

УДК 534.7

# МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА РАСПРОСТРАНЕНИЯ ЗВУКА В ГРУДНОЙ КЛЕТКЕ ЧЕЛОВЕКА. ЧАСТЬ 2. АНАЛИЗ АКУСТИЧЕСКИХ СВОЙСТВ В НОРМЕ

И. В. ВОВК\*, Л. И. КОСОВЕЦ\*, В. Т. МАЦЫПУРА\*\*, В. Н. ОЛИЙНЫК\*

\*Институт гидромеханики НАН Украины, Киев

\*\*Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко

Получено 14.08.2011

На базе ранее разработанных физической и математической моделей проведен численный анализ акустических свойств грудной клетки человека в норме. При этом в общих чертах учитывалась топография различных биотканей в поперечном сечении грудной клетки, а сами ткани представлялись как акустические среды с диссипацией. Показано, что эффективность трахеи как источника звука в грудной клетке весьма мала. Амплитуда колебательной скорости на поверхности трахеи обратно пропорциональна частоте. Установлено, что звукопрозрачность легких быстро снижается с ростом частоты, в то время как звукопрозрачность межлегочных зон практически не изменяется во всем диапазоне от 100 до 1500 Гц. При этом примерно до 360 Гц звукопрозрачность легких выше звукопрозрачности межлегочных зон, а на более высоких частотах – ниже. Обнаружено, что резкое снижение звукопрозрачности легких с ростом частоты обусловлено низкой скоростью распространения звука в паренхиме. Вследствие этого при повышении частоты характерный волновой размер легкого становится много больше единицы и роль акустического затухания в нем существенно возрастает. На частоте около 70 Гц обнаружен резонанс между легкими, выступающими в роли эквивалентной упругости, а также реберно-мышечным и жировым слоями, выступающими в роли эквивалентной массы. Отмечено, что звукопрозрачность легких в области резонанса резко возрастает.

На базі раніше розроблених фізичної й математичної моделей проведено числовий аналіз акустичних властивостей грудної клітки людини в нормі. При цьому в загальних рисах враховувалась топографія різних біотканей у поперечному перерізі грудної клітки, а самі тканини представлялись як акустичні середовища з дисипацією. Показано, що ефективність трахеї як джерела звуку в грудній клітці дуже мала. Амплітуда коливної швидкості на поверхні трахеї обернено пропорційна до частоти. Встановлено, що звукопрозорість легень швидко знижується зі зростанням частоти, в той час як звукопрозорість міжлегочних зон практично не змінюється у всьому діапазоні від 100 до 1500 Гц. При цьому приблизно до 360 Гц звукопрозорість легень вища за звукопрозорість міжлегочних зон, а на більш високих частотах – нижча. Виявлено, що різке зниження звукопрозорості легень зі зростанням частоти обумовлено низькою швидкістю поширення звуку в паренхімі. Внаслідок цього при підвищенні частоти характерний хвильовий розмір легень стає набагато більшим за одиницю й роль акустичного згасання у ньому суттєво зростає. На частоті близько 70 Гц знайдено резонанс між легеньми, які виступають у ролі еквівалентної пружності, а також реберно-м'язовим і жировим шарами, які виступають у ролі еквівалентної маси. Відзначено, що звукопрозорість легень у області резонансу різко зростає.

A numerical analysis of acoustic properties of normal human thorax is carried out on the base of previously developed physical and mathematical models. A topography of different biological tissues in thorax cross-section is taken into account and the tissues themselves are represented with the acoustic media with dissipation. The efficiency of the trachea as a sound source in the thorax is shown to be extremely low. The amplitude of vibrational velocity on the trachea surface is inversely proportional to frequency. The acoustic transparency of the lungs is found to be rapidly decreasing with frequency. At the same time, the acoustic transparency of interpulmonary zones remains practically unchanged in the overall range of 100 to 1500 Hz. Below the approximately 360 Hz, the lung acoustic transparency is higher than that of interpulmonary zones, while at higher frequencies the opposite situation is observed. It is found that considerable decrease of lung acoustic transparency with frequency is caused by low sound propagation velocity in the parenchyma. Therefore, with growing frequency, the characteristic wave dimension of the lung becomes much greater than unity and the role of related acoustic dissipation considerably increases. At frequency of about 70 Hz, a resonance between the lungs (playing the role of equivalent elasticity) and the ribs-and-muscle and fat layers (playing the role of equivalent mass) is discovered. The increase of lung acoustic transparency in the resonance band is noticed.

## ВВЕДЕНИЕ

В предыдущей публикации [1] сформулированы усовершенствованные физическая и математическая модели грудной клетки человека и, в рамках этих моделей, дано строгое решение задачи о распространении в них звука. При этом предполагалось, что источниками звука могут быть колебания стенок трахеи во время акта дыхания и побочные точечные источники в паренхиме легких.

В данной работе будут исследованы общие акустические свойства предложенных моделей, соответствующих норме. Согласно медицинской практике, под нормой мы понимаем усредненные физические свойства органов грудной клетки, типичные для состояний, характеризующихся отсутствием каких-либо заболеваний. В последующих публикациях мы предполагаем изучить акустические свойства грудной клетки при параметрах, соответствующих некоторым заболеваниям легких.

