

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА РАСПРОСТРАНЕНИЯ ЗВУКА В ГРУДНОЙ КЛЕТКЕ ЧЕЛОВЕКА

И. В. ВОВК¹, Л. И. КОСОВЕЦ¹, В. Т. МАЦЫПУРА², В. Н. ОЛИЙНЫК¹

¹*Институт гидромеханики НАН Украины, Киев*

²*Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко*

ВВЕДЕНИЕ

Физическое моделирование грудной клетки человека как канала прохождения звуковых сигналов представляет значительный интерес, обусловленный быстрым развитием современных методов диагностирования легочных заболеваний, основанных на анализе объективных характеристик респираторных шумов [1,2]. Традиционно при моделировании органов дыхания используются два подхода. Один из них заключается в последовательном представлении респираторной системы иерархией трубок-воздуховодов, повторяющих геометрию бронхиального дерева вплоть до его термимальных элементов – альвеол. Подобные модели показали свою эффективность при изучении особенностей регионарной вентиляции легких. Однако в респираторной акустике большую популярность снискала концепция, согласно которой легочная ткань – паренхима – в пределах слышимого звукового диапазона может рассматриваться как некая квазиоднородная сплошная среда с объемно усредненными параметрами. Чаще всего, пренебрегая распространением поперечных волн, ее и другие ткани грудной клетки считают акустическими средами, каждой из которых присущи свои плотность, скорость звука и затухание. Для полноты картины отметим, что в ряде случаев целесообразным оказывается создание «гибридных» акустических моделей, в которых первые несколько поколений крупных бронхов (до долевого включительно) рассматриваются как волноводы, после чего начинается «паренхима».

В этом сообщении представлены количественные результаты, полученные на основе «сквозной» слоистой модели сечения грудной клетки, в которой все биологические ткани моделируются диссипативными акустическими средами. При этом паренхима сосредоточена в областях, имеющих форму усеченных круговых секторов, что в общих отражает реальную геометрию легких. Рассматриваемая модель является дальнейшим развитием подхода, предложенного в работе [1].

ФИЗИЧЕСКИЕ И ГЕОМЕТРИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ МОДЕЛИ

На рис.1 приведен томографический снимок поперечного сечения реальной грудной клетки. Справа изображена геометрия исследуемой модели. Как видно из схемы, в данной работе мы абстрагируемся от существования конкретных органов (в первую очередь, сердца) и ограничиваем рассмотрение уровнем представления о слоистом по глубине характере залегания биологических тканей со сходными параметрами. В соответствии с этим круговая область, представляющая грудную клетку, разбита на восемь подобластей.

Область I – средостение: $r_0 \leq r \leq r_1$, $0 \leq \psi \leq 2\pi$.

Области II и IV - левое и правое легкие: $r_1 \leq r \leq r_2$, $2\pi - \psi_0 \leq \psi \leq \psi_0$ и $r_1 \leq r \leq r_2$, $\pi - \psi_0 \leq \psi \leq \pi + \psi_0$.

Области III и V - межлегочные зоны: $r_1 \leq r \leq r_2$, $\psi_0 \leq \psi \leq \pi - \psi_0$ и $r_1 \leq r \leq r_2$, $\pi + \psi_0 \leq \psi \leq 2\pi - \psi_0$.

Область VI - моделирует реберно-мышечный слой: $r_2 \leq r \leq r_6$, $0 \leq \psi \leq 2\pi$.

Область VII - жировой слой и кожную поверхность: $r_6 \leq r \leq r_7$, $0 \leq \psi \leq 2\pi$.

Область VIII - воздушное пространство: $r \geq r_7$, $0 \leq \psi \leq 2\pi$.

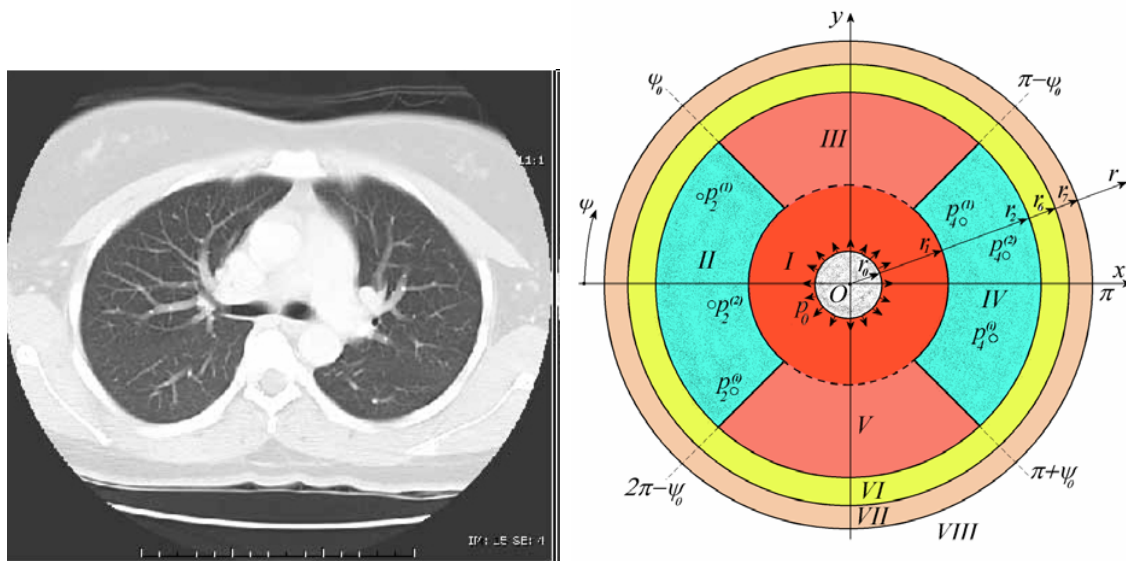


Рис. 1. Томографический снимок поперечного сечения грудной клетки человека и геометрия используемой модели

Геометрические и физические параметры модели таковы: радиусы $r_0 = 0.01\text{м}$, $r_1 = 0.07\text{м}$, $r_2 = 0.14\text{м}$, $r_6 = 0.15\text{м}$, $r_7 = 0.16\text{м}$, плотности $\rho_1 = 1000$, $\rho_2 = \rho_4 = 300$, $\rho_3 = \rho_5 = 1000$, $\rho_6 = 2000$, $\rho_7 = 1000$ и $\rho_8 = 1.22$ (все значения плотностей в $\text{кг}/\text{м}^3$); скорости звука $c_1 = 1500(1 - i \cdot 0.2)$, $c_2 = c_4 = 30(1 - i \cdot 0.25)$, $c_3 = c_5 = 1500(1 - i \cdot 0.2)$, $c_6 = 2500(1 - i \cdot 0.3)$, $c_7 = 1500(1 - i \cdot 0.2)$ и $c_8 = 340$ (все значения скоростей в $\text{м}/\text{с}$).

Указанное разделение не только обусловлено наличием естественных границ, разделяющих разные ткани (к примеру, средостение и паренхиму), но и оказывается конструктивным при решении соответствующей «сквозной» математической задачи методом частичных областей.

Строго говоря, воздушное пространство снаружи грудной клетки практически не влияет на поле колебаний ее поверхности и на этом этапе исследований его наличием можно пренебречь.

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ ФОРМУЛИРОВКА ЗАДАЧИ

Отметим, что диваления в средах во всех подобластях удовлетворяют уравнениям Гельмгольца для s соответствующими, в общем случае, комплексными волновыми

числами. Эти соотношения хорошо известны и здесь не приводятся. Более подробно схожая математическая формулировка записана в статье [3].

Граничные условия в данной задаче преимущественно являются условиями сопряжения. Приведем их полностью.

На поверхности трахеи:

$$p_1 = p_0, \quad r = r_0, \quad 0 \leq \psi \leq 2\pi, \quad (1)$$

где p_0 – амплитуда давления источника звука на поверхности, моделирующей трахею, а p_1 – поле давления в области I.

С внутренних сторон легочных областей II и IV для акустически жестких поверхностей:

$$\begin{aligned} \frac{\partial p_{II}}{\partial \psi} = 0, \quad r_1 \leq r \leq r_2, \quad \psi = \psi_0, \quad \psi = 2\pi - \psi_0; \\ \frac{\partial p_{IV}}{\partial \psi} = 0, \quad r_1 \leq r \leq r_2, \quad \psi = \pi - \psi_0, \quad \psi = \pi + \psi_0, \end{aligned} \quad (2)$$

(2)

где p_{II} и p_{IV} – давление в областях II и IV.

Со стороны межлегочных областей III и V для акустически мягких поверхностей:

$$\begin{aligned} p_{III} = 0, \quad r_1 \leq r \leq r_2, \quad \psi = \pi + \psi_0, \quad \psi = 2\pi - \psi_0; \\ p_V = 0, \quad r_1 \leq r \leq r_2, \quad \psi = \psi_0, \quad \psi = \pi - \psi_0, \end{aligned} \quad (3)$$

где p_{III} и p_V – давление в областях III и V.

Условия сопряжения (непрерывности) звукового поля на границах раздела областей I, II, III, IV, VI, VII, VIII выглядят так:

$$p_I = p_0, \quad r = r_0, \quad \psi = [0, 2\pi], \quad (4)$$

$$\frac{1}{i\omega\rho_1} \frac{\partial p_I}{\partial r} = \begin{cases} \frac{1}{i\omega\rho_2} \frac{\partial p_{II}}{\partial r}, & r = r_1, \quad \psi = [0, \psi_0], \\ \frac{1}{i\omega\rho_3} \frac{\partial p_{III}}{\partial r}, & r = r_1, \quad \psi = [\psi_0, \pi - \psi_0], \\ \frac{1}{i\omega\rho_4} \frac{\partial p_{IV}}{\partial r}, & r = r_1, \quad \psi = [\pi - \psi_0, \pi], \end{cases} \quad (5)$$

$$p_I = p_{II}, \quad r = r_1, \quad \psi = [0, \psi_0], \quad (6)$$

$$p_I = p_{III}, \quad r = r_1, \quad \psi = [\psi_0, \pi - \psi_0], \quad (7)$$

$$p_I = p_{IV}, \quad r = r_1, \quad \psi = [\pi - \psi_0, \pi], \quad (8)$$

$$\frac{1}{i\omega\rho_6} \frac{\partial p_{VI}}{\partial r} = \begin{cases} \frac{1}{i\omega\rho_2} \frac{\partial p_{II}}{\partial r}, & r = r_2, \quad \psi = [0, \psi_0], \\ \frac{1}{i\omega\rho_3} \frac{\partial p_{III}}{\partial r}, & r = r_2, \quad \psi = [\psi_0, \pi - \psi_0], \\ \frac{1}{i\omega\rho_4} \frac{\partial p_{IV}}{\partial r}, & r = r_2, \quad \psi = [\pi - \psi_0, \pi], \end{cases} \quad (9)$$

$$p_{VI} = p_{II}, \quad r = r_2, \quad \psi = [0, \psi_0], \quad (10)$$

$$p_{VI} = p_{III}, \quad r = r_2, \quad \psi = [\psi_0, \pi - \psi_0], \quad (11)$$

$$p_{VI} = p_{IV}, \quad r = r_2, \quad \psi = [\pi - \psi_0, \pi], \quad (12)$$

$$\frac{1}{i\omega\rho_7} \frac{\partial p_{VII}}{\partial r} = \frac{1}{i\omega\rho_6} \frac{\partial p_{VI}}{\partial r}, \quad r = r_6, \quad \psi = [0, \pi], \quad (13)$$

$$p_{VII} = p_{VI}, \quad r = r_6, \quad \psi = [0, \pi], \quad (14)$$

$$\frac{1}{i\omega\rho_8} \frac{\partial p_{VIII}}{\partial r} = \frac{1}{i\omega\rho_7} \frac{\partial p_{VII}}{\partial r}, \quad r = r_7, \quad \psi = [0, \pi], \quad (15)$$

$$p_{VIII} = p_{VII}, \quad r = r_7, \quad \psi = [0, \pi]. \quad (16)$$

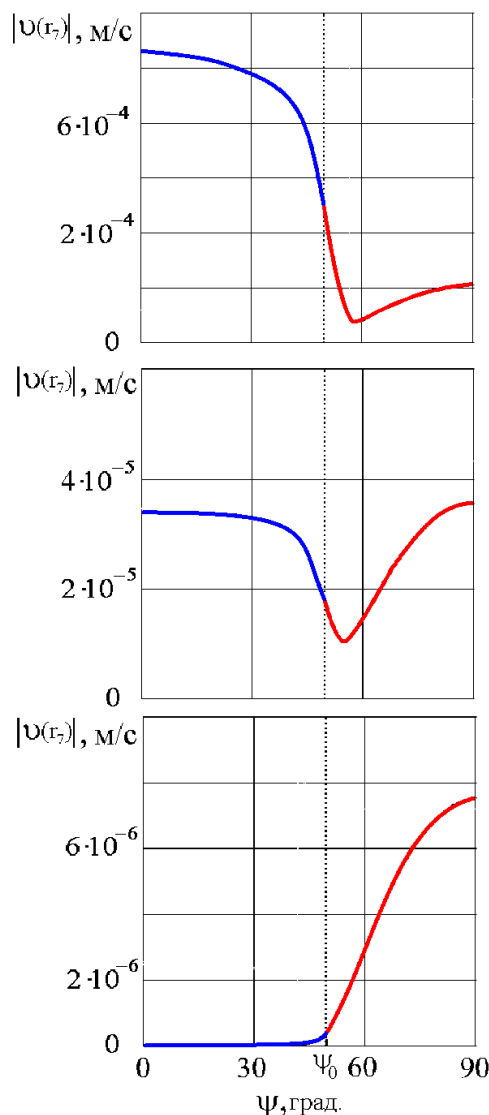


Рис. 2. Зависимость модуля колебательной скорости на поверхности грудной клетки от угла ψ ; а, б, в – соответственно для частот 100 Гц, 300 Гц и 1500 Гц

Для должного качества выполнения условий сопряжения в диапазоне частот от 100 до 1500 Гц достаточно удерживать от 130 до 520 неизвестных комплексных коэффициентов. В этом случае погрешность выполнения закона сохранения энергии не превышала 0.03 %. Кроме того, проверялась поточечная сходимость при выполнении условий сопряжения. Здесь погрешности лежали в пределах нескольких процентов, за исключением условий для скорости вблизи угловых точек, возникших из-за идеализации геометрии системы. Это связано с хорошо известными особенностями поведения волновых полей в окрестности геометрических и физических нерегулярностей [].

АНАЛИЗ КОЛИЧЕСТВЕННЫХ ДАННЫХ

Для начала рассмотрим угловые распределения колебательной скорости на поверхности грудной клетки v_{VII} при $r = r_7$ в зависимости от частоты. Из рис.2 видно, что на низких частотах более высокие уровни колебательной скорости наблюдаются над легкими, которые оказываются значительно

более звукопрозрачными, чем межлегочные зоны. На более высоких частотах (около 300 Гц) скорости над центрами легких и межлегочных зон имеют примерно равные амплитуды, а с ростом частоты амплитуды колебаний поверхности тела над легкими быстро спадают. Это связано с малостью эффективной скорости звука в паренхиме, в которой с ростом частоты звук должен проходить все большее и большее количество длин волн, что, в свою очередь, приводит к существенному возрастанию роли затухания. Как видно из графиков, наблюдается существенная угловая неравномерность акустических полей. Для того, чтобы получить взвешенную оценку фильтрующих свойств рассматриваемой системы по глубине, введем интегральную оценку колебательной скорости на поверхности грудной клетки над легкими, т.е. звукопрозрачность легких по скорости:

$$\alpha_1 = \frac{2}{\pi r_0 |v_0(r_0, f)|} \int_0^{v_0} |v(r_7, f, \psi)| r_7 d\psi \quad (17)$$

а также интегральную звукопрозрачность межлегочной зоны по скорости:

$$\alpha_2 = \frac{2}{\pi r_0 |v_0(r_0, f)|} \int_{\psi_0}^{\pi/2} |v(r_7, f, \psi)| r_7 d\psi \quad (18)$$

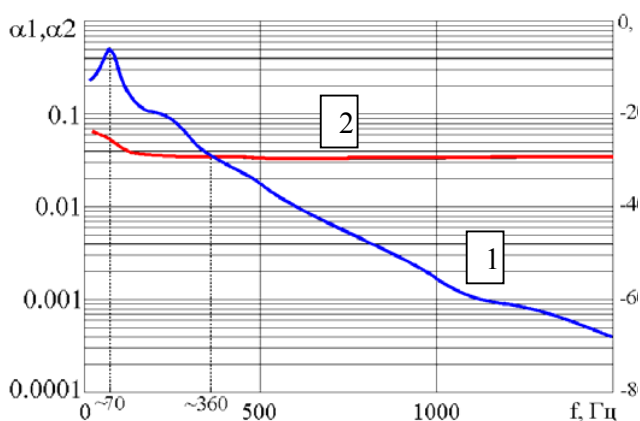


Рис. 3. Интегральные звукопрозрачности легких (кривая 1) и межлегочных зон (кривая 2).

Зависимости этих величин от глубины показаны на рис. 3. Из графика видно, что звукопрозрачность легких (кривая 1) быстро снижается с ростом частоты, а звукопрозрачность межлегочных зон (кривая 2) практически не изменяется во всем рассматриваемом диапазоне частот. Она находится на уровне от 0.03 до 0.04 или примерно -30 дБ. При этом до частоты 360 Гц звукопрозрачность легких выше звукопрозрачности межлегочных зон, а на более высоких частотах – ниже почти на 40 дБ.

В заключение приведем рис.4, показывающий изменение модулей давления и колебательной скорости с глубиной. Он иллюстрирует хорошо известный факт – давление по пути от источника звука к поверхности спадает значительно (на 20–40 дБ) быстрее, чем колебательная скорость. Поэтому на поверхности тела значительно выгоднее регистрировать кинематические характеристики. Отметим, что даже в традиционных механических стетофонендоскопах изменение давления в звуковой камере есть не что иное, как преобразованное изменение объема воздуха за счет колебаний поверхности под ней. С этой точки зрения особо следует выделить контактные пьезокерамические датчики микрофонного типа, эффективная работа которых связана с существенным изменением граничных условий в зоне приема по сравнению со свободной поверхностью.

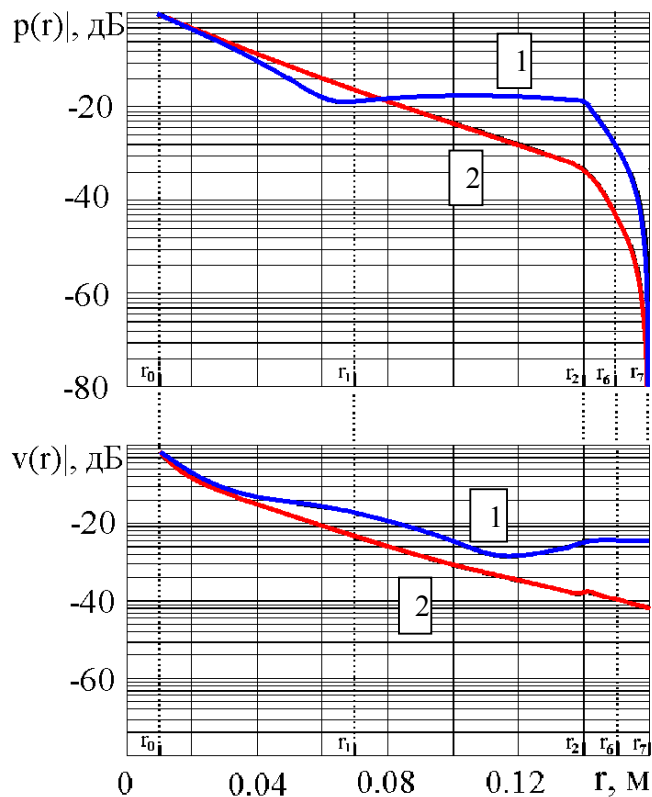


Рис. 4. Зависимость модулей давления и колебательной скорости от координаты r на частоте 100 Гц; 1,2 – в направлениях $\psi = 0$ и $\psi = 90^\circ$ соответственно.

- причиной резкого снижения звукопрозрачности легких с ростом частоты является низкая скорость распространения звука в паренхиме, вследствие чего показатель затухания становится более чувствительным к изменению частоты;
- на частоте около 70 Гц обнаружен резонанс между легкими, которые выступают в роли элемента упругости, и реберно-мышечным и жировым слоями, которые выступают в роли элемента массы; при этом звукопрозрачность легких в области частоты резонанса резко возрастает.

ЛИТЕРАТУРА

1. Вовк І. В., Гринченко В.Т., Олейник В.Н. Проблеми моделювання акустических свойств грудной клетки и измерения шумов дыхания // Акуст. журн.- 1995.- т.41.- №5, с. 758-768.
2. Wodicka G.R., Stevens K.N., Golub H.L., Cravalno E.G., Shannon D.C. Model of acoustic transmission in the respiratory system // IEEE Trans. Biomed. Engin.-1989.-v.36.-N 9.-p.925-933.
3. Гринченко В.Т., Вовк І.В. Волновые задачи рассеяния звука на упругих оболочках.- Киев.: Наукова думка, 1986. - 240 с.

ВЫВОДЫ

Разработанные физическая и математическая модели грудной клетки человека с секторными легкими продемонстрировали перспективность выбранного подхода и позволили установить ряд новых фактов, относящихся к распространению звука в респираторной системе.

Изучение акустических свойств модели грудной клетки, в которой основным источником звука является трахея, показало, что:

- эффективность трахеи, как источника звука весьма мала;
- звукопрозрачность легких быстро снижается с ростом частоты, в то время, как звукопрозрачность межлегочных зон практически не изменяется во всем рассматриваемом диапазоне частот; при этом до частоты примерно 360 Гц звукопрозрачность легких выше звукопрозрачности межлегочных зон, а на более высоких частотах - ниже;