

УДК 534.64.222:616.24-073

## ОСОБЕННОСТИ КОЛЕБАНИЙ СТЕНОК ТРАХЕИ ЧЕЛОВЕКА

В. Г. БАСОВСКИЙ, И. В. ВОВК, О. И. ВОВК

Институт гидромеханики НАН Украины, Киев

Получено 11.06.2001

Проведен анализ особенностей строения стенки трахеи и обсуждены возможные механизмы ее возбуждения. Разработаны акустическая и математическая модели трахеи с упругими стенками, предусматривающие возможность кинематического возбуждения верхнего конца трахеи и распространения упругой волны вдоль ее стенки. В широком диапазоне частот проведен численный анализ модуля и фазы колебательной скорости упругой стенки трахеи и выполнено сравнение этих данных с данными, полученными в рамках акустической модели трахеи с локально реагирующими стенками. Показано, что упругая стенка ведет себя подобно линии задержки, и вдоль нее в диапазоне  $f < 500$  Гц может распространяться упругая волна со скоростью  $10 \div 20$  м/с. На более высоких частотах упругая стенка начинает вести себя подобно локально реагирующей. Показано, что даже сравнительно малые уровни кинематического возбуждения верхнего конца трахеи приводят к существенным изменениям в характере частотной зависимости колебательной скорости ее стенки. Проведен анализ частотных зависимостей колебательных скоростей первых семи кольцевых хрящей стенки трахеи. Установлено, что их уровни снижаются по мере удаления места расположения хряща от верхнего конца трахеи. Предложен сравнительно простой метод оценки реальных значений передаточной функции колебательной скорости от голосовых связок к верхнему концу трахеи.

Проведено аналіз особливостей будови стінки трахеї та обговорено можливі механізми її збудження. Розроблено акустичну й математичну моделі трахеї з пружними стінками, що передбачають можливість кінематичного збудження верхнього кінця трахеї й розповсюдження вдовж стінки пружної хвилі. В широкому діапазоні частот проведено чисельний аналіз модуля й фази коливальної швидкості пружної стінки трахеї й виконано порівняння цих даних з даними, отриманими в межах акустичної моделі трахеї з локально реагуючими стінками. Показано, що пружна стінка поводить себе подібно до лінії затримки, й уздовж неї в діапазоні частот  $f < 500$  Гц може розповсюджуватись пружна хвиля зі швидкістю  $10 \div 20$  м/с. На більш високих частотах пружна стінка починає поводитись як локально реагуюча. Показано, що навіть відносно малі рівні кінематичного збудження верхнього кінця трахеї призводять до суттєвих змін характеру частотної залежності швидкості коливань стінки трахеї. Здійснено аналіз частотних залежностей коливальних швидкостей перших семи кільцевих хрящів стінки трахеї. Встановлено, що їхні рівні знижуються з віддаленням місця розташування хряща від верхнього краю трахеї. Запропоновано відносно простий шлях оцінки реальних значень передатної функції швидкості коливань від голосової зв'язки до верхнього кінця трахеї.

The results of the analysis of peculiarities of trachea wall composition and discussion of the possible mechanisms of its excitation are presented. The acoustical and mathematical models of trachea with elastic walls are developed. These models foresee the possibilities of kinematic excitation of the upper end of the trachea and propagation of an elastic wave along the trachea wall. In the wide frequency range a quantitative analysis of modulus and phase of the oscillatory velocity of the trachea elastic wall is performed. These data are compared to those obtained for the acoustical model of trachea with locally responding walls. It is shown that the elastic wall behaves as a delay line, and an elastic wave can propagate along this line in the range of low frequencies ( $f < 500$  Hz), having the speed about  $10 \div 20$  m/s. At higher frequencies the elastic wall behaves like a locally responding surface. It is shown that even relatively low levels of kinematic excitation of the upper end of trachea cause the significant changes in character of the frequency dependence of the trachea wall oscillatory velocity. The analysis of the frequency dependencies of oscillatory velocities of the first seven circular cartilages of the trachea wall is performed. It is discovered that their levels diminish with the increase of distance of a cartilage from the upper end of a trachea. The relatively simple technique allowing to estimate the real values of the transmission function of the oscillatory velocity from vocal chords to the upper end of the trachea is proposed.

### ВВЕДЕНИЕ

В работах [1, 2] моделировались процессы распространения звука в бронхиальном дереве человека с учетом его проникновения в окружающие биоткани. При этом, в соответствии с гипотезами, принятыми в [3, 4], стенки трахеи и последующих воздухоносных путей предполагались локально реагирующими. Напомним, что в акустике локально реагирующими принято считать такие поверхности, каждая точка которых характеризуется некоторым локальным импедансом [5]. Поэто-

му нормальная составляющая колебательной скорости в любой точке такой поверхности зависит лишь от звукового давления в ней, но не зависит от давления в других точках на поверхности. Таким образом, предположив в [1, 2], что стенки трахеи и остальных воздухоносных путей являются локально реагирующими, мы полностью исключили возможность распространения по ним упругой волны и, следовательно, перенос по стенкам звуковой энергии. Заметим, что отсутствие переноса энергии по стенкам не исключает возможности проникновения энергии через них в окружающие

бронхиальное дерево биоткани.

Вместе с тем хорошо известно, что стенки верхних воздухоносных путей состоят из упругих кольцевых хрящей, соединенных между собой упругими кольцевыми связками [6]. Поэтому исключить возможность распространения упругих волн по стенкам этих воздухоносных путей, в принципе, нельзя. В первую очередь это касается трахеи, в которой происходят основные процессы, связанные с формированием потоков звуковой энергии в бронхиальном дереве [2]. Следует также учесть, что некоторые способы диагностики легочных патологий (см., например, [7, 8]) основаны на сравнении колебательных скоростей внешней стенки шейного участка трахеи и других точек поверхности грудной клетки. Поэтому более достоверные знания о характере колебаний стенки трахеи могут способствовать повышению надежности диагностических оценок.

Учитывая изложенное, целью настоящей работы является разработка акустической и математической моделей упругих стенок трахеи с учетом возможности их кинематического возбуждения и получение на этой основе новых количественных данных о характере колебаний стенок трахеи и процессе распространения звуковых волн в бронхиальном дереве.

## 1. АНАЛИЗ ПРОБЛЕМЫ

Высказанное выше предположение о возможности распространения по стенкам трахеи упругих волн подкрепим данными, полученными нами с помощью экспериментального комплекса, использованного при исследовании прохождения в респираторном тракте звука, инициированного голосом пациента [7]. Процедура измерений состояла в следующем. На шейном участке трахеи на расстоянии 3 см друг от друга размещались два миниатюрных акселерометра. Полученные с них сигналы усиливались, оцифровывались, а затем соответствующим образом обрабатывались. В результате были получены спектры сигналов, а также модуль и фаза передаточной функции. Качество принятых сигналов и результатов обработки контролировалось путем наблюдения за функцией когерентности, которая в диапазоне от 50 до 1000 Гц не опускалась ниже 0.9. На основании полученных результатов была оценена фазовая скорость  $c_{ph}$  распространения сигнала по стенке трахеи на участке между точками закрепления акселерометров.

На рис. 1 приведены экспериментальная частотная зависимость фазовой скорости волны, движу-

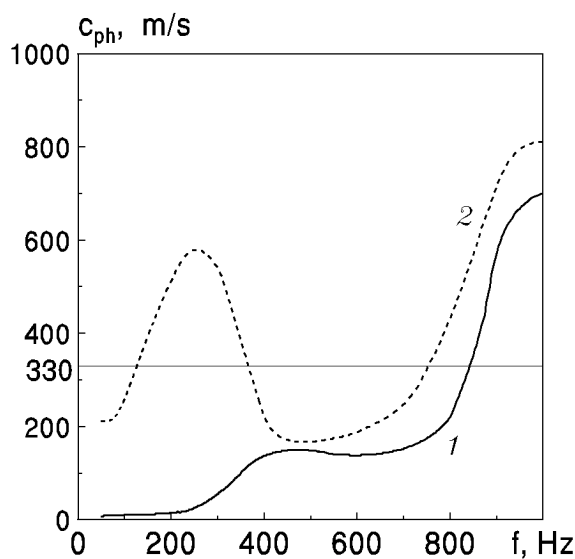


Рис. 1. Скорость распространения возмущения по стенке трахеи:

1 – эксперимент,  
2 – расчет для локально реагирующей стенки

щейся по стенке трахеи, и фазовая скорость звука в воздушной среде внутри трахеи, рассчитанная в предположении, что стенки трахеи являются локально реагирующими [2]. Сравнивая эти кривые, можно убедиться, что на частотах выше 400 Гц они достаточно близки. Однако ниже этой частоты ход кривых становится принципиально отличным. Если бы стенки трахеи были бы действительно локально реагирующими, можно было бы ожидать, что кажущаяся скорость<sup>1</sup> распространения возмущения стенки трахеи находилась бы в тех же пределах, что и скорость звука в воздушной среде внутри нее. Действительно, хорошее совпадение кривых на рис. 1 на частотах выше 400 Гц как раз и позволяет заключить, что здесь стенки трахеи ведут себя подобно локально реагирующим поверхностям. Однако на более низких частотах фактическая скорость распространения возмущения по стенке трахеи (кривая 1) оказалась на порядок ниже расчетной (кривая 2) и в диапазоне от 50 до 250 Гц составила всего 11–20 м/с. Именно

<sup>1</sup>Мы употребляем термин “кажущаяся скорость”, поскольку в этом случае возмущение передается не по самой стенке трахеи (как, например, в случае обычной упругой трубы), а по воздушной среде внутри трахеи. Радиальные же колебания стенок трахеи являются лишь своеобразными индикаторами, отражающими волновой процесс в среде внутри трахеи.

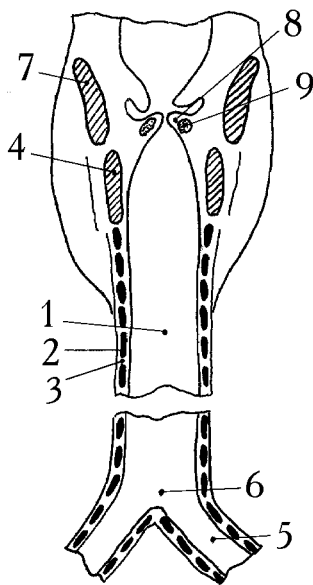


Рис. 2. Схематическое изображение фронтального разреза гортани, трахеи и бифуркации трахеи:

- 1 - трахея, 2 - кольцевые хрящи, 3 - кольцевые связки,  
4 - перстневидный хрящ, 5 - главные бронхи,  
6 - бифуркация трахеи, 7 - щитовидный хрящ,  
8 - голосовая складка, 9 - голосовая мышца

этот факт позволяет утверждать, что, по крайней мере на низких частотах, по стенкам трахеи действительно может распространяться упругая волна. Косвенным подтверждением этого вывода может также служить весьма низкое значение скорости распространения волны по тканям трахеи, что вообще характерно для мягких биотканей [9, 10].

## 2. ОСОБЕННОСТИ СТРОЕНИЯ СТЕНКИ ТРАХЕИ И ВОЗМОЖНЫЕ МЕХАНИЗМЫ ИХ ВОЗБУЖДЕНИЯ

Как известно, среднее значение длины трахеи взрослого человека составляет около 12 см, а толщина стенки – около  $2 \div 3$  мм [6, 11]. Мышечно-хрящевая стенка (рис. 2) образована  $16 \div 20$  соосными гиалиновыми кольцевыми хрящами 2, каждый из которых представляет собой незамкнутое кольцо высотой  $3 \div 4$  мм и толщиной около 1 мм. Хрящи покрыты биотканью, именуемой надхрящницей, и соединены между собой упругими кольцевыми связками 3. Стенка трахеи, как указано в [6], очень упруга и эластична и может противостоять значительному внешнему давлению. Верхний конец трахеи посредством перстнетрахе-

альной упругой связки прочно связан с перстневидным хрящом 4. В свою очередь, перстневидный хрящ (также с помощью связок) соединен со щитовидным хрящом 7. Нижний конец трахеи разветвляется на два главных бронха 5. Участок разветвления носит название бифуркации трахеи 6 и, благодаря своей конфигурации, обладает значительной механической жесткостью.

По механическим свойствам кольцевые хрящи существенно отличаются от соединяющих их кольцевых связок. Если связки представляют собой относительно мягкую биоткань, характеризующуюся плотностью  $1.06 \cdot 10^3$  кг/м<sup>3</sup> и модулем Юнга порядка  $6 \cdot 10^4$  Па, то хрящи – это достаточно твердая биоткань с плотностью  $1.14 \cdot 10^3$  кг/м<sup>3</sup> и модулем Юнга  $4 \cdot 10^5$  Па [4]. Таким образом, упругость хрящей почти на порядок превышает упругость связок. Следовательно, есть основания предполагать, что возникшие в каком-либо месте трахеи колебания могут передаваться по ее стенкам последовательно от одного хряща к другому через соединяющие их кольцевые связки. Исходя из богатого опыта по регистрации колебаний внешней поверхности шейного участка трахеи (см., например [7, 8] и библиографию в них), разумно также предположить, что кольцевые хрящи совершают преимущественно радиальные колебания. Тогда кольцевые связки должны совершать преимущественно сдвиговые колебания. Учитывая, что межхрящевые расстояния малы по сравнению с высотой кольцевых хрящей и составляют не более 2 мм, можно ожидать, что при указанном характере колебаний эквивалентная упругость кольцевых связок окажется заметно выше эквивалентной упругости кольцевых хрящей. Ниже мы покажем, что такое соотношение действительно имеет место.

Теперь остановимся на возможных механизмах возбуждения стенок трахеи. Как известно, у здорового человека звуковые волны в бронхиальном дереве могут возникать как в процессе дыхания, так и в процессе речеобразования [8, 12–15]. Рассмотрим оба механизма возбуждения волн более подробно.

При дыхании воздух после прохождения голосовой щели в значительной мере турбулизуется. В результате, ниже по потоку возникают пульсации давления, которые, с одной стороны, порождают звуковые источники квадрупольного типа, а с другой – воздействуя на стенки трахеи, вызывают их колебания и, как следствие, излучение звука. Кроме этого, за счет неоднородности скоростного потока воздуха в голосовой щели могут возбуждаться колебания самих голосовых связок.





#### 4. АНАЛИЗ ