**, N 2.— С. 21–33.
3. Вовк И. В., Дахнов С. Л., Крижановский В. В., Олійник В. Н. Изменение акустических характеристик шумов дыхания пневмонийных больных в процессе выздоровления // Акуст. вісн.— 1999.— **2**, N 4.— С. 3–12.
4. Вовк И. В., Вовк О. И. О возможности физического моделирования шумов, генерируемых потоком воздуха в элементах дыхательных путей человека // Акуст. вісн.— 1999.— **2**, N 2.— С. 11–25.
5. Коренбаум В. И., Тагильцев А. А., Кулаков Ю. В. Особенности передачи звука голоса человека на стенку грудной клетки // Акуст. ж.— 1998.— **44**, N 3.— С. 380–390.
6. Fredberg J. J., Holford S. K Discrete lung sound: Crackles (rales) as stress-relaxation quadrupoles // J. Acoust. Soc. Amer.— 1983.— **73**, N 3.— P. 1036–1046.
7. Дьяченко А. И., Любимов Г. А. Система уравнений для описания динамических задач, связанных с механикой легочной паренхимы // Изв. АН СССР. МЖГ.— 1988.— N 3.— С. 21–29.
8. Дьяченко А. И., Любимов Г. А. Распространение звука в легочной паренхиме // Изв. АН СССР. МЖГ.— 1988.— N 5.— С. 3–14.
9. Wodicka G. R., Stevens K. N., Golub H. L., Cravalho E. G., Shannon D. C. A model of acoustic transmission in the respiratory system // IEEE Trans. Biomed. Eng.— 1989.— **36**, N 9.— P. 925–933.
10. Немеровский Л. И. О распространения звуковых колебаний по звукопроводам легких // Акуст. ж.— 1976.— **22**, N 3.— С. 416–421.

11. *Вовк И. В., Вовк О. И.* Распространение звука в бронхиальном дереве человека. Часть I. Теория // Акуст. вісн.- 2000.- **3**, N 2.- С. 19-31.
12. *Вовк И. В., Гринченко В. Т., Олейник В. Н.* Проблемы моделирования акустических свойств грудной клетки и измерения шумов дыхания // Акуст. ж.- 1995.- **41**, N 5.- С. 758-768.
13. *Grotberg J. B., Gaviely N.* Flutter in collapsible tubes: a theoretical model of wheezes // J. Appl. Physiol.- 1989.- **66**, N 5.- P. 2262-2273.
14. *Вовк И. В., Гринченко В. Т., Дахнов С. Л.* Влияние физиологических особенностей верхних дыхательных путей на характеристики шумов дыхания // Акуст. вісн.- 1998.- **1**, N 3.- С. 14-23.
15. *Большая медицинская энциклопедия. Том 7.- М.: Сов. энцикл, 1975.- С. 532-534.*
16. *Gaviely N., Irving C. S.* Tracheal whistles - a new physical sign of airway constriction // Proc. 24-th Int. Lung Sounds Conf.- Marburg: Inst. of Physiology, 1999.- P. 17.
17. *Уэст Дж.* Физиология дыхания. Основы.- М.: Мир, 1988.- 200 с.
18. *Rice D. A.* Sound speed in pulmonary parenchima // J. Appl. Physiol.- 1983.- **54**, N 1.- P. 304-308.
19. *Вейбель Э. Р.* Морфометрия легких человека.- М.: Медицина, 1970.- 175 с.
20. *Cegla U. H.* Some aspects of pneumosonography // Progr. Resp. Res. Karger, Basel.- 1979.- **11**.- P. 235-241.
21. *Prosperetti A.* Thermal effects and damping mechanisms in the forced radial oscillations of gas bubbles in liquids // J. Acoust. Soc. Amer.- 1979.- **61**, N 1.- P. 17-27.
22. *Сапин М. Р., Билич Г. П.* Анатомия человека: учеб. для студ. биол. спец. вузов.- М.: Высшая школа, 1989.- 544 с.
23. *Самойлов В. О., Понамаренко Г. Н., Енин Л. Д.* Низкочастотная биоакустика.- С.-Пб.: Реверс, 1994.- 215 с.
24. *Пашовкин Т. Н., Сарвазян А. П.* Механические характеристики мягких биологических тканей // Методы вибрационной диагностики реологических характеристик мягких материалов и биологических тканей.- Горький: ИПФ АН СССР, 1989.- С. 105-115.
25. *Oestreicher H. L.* Field and Impedance of an Oscillating Sphere in a Viscoelastic Medium with an application to Biophysics // J. Acoust. Soc. Amer.- 1951.- **23**, N 6.- P. 707-714.
26. *Применение ультразвука в медицине: Физические основы /* Ред. К. Хилла.- М.: Мир, 1989.- 568 с.
27. *Казаков В. В., Ключков Б. Н., Чичагов П. К.* Исследование дисперсионных характеристик волны на поверхности тела человека // Методы вибрационной диагностики реологических характеристик мягких материалов и биологических тканей.- Горький: ИПФ АН СССР, 1989.- С. 35-54.
28. *Олейник В. Н.* Частотные искажения, вносимые контактными датчиками при одно- и двухканальной регистрации шумов дыхания // Гидромеханика.- 1997.- Вып. 71.- С. 89-97.
29. *Verburg J., van Vollenhoven E.* Phonocardiography: physical and technical aspects and clinical uses // Non invasive physiological measurements.- London: Academic press, 1979.- P. 213-259.
30. *Шендеров Е. Л.* Волновые задачи гидроакустики.- Л.: Судостроение, 1972.- 352 с.
31. *Гринченко В. Т., Вовк И. В.* Волновые задачи рассеяния звука на упругих оболочках.- К.: Наук. думка, 1986.- 240 с.
32. *Атлас грудной хирургии /* Ред. акад. Б. В. Петровского, том 1.- М.: Медицина, 1971.- 440 с.
33. *Исакович М. А.* Общая акустика.- М.: Наука, 1973.- 495 с.
34. *Вовк И. В., Гринченко В. Т., Красный Л. Г., Макаренков А. П.* Проблемы регистрации и классификации шумов дыхания человека // Акуст. ж.- 1994.- **40**, N 1.- С. 50-56.