

УДК 534.7

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА РАСПРОСТРАНЕНИЯ ЗВУКА В ГРУДНОЙ КЛЕТКЕ ЧЕЛОВЕКА. ЧАСТЬ 3. УЧЕТ ПРОХОЖДЕНИЯ ЗВУКА ПО БРОНХИАЛЬНОМУ ДЕРЕВУ

И. В. ВОВК^{1*}, В. Т. МАЦЫПУРА²

¹Институт гидромеханики НАН Украины
ул. Желябова, 8/4, 03680, ГСП, Киев-180, Украина
*E-mail: ivovk@voliacable.com

²Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко
ул. Владимирская, 64/13, 01601, ГСП, Киев, Украина

Получено 07.05.2012

На основе ранее разработанных математических моделей грудной клетки и бронхиального дерева предложен обобщенный метод, который позволяет количественно оценивать на поверхности грудной клетки уровни звука, прошедшего от трахеи двумя путями – “структурным” (через средостение) и “воздушным” (через бронхиальное дерево). Результаты численного анализа показали, что уровни звука на поверхности грудной клетки в основном определяются той частью звука, который прошел через бронхиальное дерево. Установлено, что частотная зависимость колебательной скорости на поверхности грудной клетки имеет три характерных пика. Низкочастотный максимум обусловлен резонансом между паренхимой легких и реберно-мышечным слоем, а среднечастотный и высокочастотный – резонансными явлениями в столбе воздуха в бронхиальном дереве.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: бронхиальное дерево, паренхима легких, средостение, звукопрозрачность, резонанс

На базі побудованих раніше математичних моделей грудної клітки й бронхіального дерева запропоновано узагальнений метод, який дозволяє кількісно оцінити на поверхні грудної клітки рівні звуку, що пройшов від трахеї двома шляхами – “структурним” (крізь середостіння) й “повітряним” (крізь бронхіальне дерево). Результати чисельного аналізу показали, що рівні звуку на поверхні грудної клітки в основному визначаються тією частиною звуку, що пройшла крізь бронхіальне дерево. Встановлено, що частотна залежність коливальної швидкості на поверхні грудної клітки має три характерні піки. Низькочастотний пік обумовлений резонансом поміж паренхімою легенів та реберно-м'язовим шаром, а середньочастотний і високочастотний піки обумовлені резонансними явищами у стовпі повітря у бронхіальному дереві.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: бронхіальне дерево, паренхіма легень, середостіння, звукопрозорість, резонанс

On the basis of previously developed mathematical models of the thorax and bronchial tree, a generalized method is proposed which allows the quantitative assessment of level of the sound propagating from the trachea to chest surface in two ways: the “structural” (through the mediastinum) and “air” one (through the bronchial tree). The results of numerical analysis have shown that sound levels at the chest surface are predominantly determined by the sound passed through the bronchial tree. It was found that frequency dependence of the vibrational velocity on the chest surface has three characteristic peaks. The low frequency maximum is caused by a resonance between the pulmonary parenchyma and the rib-muscle layer, while the mid- and low-range ones occur due to resonance phenomena of air column in the bronchial tree.

KEY WORDS: bronchial tree, pulmonary parenchyma, mediastinum, acoustic permeability, resonance

ВВЕДЕНИЕ

Особенности распространения звука в респираторной системе человека обусловлены исключительной сложностью ее строения и формы, а также существенными различиями физических свойств отдельных органов дыхания. Если полагать, что источниками звуков дыхания у здорового человека являются турбулентные шумы, возникающие в области голосовой щели при акте дыхания, или колебания голосовых связок в процессе речи, то можно предположить, что существуют два основных пути (или канала) прохождения звука от

источника к поверхности грудной клетки:

- 1) по бронхиальному дереву в легкие и далее через легкие и реберно-мышечный слой на поверхность грудной клетки (часто называемый “воздушным”, поскольку его значительная первая часть пути проходит по воздуху, заполняющему бронхиальное дерево);
- 2) через стенку трахеи, средостение, легкие, реберно-мышечный слой и, наконец, к поверхности грудной клетки (его нередко называют “структурным”).

По-видимому, впервые такое разделение было предложено в 1956 г. в статье [1]. В 2010 г. за счет использования метода зондирования легких сложными акустическими сигналами с последующей их специальной обработкой удалось подтвердить существование указанных двух путей экспериментально [2].

Хотя установление данного факта и немаловажно, тем не менее, этого не достаточно для детального описания физической картины распространения звука в респираторной системе человека и оценки вклада каждого из двух путей в величину колебательной скорости, регистрируемой на поверхности грудной клетки. На протяжении последних трех десятков лет большое внимание этим вопросам уделяли многие исследователи. При этом, учитывая огромную физическую сложность респираторной системы с одной стороны и весьма ограниченные возможности экспериментальных исследований *in vivo* с другой стороны, основной упор они делали на построении эффективных с точки зрения получения количественных данных физических и математических моделей. Остановимся кратко на некоторых из них.

Прежде всего, обратимся к моделям, описывающим распространение звука в респираторной системе так называемым структурным путем. По-видимому, пионерской работой в этом направлении можно считать статью [3], опубликованную в 1989 г. Рассмотренная в ней физическая модель состояла из трубы, играющей роль трахеи, и окружающего ее цилиндрического слоя, имитирующего паренхиму легкого. Несмотря на предельную простоту такой системы, авторам удалось подобрать физические свойства цилиндрического слоя, приближающиеся к свойствам паренхимы легкого, и оценить в первом приближении изменения уровня и спектра сигнала при его прохождении от источника (трубы-трахеи) к поверхности, моделирующей поверхность грудной клетки. Позже, в 1995 г., увидела свет статья [4], в которой была предложена более сложная модель, учитывающая наличие трахеи, паренхимы легких, реберно-мышечного, жирового и наружного эпителиального слоев с учетом их физических свойств. Получены расчетные передаточные функции, характеризующие прохождение звука от трахеи до поверхности грудной клетки с учетом механической реакции датчика, регистрирующего колебания поверхности кожи. Существенным недостатком этой модели является ее цилиндрическая радиальная симметрия и, как следствие, неучет наличия в грудной клетке средостения и двух пространственно разделенных легких. Наконец, в 2011 г. опубли-

кованы две работы [5, 6], в которых рассмотрена более реалистичная геометрия системы, учитывающая наличие в грудной клетке и средостения, и двух легких. Здесь предполагалось также, что источником звука могут быть не только колебания стенок трахеи, но и отдельные точечные источники, расположенные непосредственно в паренхиме легких. С помощью этой модели получены количественные данные о полях давления и колебательных скоростей во всех внутренних органах грудной клетки и на ее поверхности в широком диапазоне частот, в том числе и при различных отклонениях физических параметров паренхимы от нормы в каждом из легких.

Среди работ по моделированию воздушного пути распространения звука в респираторной системе человека следует отметить следующие три. Первая из них опубликована в 1976 г. и посвящена изучению распространения звука в бронхиальном дереве [7]. К сожалению, ее автор сделал весьма грубое допущение о том, что все стенки бронхиального дерева акустически жесткие. В таком случае акустическая энергия не может проникать сквозь стенки бронхов и, соответственно, не ослабляется по мере распространения звука от трахеи к периферии бронхиального дерева. Такое приближение совершенно не соответствует реальности. В действительности стенки бронхиального дерева обладают определенной упругостью, что обуславливает передачу в каждом поколении бронхиального дерева части звуковой энергии через стенки воздуховода в паренхиму легких. В силу этого амплитуда звуковой волны по мере ее прохождения от трахеи к периферическим бронхам должна падать. В работах [8, 9] была предпринята попытка учесть упругие свойства стенок трахеи, всех бронхов, бронхиол и альвеолярных ходов (вплоть до 23 поколения), а также диссипация звуковой энергии в них. Была также принята во внимание возможность проникновения звуковых волн через стенки бронхов в паренхиму легких. На основе такой усовершенствованной модели удалось оценить, какая доля звуковой энергии теряется в стенках воздухоносных путей, какая проходит через них в паренхиму, а какая достигает периферии бронхиального дерева.

Из приведенного анализа видно, что акустическое моделирование респираторной системы идет как бы двумя практически независимыми путями. Одна часть исследователей уделяет основное внимание структурному каналу распространения звука от трахеи к поверхности грудной клетки, в то время как другая часть концентрирует свое внимание исключительно на воздушном канале рас-

пространения звука по бронхиальному дереву. Такое исторически сложившееся положение вещей не позволяет оценить вклад каждого из каналов в суммарный уровень колебательной скорости (или ускорения) на поверхности грудной клетки человека. А именно, эти величины являются практически основным параметром, доступным для экспериментальной оценки *in vivo*, регистрируемым при научных исследованиях, связанных с изучением акустики респираторной системы, или диагностировании легочных заболеваний с помощью стетофонендоскопов.

Цель нашей работы состоит в разработке модели респираторного тракта человека, которая учитывала бы наличие обоих каналов распространения звука – как воздушного, так и структурного, и обеспечивала получение количественных данных, характеризующих вклад каждого из каналов в уровень колебательной скорости на поверхности грудной клетки.

1. ИДЕЯ МЕТОДА И ЕГО РЕАЛИЗАЦИЯ

Идея метода относительно проста и заключается в объединении двух уже известных моделей респираторной системы человека:

- 1) модели, разработанной в статье [5] и позволяющей изучать структурный путь распространения звука в грудной клетке;
- 2) модели, разработанной в статье [8] и позволяющей изучать воздушный путь распространения звука в бронхиальном дереве с учетом проникновения звука через стенки элементов бронхиального дерева в паренхиму легких.

Покажем пути реализации этой идеи. Для этого обратимся к рассмотрению рис. 1 [5]. В центре бесконечно протяженного кругового цилиндра находится трахея радиуса r_0 , стенка которой совершает пульсирующие гармонические колебания с амплитудой V_0 . Область I в виде цилиндрического слоя, ограниченного радиусами r_0 и r_1 , моделирует средостение. Затемненные области II и IV соответствуют легким, а области III и V – межлегочным зонам. Цилиндрический слой VI, ограниченный радиусами r_2 и r_6 , моделирует реберно-мышечный каркас, а слой VII, ограниченный радиусами r_6 и r_7 – кожно-жировые поверхностные ткани. Наконец, область VIII ($r \geq r_7$) представляет собой окружающее грудную клетку воздушное пространство. Естественно, что каждая область в данной модели имеет свои плотность, скорость

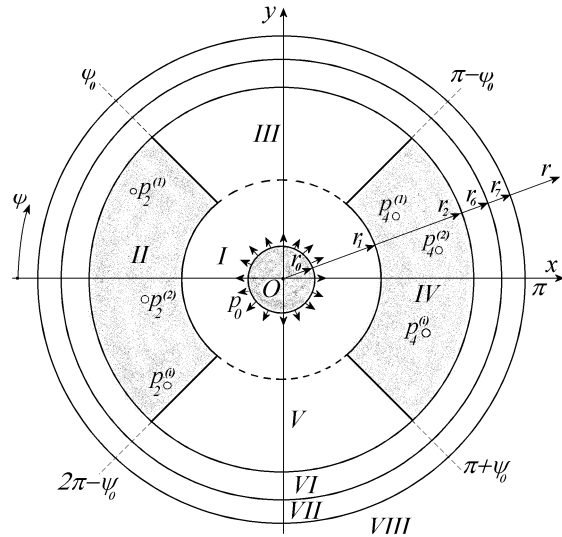


Рис. 1. Геометрия модели грудной клетки

звуча и коэффициент потерь. Кроме того, в легочных областях II и IV могут располагаться дополнительные источники звука, характеризующиеся некоторым звуковым давлением $p_n^{(i)}$ и колебательной скоростью $v_n^{(i)}$.

Все аналитические выкладки, включая представление звуковых полей в областях I–VIII, способ сопряжения их на границах областей и получение соответствующих алгебраических систем уравнений для численной оценки полей давления и колебательной скорости, мы опустим, отослав читателя к статье [5].

Теперь остановимся на модели бронхиального дерева. Хорошо известно, что оно начинается с трахеи, разветвляющейся на два главных бронха, каждый из которых входит в правое и левое легкое соответственно. Главные бронхи разветвляются на долевые и т. д. Порядки деления воздухоносных путей при движении от трахеи к периферии легких принято называть поколениями и обозначать буквой z . Для трахеи $z=0$, для главных бронхов $z=1$ и так вплоть до альвеолярных ходов. Согласно классической модели Э. Р. Вейбеля [10], составляющие бронхиального дерева делятся посредством дихотомии, имеют (вместе с трахеей) 24 поколения, а их количество в каждом из поколений равно 2^z .

С учетом описанной геометрии системы в работе [8] была разработана модель в виде разветвляющегося акустического волновода, состоящего из упругих трубок с геометрическими и физическими характеристиками реальных бронхов в ка-

ждом поколения [8–11]. При этом учитывалось, что внешние стенки каждого элемента бронхиального дерева окружены биотканями, физические свойства которых соответствуют месту его расположения внутри грудной клетки. Так, полагалось, что трахея и главные бронхи окружены биотканями средостения, а остальные бронхи и бронхиолы – паренхимой легких. Разработанный алгоритм позволил проводить оценки колебательных скоростей стенок всех элементов бронхиального дерева и доли звуковых энергий, прошедших в биоткани с учетом поглощения стенками.

Таким образом, получив данные о колебательных скоростях стенок бронхов и бронхиол с помощью модели [8, 9], мы можем использовать их как исходные данные для величин $v_2^{(i)}$ и $v_4^{(i)}$ в модели [5, 6] (см. рис. 1). Предполагая, что диаметр элементов бронхиального дерева значительно меньше длины волны, распространяющейся в паренхиме, оценим звуковые давления, создаваемые стенками бронхов и бронхиол в легких, используя известное выражение [12]:

$$p_{(2,4)}^{(i)} = -ik_{(2,4)}\rho_{(2,4)}c_{(2,4)}Q_{(2,4)}^{(i)}G_j^{(2,4)}(r, \psi, r_{(i)}, \psi_{(i)}). \quad (1)$$

Здесь индексы (2, 4) и (i) – номера области, занимаемой правым или левым легким и номер источника в легких соответственно (см. рис. 1); $k_{(2,4)}$, $\rho_{(2,4)}$, $c_{(2,4)}$ – волновое число, плотность паренхимы и скорость звука в паренхиме в каждом из легких; $Q_{(2,4)}^{(i)} = v_{(2,4)}^{(i)}2\pi r_{(2,4)}^{(i)}$ – объемная скорость; $r_{(2,4)}^{(i)}$ – радиус бронха или бронхиолы; $G_j^{(2,4)}(r, \psi, r_{(i)}, \psi_{(i)})$ – функция Грина (см. подробнее в [5]).

Аналитическую часть и соответствующие алгоритмы решения, связанные с этой моделью, мы опустим, поскольку они подробно описаны в [8].

Реализация описанной идеи состоит из двух этапов. На первом из них выбираются бронхи и бронхиолы, которые будут участвовать в расчетах, и с помощью разработанных в [8] алгоритмов оцениваются колебательные скорости их стенок. Далее, по формуле (1) рассчитываются соответствующие звуковые давления. На втором этапе с помощью алгоритмов, описанных в [5], вычисляются звуковые поля внутри грудной клетки и на ее внешней поверхности с учетом колебаний стенки трахеи и выбранных бронхов и бронхиол. Конечно, реальное количество бронхов и бронхиол в бронхиальном дереве огромно и всех их учесть в расчетах не представляется возможным. Однако проведенные в [9] расчеты показали, что основная доля звуковой энергии, прошедшая из бронхиального дере-

ва через стенки бронхов и бронхиол в паренхиме легких, определяется энергией, излучаемой через стенки нескольких первых поколений бронхов и бронхиол ($2 \leq z \leq 10$).

2. АНАЛИЗ ЧИСЛЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ

Геометрические и физические параметры биотканей в каждой из областей модели, изображенной на рис. 1, выбирались такими же, как и в работе [6], а именно: диаметры – $r_0=0.01$, $r_1=0.07$, $r_2=0.14$, $r_6=0.15$ и $r_7=0.16$, (все значения в м); плотности – $\rho_1=1000$, $\rho_2=\rho_4=300$, $\rho_3=\rho_5=1000$, $\rho_6=2000$ и $\rho_7=1000$, $\rho_8=1.22$ (все значения в кг/м³); скорости звука – $c_1=1500(1-i0.2)$, $c_2=c_4=30(1-i0.25)$, $c_3=c_5=1500(1-i0.2)$, $c_6=2500(1-i0.3)$, $c_7=1500(1-i0.2)$ и $c_8=340$ (все значения в м/с). Интересующий нас частотный диапазон простирается примерно от 50 до 1500 Гц и определяется звуковыми феноменами, возникающими в процессе дыхания человека [4]. Размеры и физические параметры стенок бронхов и бронхиол, участвующих в расчетах, брались из таблиц, приведенных в [8, 10, 11].

При расчетах использовались обобщенные (интегральные) оценки зависимостей распределения колебательной скорости по поверхности грудной клетки от частоты, которые были приняты в [6]:

$$\alpha_1 = \frac{2}{\pi r_0 |v_0(r_0, f)|} \int_0^{\psi_0} |v_7(r_7, f, \psi)| r_7 d\psi, \quad (2)$$

$$\alpha_2 = \frac{2}{\pi r_0 |v_0(r_0, f)|} \int_{\psi_0}^{\pi/2} |v_7(r_7, f, \psi)| r_7 d\psi. \quad (3)$$

Здесь $v_0(r_0, f)$ и $v_7(r_7, f, \psi)$ – скорости на трахее и на поверхности грудной клетки. Параметр α_1 представляет собой интегральную оценку колебательной скорости на поверхности грудной клетки над легкими и, по сути, характеризует звукопрозрачность легких по скорости. Параметр α_2 дает интегральную оценку колебательной скорости над межлегочной зоной и характеризует ее звукопрозрачность. Помимо этого, определялись относительные колебательные скорости на поверхности грудной клетки v_7 и $v_7^{\frac{1}{2}}$ при $r=r_7$ в точках $\psi=0$ и $\psi=\pi/2$ соответственно.

Главным источником звука внутри грудной клетки полагались осесимметричные радиальные колебания стенки трахеи с колебательной скоростью $v_0=1$ м/с. Естественно, что они должны возбуждать звуковые волны как в средостении, так и в

воздушной среде, заполняющей бронхиальное дерево.

Для начала рассмотрим предельный случай, когда колебания стенки трахеи возбуждают звук только в средостении, а в бронхиальном дереве он отсутствует (это соответствует модели только структурного распространения звука). Для него графики частотных зависимостей величин α_1 , α_2 , v_7 и v_7^1 представлены на рис. 2 (данные заимствованы из статьи [6]). Особенности поведения кривых 1 и 2 подробно анализировались в [6]. Тем не менее, напомним, что пик в районе 70 Гц обусловлен резонансом между легкими и реберно-мышечным слоем, а быстрый спад кривой 1 с ростом частоты – большими потерями звуковой энергии в паренхиме легких. Поведение кривых 3 и 4 в целом повторяет тенденции, отражаемые кривыми 1 и 2.

Перейдем к рассмотрению более сложного случая, когда колебания стенки трахеи возбуждают звук не только в средостении, но и в воздушной среде, заполняющей бронхиальное дерево. Как уже отмечалось, это приводит к колебаниям стенок бронхов и бронхиол и возбуждению ими звука непосредственно в паренхиме легких. Для начала упростим задачу и будем считать, что колеблются стенки только двух долевого бронхов, которые размещены в точках с координатами $\psi = 25^\circ$ и $\psi = 335^\circ$. Соответствующие результаты расчетов показаны на рис. 3. Как видно, ситуация значительно изменилась по сравнению с тем случаем, когда распространение звука в бронхиальном дереве не учитывалось. Во-первых, уровни α_1 и α_2 в районе 70 Гц упали в 2.5 и 1.5 раза соответственно. Это можно объяснить интерференцией между звуковыми волнами, прошедшими через средостение (структурный канал), и волнами, прошедшими через бронхиальное дерево (воздушный канал). Во-вторых, в частотной характеристике величины α_1 появились два новых пика на частотах около 375 и 1140 Гц, а в частотной характеристике величины α_2 – один пик на частоте 375 Гц. Причина этого обусловлена резонансными явлениями в воздушном столбе в бронхиальном дереве, которое по сути представляет разветвленный волновод конечной длины. В публикациях [9, 11] установлено, что входной импеданс бронхиального дерева существенно зависит от частоты и характеризуется следующими друг за другом резонансами и антирезонансами. В частности, в работе [9] показано, что первая и вторая антирезонансные частоты входного импеданса бронхиального дерева находятся в районе частот 400 и 1150 Гц, что практически совпадает с положениями наблюдаемых

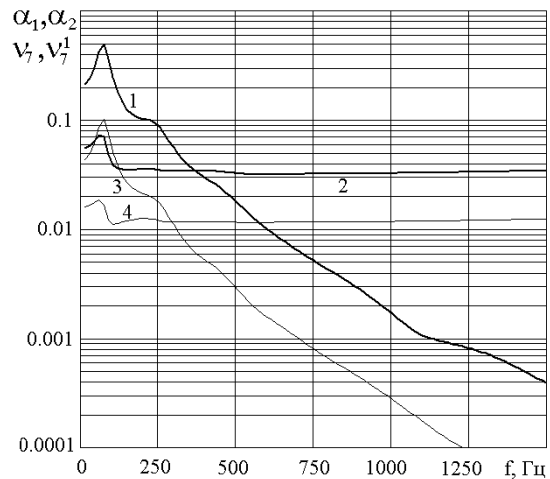


Рис. 2. Частотные зависимости звукопрозрачности грудной клетки (стенки трахеи возбуждают звук только в средостении):

1, 2 – величины α_1 и α_2 ;

3, 4 – относительные колебательные скорости v_7 и v_7^1 на поверхности грудной клетки в точках $\psi = 0$ и $\pi/2$

локальных максимумов величины α_1 .

Теперь усложним задачу и учтем колебания стенок не только долевого бронхов, но и бронхов последующих двух поколений. Координаты двух долевого бронхов оставим такими же, как и ранее. Бронхи следующего поколения (количество которых вырастает до четырех) разместим в точках с $r = 011$ м и $\psi = 15^\circ, 35^\circ, 345^\circ, 325^\circ$. Наконец, последнее учитываемое поколение бронхов (их уже восемь) разместим в точках с $r = 013$ м и $\psi = 10^\circ, 20^\circ, 30^\circ, 40^\circ, 350^\circ, 340^\circ, 330^\circ, 320^\circ$.

Таким образом, теперь мы имеем 14 бронхов, стенки которых могут излучать звук в паренхиме легкого. Частотные зависимости звукопрозрачностей для этого случая представлены на рис. 4. Легко заметить, что общий характер кривых изменился сравнительно мало, однако их уровень существенно (почти на порядок) вырос (сравни рис. 3 и 4). Это указывает на то, что основная часть звуковой энергии, генерируемой стенками трахеи, достигает поверхности грудной клетки за счет прохождения через воздушную среду, заполняющую бронхиальное дерево, т. е. так по называемому "воздушному" каналу. Соответственно, доля энергии, проникающая через средостение (по "структурному" каналу) относительно мала.

Этому феномену можно дать простое физическое объяснение. Поскольку волновое сопротивление биотканей средостения существенно (примерно на два порядка) превышает волновое сопротив-

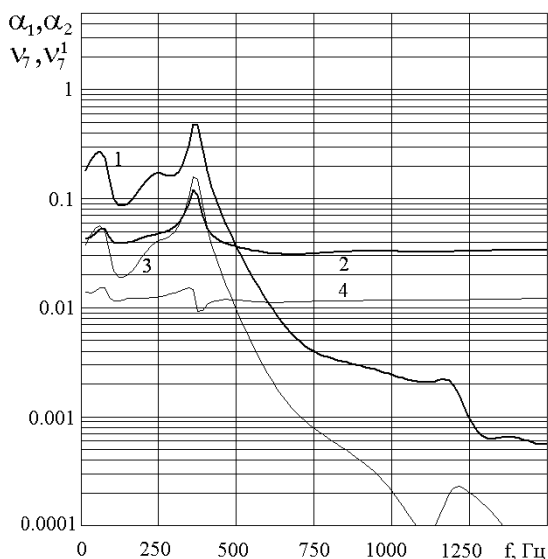


Рис. 3. Частотные зависимости звукопрозрачности грудной клетки (стенки трахеи возбуждают звук в средостении и в бронхиальном дереве; в паренхиме учитываются колебания стенок двух долевого бронхов):

1, 2 – величины α_1 и α_2 ;

3, 4 – относительные колебательные скорости v_7 и v_7^1 на поверхности грудной клетки в точках $\psi=0$ и $\pi/2$

ление паренхимы, доля энергии, которая может проникнуть из средостения в легкие, составляет менее 0.1 % [13, 14]. Иначе обстоит дело со звуковой энергией, генерируемой стенкой трахеи в воздушную среду, заполняющую бронхи. Конечно, распространяясь по бронхиальному дереву, звук тоже затухает [9], однако не так существенно, как на границе средостение–легкое. Но, главное, эта часть акустической энергии сразу попадает в паренхиму за счет колебаний стенок бронхов и бронхоиол, находящихся внутри самих легких.

Нами выполнены дополнительные расчеты при учете большего количества бронхов и других координатах их размещения. В результате отмечено, что существенных отличий от поведения кривых, изображенных на рис. 4, не наблюдается. Это подтверждает вывод о том, что основная доля звуковой энергии, прошедшая через стенки бронхов в легкие, определяется только несколькими первыми их поколениями [9].

ВЫВОДЫ

1. На основе разработанных ранее математических моделей грудной клетки и бронхиального дерева предложен обобщенный метод, по-

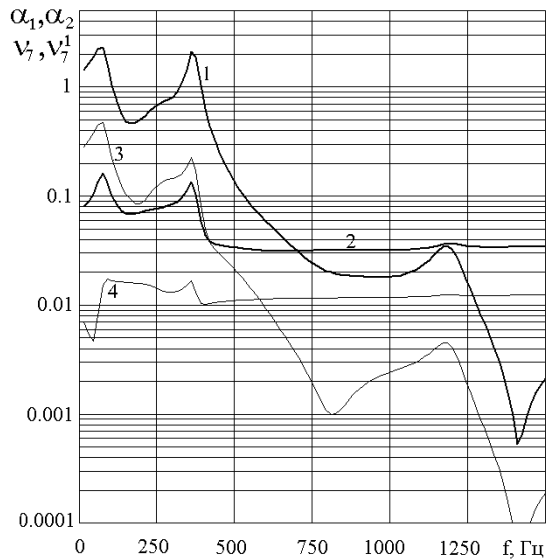


Рис. 4. Частотные зависимости звукопрозрачности грудной клетки (стенки трахеи возбуждают звук в средостении и в бронхиальном дереве; в паренхиме учитываются колебания стенок четырнадцати бронхов):

1, 2 – величины α_1 и α_2 ;

3, 4 – относительные колебательные скорости v_7 и v_7^1 на поверхности грудной клетки в точках $\psi=0$ и $\pi/2$

зволяющий количественно оценивать уровни звука на поверхности грудной клетки, прошедшего от трахеи двумя путями – “структурным” (через средостение) и “воздушным” (через бронхиальное дерево).

2. Результаты численного анализа показали, что уровни звука на поверхности грудной клетки в основном определяются той частью звука, которая прошла через бронхиальное дерево.
3. Установлено, что частотная зависимость колебательной скорости на поверхности грудной клетки имеет три характерных максимума. Низкочастотный пик обусловлен резонансом между паренхимой легких и реберно-мышечным слоем, а среднечастотный и высокочастотный обусловлены резонансными явлениями в столбе воздуха в бронхиальном дереве.

1. Buller A. J., Dornhorst A. C. The physics of some pulmonary signs // Lancet.– 1956, Sept. 29.– № 271(6944).– P. 649–651.
2. Коренбаум В. И., Нужденко А. В., Тагильцев А. А., Костив А. Е. Исследование прохождения сложных звуковых сигналов в дыхательной системе человека // Акуст. ж.– 2010.– 56, № 4.– С. 537–544.

3. 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.
4. 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.
5. Вовк И. В., Косолец Л. И., Мацьпура В. Т., Олійник В. Н. Моделирование процесса распространения звука в грудной клетке человека. Часть 1. Теория // Акуст. вісн.– 2011.– **14**, № 2.– С. 16–25.
6. Вовк И. В., Косолец Л. И., Мацьпура В. Т., Олійник В. Н. Моделирование процесса распространения звука в грудной клетке человека. Часть 2. Анализ акустических свойств в норме // Акуст. вісн.– 2011.– **14**, № 3.– С. 3–11.
7. Немеровский Л. И. О распространении звуковых колебаний по звукопроводам легких // Акуст. ж.– 1976.– **22**, № 3.– С. 416–421.
8. Вовк И. В., Вовк О. И. Распространение звука в бронхиальном дереве. Часть I. Теория // Акуст. вісн.– 2000.– **3**, № 2.– С. 19–31.
9. Басовский В. Г., Вовк И. В., Вовк О. И. Распространение звука в бронхиальном дереве. Часть II. Анализ численных результатов // Акуст. вісн.– 2000.– **3**, № 4.– С. 11–20.
10. Вейбель Э. Р. Морфометрия легких человека.– М.: Медицина, 1970.– 176 с.
11. Habib R. H., Chalker R. B., Suki B., Jackson A. C. Airway geometry and wall mechanical properties estimated from subglottal input impedance in humans // J. Appl. Physiol.– 1994.– **77**, № 1.– P. 441–451.
12. Шендеров Е. Л. Излучение и рассеяние звука.– Л.: Судостроение, 1989.– 304 с.
13. Исакович М. А. Общая акустика.– М.: Наука, 1973.– 496 с.
14. Гринченко В. Т., Вовк И. В., Мацьпура В. Т. Основы акустики.– К.: Наук. думка, 2007.– 640 с.