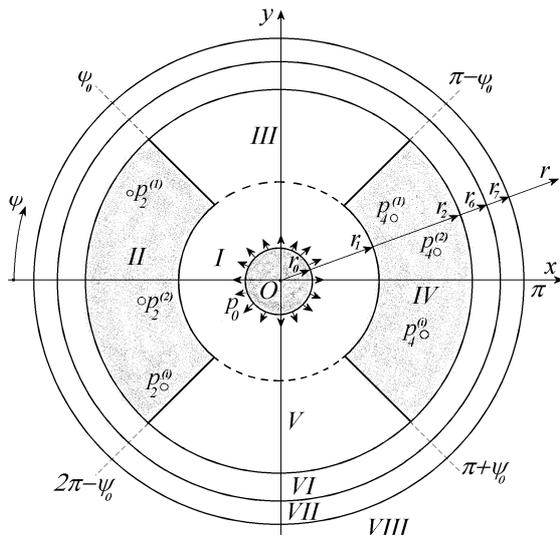


Рис. 1. Геометрия модели грудной клетки

### 1. ИСХОДНЫЕ ПАРАМЕТРЫ МОДЕЛИ

Напомним особенности разработанной в [1] двумерной модели грудной клетки, см. рис. 1 (она описывается полярной системой координат  $(r, \psi)$ ). Внешность моделируемой области ограничена кругом  $r \geq r_7$ . Главным источником звука полагаем колеблющиеся стенки “трахеи”, на внешней поверхности  $r = r_0$  которой создается звуковое давление  $p_0$ . Область I, ограниченная координатами  $r_0 \leq r < r_1$ ,  $0 \leq \psi \leq 2\pi$ , моделирует средостение. Сегменты цилиндрических слоев II и IV, ограниченные координатами  $r_1 \leq r < r_2$ ,  $2\pi - \psi_0 \leq \psi \leq \psi_0$  и  $r_1 \leq r < r_2$ ,  $\pi - \psi_0 \leq \psi \leq \pi + \psi_0$  соответственно, моделируют левое и правое легкие. Сегменты цилиндрических слоев III и V, ограниченные координатами  $r_1 \leq r < r_2$ ,  $\psi_0 \leq \psi \leq \pi - \psi_0$  и  $r_1 \leq r < r_2$ ,  $\pi + \psi_0 \leq \psi \leq 2\pi - \psi_0$  соответственно, моделируют межлегочные зоны. Кольцевая цилиндрическая область VI, ограниченная координатами  $r_2 \leq r < r_6$ ,  $0 \leq \psi \leq 2\pi$ , моделирует реберно-мышечный слой, а область VII, ограниченная координатами  $r_6 \leq r \leq r_7$ ,  $0 \leq \psi \leq 2\pi$ , – жировой слой и кожную поверхность грудной клетки. Помимо этого, в рассмотрение введена внешняя область VIII с координатами  $r > r_7$ ,  $0 \leq \psi \leq 2\pi$ , моделирующая окружающее грудную клетку воздушное пространство.

Изображенные на схеме точечные источники  $p_2^{(1)}, p_2^{(2)}, \dots, p_2^{(i)}$  в области II и  $p_4^{(1)}, p_4^{(2)}, \dots, p_4^{(i)}$  в области IV, где  $i$  – номер источника, введены в модель для того, чтобы иметь возможность моде-

лировать сухие и влажные хрипы, которые возникают при некоторых заболеваниях бронхиального дерева. Данная часть работы посвящена исследованию грудной клетки в норме, поэтому здесь дополнительные источники не рассматриваем, полагая их тождественно равными нулю.

Геометрические и физические параметры моделируемых биотканей в каждой из областей взяты из публикаций [1, 2]. Так, линейные размеры составляли  $r_0 = 0.01$ ,  $r_1 = 0.07$ ,  $r_2 = 0.14$ ,  $r_6 = 0.15$ ,  $r_7 = 0.16$  (все значения – в м); плотности  $\rho_1 = 1000$ ,  $\rho_2 = \rho_4 = 300$ ,  $\rho_3 = \rho_5 = \rho_7 = 1000$ ,  $\rho_6 = 2000$  и  $\rho_8 = 1.22$  (все значения – в  $\text{кг/м}^3$ ); скорости звука  $c_1 = 1500(1 - 0.2i)$ ,  $c_2 = c_4 = 30(1 - 0.25i)$ ,  $c_3 = c_5 = c_7 = 1500(1 - 0.2i)$ ,  $c_6 = 2500(1 - 0.3i)$  и  $c_8 = 340$  (все значения – в м/с). Комплексный характер величины скорости звука моделирует поглощение звука в биотканях человека. Интересующий нас частотный диапазон простирается примерно от 100 до 1500 Гц и определяется звуковыми феноменами, возникающими в процессе дыхания человека [3, 4].

### 2. АКУСТИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ТРАХЕИ КАК ИСТОЧНИКА ЗВУКА

Как было сказано выше, в качестве главного источника звука в рассматриваемой модели грудной клетки человека принята трахея, стенки которой совершают колебания под воздействием пульсаций давления потока воздуха внутри нее при акте дыхания. Поэтому при решении задачи о распространении звука в модели грудной клетки на поверхности трахеи  $r = r_0$  задавалось звуковое давление  $p_0$ , величина которого не зависит от частоты  $f$  и угла  $\psi$ . Поскольку наша модель, в отличие от рассмотренной [2], не обладает центральной симметрией, вообще говоря, колебательная скорость на поверхности  $r = r_0$  должна зависеть как от  $\psi$ , так и от  $f$ . Для проверки этого предположения обратимся к графикам, представленным на рис. 2. При этом, учитывая симметрию системы относительно оси  $Ox$ , достаточно исследовать диапазон  $0^\circ \leq \psi \leq 180^\circ$ . Здесь хорошо видно, что, несмотря на отсутствие центральной симметрии, и модуль колебательной скорости, и ее фаза во всем рассматриваемом диапазоне частот практически не зависят от угла  $\psi$ . При этом амплитуда колебательной скорости быстро падает с ростом частоты, а ее фаза лежит в области углов от  $78$  до  $90^\circ$  и от частоты зависит относительно слабо.

Остановимся более подробно на частотной зависимости модуля колебательной скорости на по-

верхности трахеи (рис. 3). Здесь и на следующем графике на оси абсцисс отложены не только значения частоты, но и волнового диаметра трахеи ( $\lambda_1 = \text{Re } c_1/f$ ), который в рассматриваемом диапазоне не превышает 0.02. Как видно, с ростом частоты амплитуда колебательной скорости падает. Более тщательная проверка показала, что она изменяется обратно пропорционально частоте.

Обнаруженные особенности частотного поведения модуля и фазы колебательной скорости позволяют утверждать, что действительная часть импеданса излучения трахеи как акустического источника звука весьма мала, а мнимая имеет инерционный характер. Обратившись к рис. 4, убедимся в справедливости этого утверждения. Действительно, безразмерная (нормированная к  $2\pi r_0 \rho_1 \text{Re } c_1$ ) действительная часть импеданса излучения здесь не превышает  $2.5 \cdot 10^{-3}$ , а мнимая линейно увеличивается с ростом частоты.

Следует сказать, что обнаруженные свойства импеданса излучения трахеи характерны именно для акустических источников с малыми волновыми размерами [5, 6]. При этом линейную зависимость мнимой части импеданса излучения обычно представляют в виде  $\text{Im } Z = i\omega M_{\text{пр}}$ , где  $M_{\text{пр}}$  – присоединенная к поверхности источника (соколеблющаяся) масса окружающей среды. Элементарная оценка присоединенной массы средостения к поверхности трахеи с использованием данных рис. 4 показывает, что она не зависит от частоты и составляет примерно 1.27 кг на единицу длины трахеи.

Таким образом, трахея как источник звука весьма неэффективна. Это является прямым следствием малости ее волнового диаметра в рассматриваемом диапазоне частот.

### 3. ОСОБЕННОСТИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ КОЛЕБАТЕЛЬНОЙ СКОРОСТИ НА ПОВЕРХНОСТИ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ

В предыдущем разделе установлено, что колебательная скорость  $v_0(r_0)$  на поверхности трахеи практически не зависит от угла  $\psi$ . Теперь важно установить, сохраняется ли это свойство для колебательной скорости при  $r = r_7$ , т. е. на поверхности грудной клетки (см. рис. 1). Знание особенностей распределения колебательной скорости на поверхности грудной клетки очень важно, поскольку именно здесь располагаются датчики при осуществлении записи шумов дыхания [2, 3]. Более того, во многих случаях используются системы, регистрирующие кинематические характеристики поверхности – скорость или ускорение [8, 9].

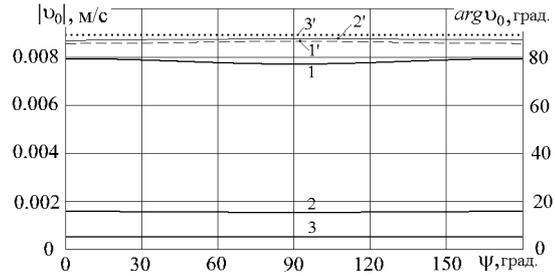


Рис. 2. Угловые зависимости модуля и фазы колебательной скорости на поверхности трахеи: 1 и 1' –  $f = 100$  Гц, модуль и фаза соответственно; 2 и 2' –  $f = 500$  Гц, модуль и фаза соответственно; 3 и 3' –  $f = 1500$  Гц, модуль и фаза соответственно

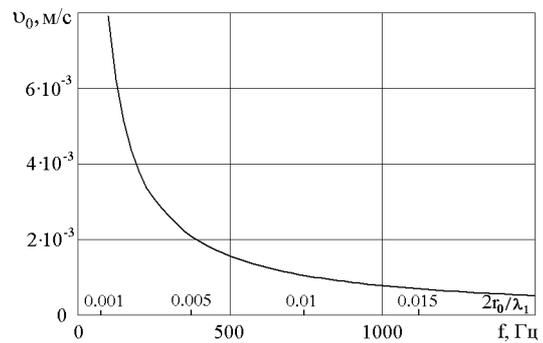


Рис. 3. Зависимость модуля колебательной скорости на поверхности трахеи от частоты

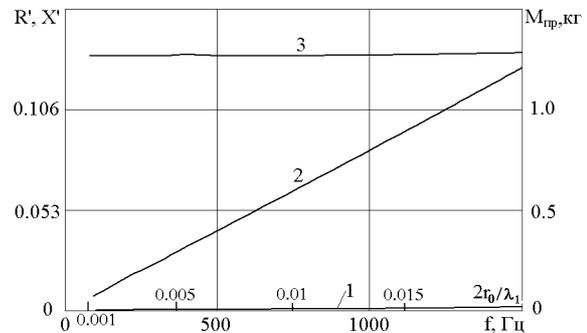


Рис. 4. Безразмерный импеданс излучения трахеи: 1 – действительная часть  $R'$ ; 2 – мнимая часть  $X'$ ; 3 – присоединенная масса

Обратимся к рис. 5, на котором представлены графики зависимости модуля колебательной скорости  $|v(r_7)|$  на поверхности грудной клетки для трех частот. Хорошо видно, что поведение этой скорости существенно зависит как от угла  $\psi$ , так и от частоты. На низкочастотной границе рассма-

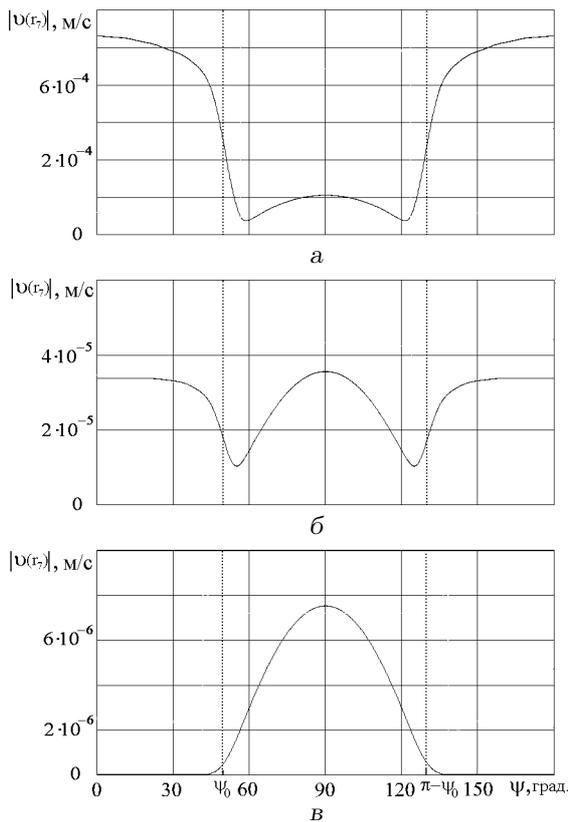


Рис. 5. Зависимость модуля колебательной скорости на поверхности грудной клетки от угла  $\psi$ :  
 а -  $f = 100$  Гц; б -  $f = 300$  Гц; в -  $f = 1500$  Гц

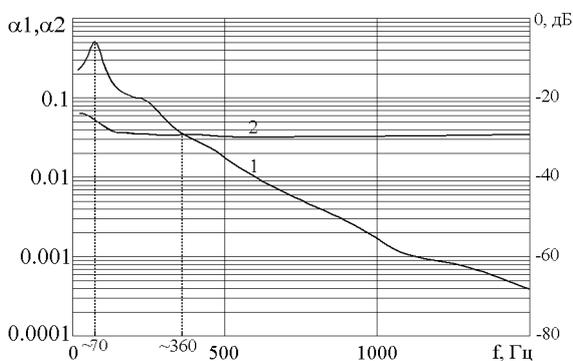


Рис. 6. Частотные зависимости интегральных параметров:  
 1 -  $\alpha_1$ ; 2 -  $\alpha_2$

триваемого диапазона частот (см. рис. 5, а) величина  $|v(r_7)|$ , фиксируемая над легким, почти в четыре раза превышает свои значение над межлегочной зоной. На средних частотах (см. рис. 5, б) колебательные скорости над легким и межлегочной

зоной оказываются примерно равными<sup>1</sup>. На высокочастотной же границе (см. рис. 5, в) колебательная скорость над легким почти на два порядка ниже, чем над межлегочной зоной.

Проведенный анализ поведения колебательной скорости  $|v(r_7)|$  на трех фиксированных частотах дает основание предположить, что ее перераспределение по поверхности грудной клетки с изменением частоты носит достаточно сложный характер. Исходя из этого, для удобства дальнейшего рассмотрения желательно выработать соответствующий обобщенный (интегральный) критерий. Введем два нормированных параметра:

$$\alpha_1 = \frac{2}{\pi r_0 |v_0(r_0, f)|} \int_0^{\psi_0} |v(r_7, f, \psi)| r_7 d\psi, \quad (1)$$

$$\alpha_2 = \frac{2}{\pi r_0 |v_0(r_0, f)|} \int_{\psi_0}^{\pi/2} |v(r_7, f, \psi)| r_7 d\psi. \quad (2)$$

Величина  $\alpha_1$  представляет собой интегральную оценку уровня колебательной скорости на поверхности грудной клетки над легкими и, по сути, характеризует звукопрозрачность легких по скорости. Величина  $\alpha_2$  дает аналогичную интегральную оценку колебательной скорости над межлегочной зоной, характеризуя ее звукопрозрачность по скорости. Заметим, что в формулах (1) и (2) использованы свойство симметрии модели в норме относительно осей  $Ox$ ,  $Oy$  и практическая независимость колебательной скорости на поверхности трахеи от угла  $\psi$ .

Обратимся к рис. 6, на котором изображены частотные зависимости интегральных параметров  $\alpha_1$  и  $\alpha_2$ . Как видно из графика, звукопрозрачность межлегочной зоны (кривая 2) остается практически неизменной во всем рассматриваемом диапазоне частот и лежит в районе (0.03...0.04) или примерно -30 дБ относительно уровня  $\alpha_1 = \alpha_2 = 1$ .

Совершенно иначе обстоит дело со звукопрозрачностью легких (кривая 1). Во первых, в районе частоты 70 Гц наблюдается максимум, имеющий явно резонансный характер – его уровень почти на 20 дБ превышает уровень зависимости 2. Во вторых, звукопрозрачность легких имеет явную тенденцию к снижению с ростом частоты. При этом на низких частотах (примерно до 300 Гц)

<sup>1</sup>“Провалы” колебательной скорости вблизи углов  $\psi_0$  и  $\pi - \psi_0$  обусловлены особенностями принятых в модели граничных условий на границах раздела частичных областей II, III, IV и V. Подробности см. в [1].

она оказывается выше звукопрозрачности межлегочной зоны, на частоте  $\sim 360$  Гц величины  $\alpha_1$  и  $\alpha_2$  сравниваются, а на более высоких частотах  $\alpha_1$  стремительно падает. Так, на частоте 1500 Гц звукопрозрачность легких становится ниже звукопрозрачности межлегочной зоны почти на 40 дБ.

Попытаемся найти ответ на вопрос, в чем же причина такого различия в частотных зависимостях звукопрозрачности легких и межлегочной зоны? Ведь заложенные в модели коэффициенты потерь для легкого (0.25) и межлегочной зоны (0.2), отличаются всего на 20 %.

Прежде всего, следует вспомнить, чем отличаются структуры межлегочной и легочной зон (см. рис. 1 и статью [1]). Исследовав физические свойства биотканей в секторе межлегочной зоны (т. е. при  $\psi_0 \leq \psi \leq \pi - \psi_0$ ), начиная от средостения и до поверхности грудной клетки, убеждаемся, что все они характеризуются высокой скоростью распространения звука (не ниже 1500 м/с) и не очень существенно отличаются по величине волнового сопротивления. Учитывая, что расстояние от трахеи до поверхности грудной клетки составляет  $r_7 - r_0 = 0.15$  м, определим его волновую величину на крайних частотах. Так, частоте  $f = 100$  Гц получаем  $(r_7 - r_0)/\lambda_1 \approx 0.01$ , а на 1500 Гц – 0.15 (здесь  $\lambda_1 = f/\text{Re } c_1$ ). Таким образом, во всем рассматриваемом диапазоне частот расстояние от трахеи до поверхности грудной клетки существенно меньше длины волны и трудно ожидать, что в этой ситуации затухание звука в тканях межлегочной зоны может сколько-нибудь заметно повлиять на звукопрозрачность при изменении частоты. Этот вывод полностью подтверждается ходом кривой 2 на рис. 6.

Теперь проследим за физическими свойствами биотканей в секторах, соответствующих легким ( $0 \leq \psi \leq \psi_0$  и  $\pi - \psi_0 \leq \psi \leq \pi$ ). Хорошо видна существенная разница физических свойств паренхимы легкого и окружающих его биотканей. Скорость распространения звука в легком в 50 раз ниже, чем в остальных тканях, а волновое сопротивление паренхимы в 150 раз ниже волнового сопротивления окружающих биотканей. Если проследить за волновой толщиной легкого, то окажется, что при 100 Гц она составляет  $(r_2 - r_1)/\lambda_2 = 0.23$ , а при 1500 Гц – 3.5 (здесь  $\lambda_2 = f/\text{Re } c_2$ ). Таким образом, на нижней границе частот рассматриваемого диапазона характерный волновой размер легкого еще мал, а на верхней – уже достаточно велик. Проанализируем, к каким последствиям это должно привести.

Сначала рассмотрим низкие частоты. Из акустики известно, что если слой, имеющий малую

волновую толщину и низкое волновое сопротивление, расположен между слоями с высоким волновым сопротивлением, то его физические свойства практически полностью определяются его упругостью  $S$  [7]. В нашем случае для паренхимы:

$$S = \rho_2 \text{Re } c_2^2 / (r_2 - r_1) = 3.95 \cdot 10^6 \text{ кг}/(\text{м}^2 \text{с}^2).$$

При этом через такой слой будет без изменения передаваться давление, а скорости на его поверхностях будут различаться.

Извне (при  $r \geq r_2$ ) легкие окружают два тонких слоя, моделирующих реберно-мышечную и жировую прослойки (см. рис. 1, кольцевые области VI и VII соответственно). Учитывая заложенные в модель геометрические и физические свойства, суммарная волновая толщина этих слоев на частоте 100 Гц составляет не более 0.0013, а их волновое сопротивление – не менее  $1.5 \cdot 10^6 \text{ кг}/(\text{м}^2 \text{с}^2)$ . При этом оба они находятся между легкими и окружающей грудную клетку воздушной средой, имеющими существенно меньшие волновые сопротивления. Тогда, в соответствии с [7], акустические свойства рассматриваемых слоев практически полностью определяются их суммарной поверхностной массой:

$$M = \rho_6(r_6 - r_2) + \rho_7(r_7 - r_6),$$

составляющей около 30 кг/м<sup>2</sup>. Как известно, без изменения через такие слои передается колебательная скорость.

Чтобы убедиться в справедливости этих рассуждений, обратимся к рис. 7, на котором изображены расчетные зависимости модулей давления и колебательной скорости от координаты  $r$  на частоте 100 Гц. Если проследить, как изменяется давление в направлении  $\psi = 0$ , проходящем через центр легких (кривая 1 на рис. 7, а), то нетрудно заметить, что по всей толщине легких от  $r_1$  до  $r_2$  давление действительно остается практически неизменным. Постоянна в направлении  $\psi = 0$  и скорость реберно-мышечного и жирового слоев на участке от  $r_2$  до  $r_7$ , (кривая 1 на рис. 7, б). Для сравнения на этих же графиках приведены зависимости давления и скорости от координаты  $r$  в центре межлегочной зоны ( $\psi = 90^\circ$ ). Как и следовало ожидать, здесь давление и скорость монотонно убывают. Резкий спад давлений на участке от  $r_2$  до  $r_7$  (см. рис. 7, а) обусловлен тем, что волновое сопротивление окружающего грудную клетку воздуха почти на четыре порядка меньше волновых сопротивлений реберно-мышечного и жирового слоев.

Очевидно, что на низких частотах система из легких и прилегающих к ним реберно-мышечного

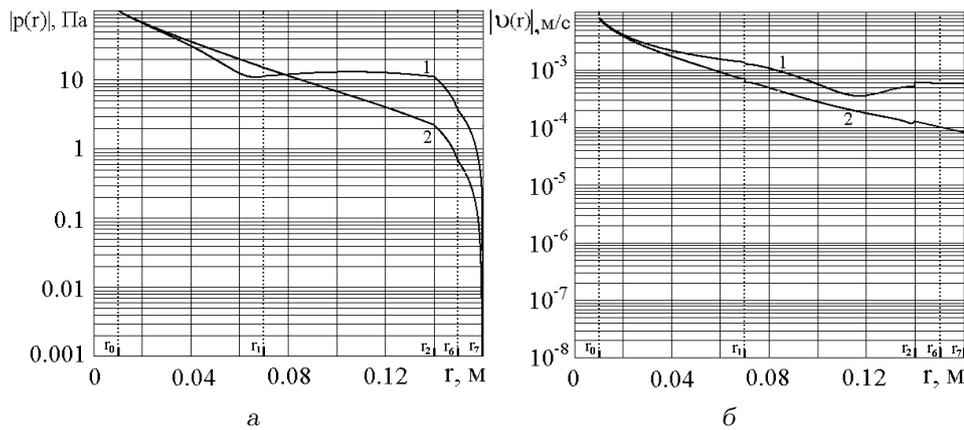


Рис. 7. Зависимости модулей давления (а) и колебательной скорости (б) от координаты  $r$  на частоте 100 Гц;  
 1 –  $\psi=0$ ; 2 –  $\psi=90^\circ$

и жирового слоев в первом приближении может быть представлена как пружина с упругостью  $S$ , последовательно соединенная с массой  $M$ , т. е. вся система представляет собой простейший последовательный резонансный контур. Его резонансная частота

$$f_p = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{S}{M}}$$

при найденных значениях эквивалентных параметров составляет  $\sim 60$  Гц. Возвращаясь к кривой 2 на рис. 6, убеждаемся, что частота резонанса, вычисленная простейшим способом, хорошо согласуется с более строгим расчетом (ошибка не превышает 10 %).

На основании проведенного анализа можно сделать вывод о том, что на низких частотах относительно высокая звукопрозрачность в секторах расположения легких обусловлена резонансными явлениями между упругостью паренхимы легкого и массой прилегающего к ней реберно-мышечного и жирового слоев. Следует заметить, что обнаруженный нами резонанс грудной клетки давно известен (см., например [10]) и в медицинской практике обычно фиксируется в диапазоне частот от 40 до  $\sim 90$  Гц при проведении перкуссии<sup>2</sup> грудной клетки. Здесь очень важно, что предложенная нами модель адекватно выявляет это свойство реальной грудной клетки человека.

Вернемся к рис. 6 и попытаемся разобраться, почему с ростом частоты параметр  $\alpha_1$  так быстро убывает, в отличие от  $\alpha_2$ . Это удобно объяснить

<sup>2</sup>Перкуссия – диагностический метод определения состояния легких посредством специального легкого постукивания по грудной клетке и прослушивания возникающих при этом звуковых явлений [11].

на простейшей одномерной системе с распространением плоской звуковой волны в направлении координаты  $x$ . Пусть выражение для звукового давления имеет вид

$$p = e^{ikx}, \tag{3}$$

где  $k = \omega/c$  и  $c = c_0(1 - i\mu)$ ;  $c_0$  – скорость распространения звуковой волны;  $\mu$  – коэффициент потерь. Тогда

$$k = \frac{\omega}{c_0(1 - i\mu)} = k_0 \frac{1 + i\mu}{1 + \mu^2}, \tag{4}$$

где  $k_0 = \omega/c_0$ . Пусть  $\mu \leq 0.3$ . Тогда в выражении (4) в первом приближении можно пренебречь величиной  $\mu^2$  в знаменателе:

$$k \approx k_0(1 + i\mu). \tag{5}$$

С учетом формулы (5), выражение для давления (3) примет вид

$$p \approx e^{ixk_0(1+i\mu)} = e^{ik_0x} e^{-k_0\mu x} = \frac{e^{ik_0x}}{e^{k_0\mu x}}. \tag{6}$$

Числитель в последнем выражении описывает плоскую бегущую волну (сравни с представлением (3)), а знаменатель показывает, как быстро волна затухает по мере распространения вдоль оси  $x$ . Если представить  $k_0 = 2\pi f/c_0 = 2\pi/\lambda_0$ , то знаменатель в соотношении (6) можно записать как

$$\delta(\mu, x/\lambda_0) = e^{2\pi\mu x f/c_0} = e^{2\pi\mu x/\lambda_0}. \tag{7}$$

Из последнего выражения следует, что степень затухания звуковой волны зависит не только от величины  $\mu$ , но и от частоты или волновой длины

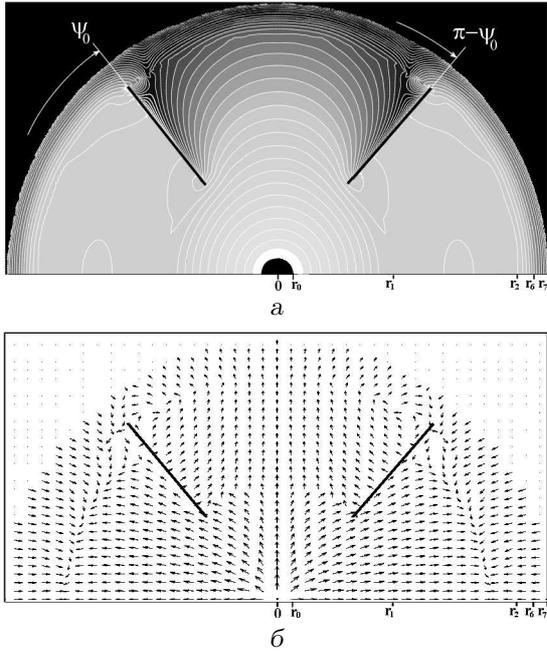


Рис. 8. Распределение звукового поля внутри грудной клетки на частоте 100 Гц:

а – поле давлений;  
б – поле скоростей

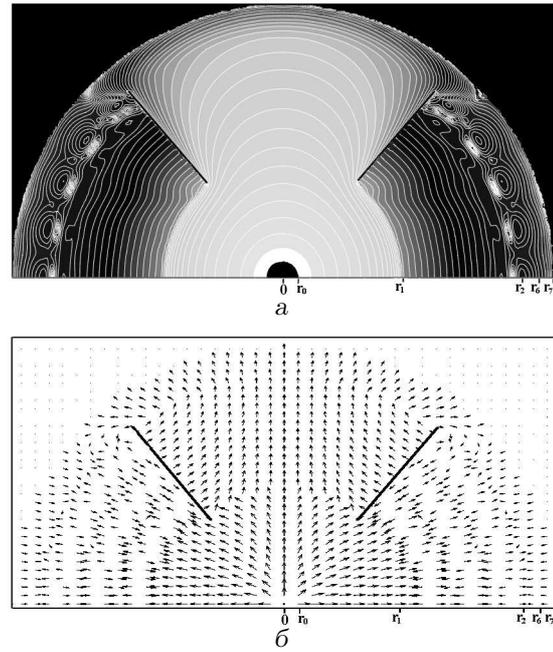


Рис. 9. Распределение звукового поля внутри грудной клетки на частоте 1500 Гц:

а – поле давлений;  
б – поле скоростей

пройденного пути  $x/\lambda_0$ . Конечно, в случае цилиндрических волн, с которыми мы оперируем в нашей модели, ситуация несколько более сложна, поскольку здесь дополнительное уменьшение давления происходит за счет расширения фронта волны. Однако в рассматриваемой системе это не принципиально, так как доминирующими остаются диссипативные эффекты.

С учетом выражения (7) дадим в первом приближении сравнительную оценку затухания волн, прошедших межлегочную зону и легкие. Начнем с межлегочной зоны, размер которой от трахеи до поверхности грудной клетки составляет  $r_7 - r_1 = 0.15$  м. Поскольку скорость распространения звуковой волны здесь составляет не менее 1500 м/с, а  $\mu \leq 0.3$ , то величина  $\delta(\mu, (r_7 - r_1)/\lambda_0)$  на частоте 100 Гц имеет порядок 1.01, а на 1500 Гц – 1.19. Таким образом, затухание волн в межлегочной зоне действительно оказывается незначительным, что и следует из поведения кривой 2 на рис. 6.

Теперь оценим затухание волн в легких. Их толщина составляет  $r_2 - r_1 = 0.07$  м, а принятая скорость распространения волн в паренхиме – 30 м/с при  $\mu = 0.25$ . При этих физических параметрах получим для  $\delta(\mu, (r_2 - r_1)/\lambda_0)$  на частоте 100 Гц всего 1.4, а на 1500 Гц – уже около 240. Это объясняет стремительное падение кривой 1 на рис. 6,

которое, в первую очередь, обусловлено низкой скоростью распространения звука в паренхиме и, как следствие, большим волновым размером  $(r_2 - r_1)/\lambda_0$ . Согласно простейшим оценкам, величина параметра  $\alpha_1$  при 1500 Гц будет меньше его значения при 100 Гц в 170 раз (или на –45 дБ). Падение же по кривой 1 на рис. 6, полученной на основании строгого расчета, составляет примерно –50 дБ, что всего на 5 дБ отличается от приближенной оценки. Таким образом, легкие с точки зрения акустики представляют собой весьма эффективный фильтр низких частот.

В заключение приведем картины распределения звуковых полей внутри грудной клетки на двух крайних рассматриваемых частотах – 100 Гц (рис. 8) и 1500 Гц (рис. 9). К сожалению, диапазон изменения значений давлений и скоростей здесь составляет несколько порядков, поэтому данные на обоих рисунках изображены в логарифмическом масштабе. Уровни звукового давления представлены шкалой градаций серого цвета, причем изменение цвета от белого до черного соответствует уменьшению уровня звукового давления для частоты 100 Гц на четыре порядка, а для 1500 Гц – на пять. Тонкими белыми кривыми на рис. 8, а и 9, а отмечены изобары. Что касается распределений колебательных скоростей (рис. 8, б и 9, б), то для частоты 100 Гц изменение длины стрелок от

самой большой до самой маленькой соответствует уменьшению скорости на порядок, а для 1500 Гц – на пять порядков.

Как и следовало ожидать, распределение звукового поля внутри грудной клетки в целом носит довольно сложный характер. Из рис. 8, а (частота 100 Гц) видно, что по всей толщине легких (от  $r_1$  до  $r_2$ ) уровень давления остается практически неизменным. Что же касается межлегочной зоны, то здесь уровень давления в целом существенно ниже, чем в области легких и имеет тенденцию к резкому снижению по мере приближения к границам  $\psi = \psi_0, r_1 \leq r \leq r_2$  и  $\psi = \pi - \psi_0, r_1 \leq r \leq r_2$ , разделяющим паренхиму и более плотные ткани. Это обусловлено принятыми в нашей модели условиями акустической мягкости ( $p = 0$ ) на указанных границах со стороны межлегочной зоны.

Следует отметить определенное усложнение характера распределения акустических полей в реберно-мышечном и жировом слоях в окрестностях поверхностей  $\psi_0, r_2 \leq r \leq r_7$  и  $\pi - \psi_0, r_2 \leq r \leq r_7$ . Остановимся на этом немного подробнее. Анализ поведения колебательных скоростей в реберно-мышечном и жировом слоях вблизи указанных границ показывает, что их направления над легкими и межлегочной зоной практически противоположны. Этот близкий к  $180^\circ$  фазовый сдвиг вызван значительным отличием скоростей распространения звука в легких и межлегочной зоне, а его появление неизбежно приводит к периодическому колебательному движению (“перетеканию”) среды в реберно-мышечном и жировом слоях вдоль координаты  $\psi$  через поверхности  $\psi_0, r_2 \leq r \leq r_7$  и  $\pi - \psi_0, r_2 \leq r \leq r_7$ . Именно этот эффект наблюдается на рис. 8, б.

Рассмотрим особенности распределения звукового поля внутри грудной клетки на частоте 1500 Гц (см. рис. 9). Как и следовало ожидать, здесь общая картина еще более усложняется. Хорошо видно, что большая часть звуковой энергии проходит теперь не через легкие, а через межлегочную зону.

Поскольку на рассматриваемой частоте по толщине легких укладывается несколько длин звуковой волны в паренхиме, то на рис. 9, б на соответствующих пространственных масштабах наблюдается многократная смена фаз колебательных скоростей на  $180^\circ$ . Как и на частоте 100 Гц, направления колебательных скоростей в реберно-мышечном и жировых слоях над легкими и над межлегочной зоной находятся в противофазе, что вновь приводит к периодическому колебательному “перетеканию” среды сквозь поверхности  $\psi_0, r_2 \leq r \leq r_7$  и  $\pi - \psi_0, r_2 \leq r \leq r_7$ .

## ВЫВОДЫ

На основании разработанных ранее физической и математической моделей проведен численный анализ акустических свойств грудной клетки в норме в диапазоне частот от 100 до 1500 Гц.

Изучены акустические свойства трахеи как источника звука в грудной клетке человека. Установлено, что:

- эффективность трахеи как источника звука весьма мала;
- колебательная скорость на поверхности трахеи находится в обратно пропорциональной зависимости от частоты;
- соответствующая присоединенная масса составляет около 1.27 кг на единицу длины трахеи.

Изучена звукопрозрачность легких и межлегочных зон. Установлено, что:

- звукопрозрачность легких быстро снижается с ростом частоты, в то время как звукопрозрачность межлегочных зон практически не изменяется во всем рассматриваемом диапазоне частот;
- до частоты примерно 360 Гц звукопрозрачность легких выше звукопрозрачности межлегочных зон, а на более высоких частотах – ниже;
- резкое снижение звукопрозрачности легких с ростом частоты обусловлено низкой скоростью распространения звука в паренхиме, вследствие чего с повышением частоты в ней существенно нарастает затухание;
- на частоте около 70 Гц обнаружен резонанс между легкими, выступающими в роли эквивалентной упругости, и реберно-мышечным и жировым слоями, выступающими в роли эквивалентной массы; причем в области резонанса звукопрозрачность легких резко возрастает.

1. И. В. Вовк, Л. И. Косовец, В. Т. Мацьпура, В. Н. Олійник Моделирование процесса распространения звука в грудной клетке человека. Часть 1. Теория // Акуст. вісн.– 2011.– 14, № 2.– С. 16–25.
2. Вовк И. В., Гринченко В. Т., Олейник В. Н. Проблемы моделирования акустических свойств грудной клетки и измерения шумов дыхания // Акуст. ж.– 1995.– 41, № 5.– С. 758–768.

3. *Gavriely N. Breath sounds methodology.*— London/Tokyo: CRC Press, 1995.— 203 p.
4. *Вовк И. В., Гринченко В. Т., Дахнов С. Л., Крижановский В. В., Олейник В. Н.* Шумы дыхания человека: объективизация аускультативных признаков // Акуст. вісн.— 1999.— **2**, № 3.— С. 11–32.
5. *Ржевкин С. Н.* Курс лекций по теории звука.— М.: Изд-во МГУ, 1960.— 335 с.
6. *Гринченко В. Т., Вовк И. В.* Волновые задачи рассеяния звука на упругих оболочках.— К.: Наук. думка, 1986.— 240 с.
7. *Гринченко В. Т., Вовк И. В.* Основы акустики.— К.: Наук. думка, 2007.— 640 с.
8. *Вовк И. В., Дахнов С. Л., Крижановский В. В., Олейник В. Н.* Возможности и перспективы диагностики легочных патологий с помощью компьютерной регистрации и обработки шумов дыхания // Акуст. вісн.— 1998.— **1**, № 2.— С. 21–33.
9. *Гринченко Н. Т., Макаренко А. А.* Пьезокерамические сенсоры для регистрации звуков жизнедеятельности // Акуст. вісн.— 2010.— **13**, № 1.— С. 11–16.
10. *Nabih Alem, Said Nakhla* Characterization of the thorax via mechanical impedance / Tech. Suppl. Rep.— Washington, DC: Nat. Highway Traffic Saf. Admin., Dept. Transportation, Nov. 1986.— 72 p.
11. *Ковалевский А. А.* Перкуссия и аускультация.— Томск: Изд-во. Томск. ун-та, 1961.— 170 с.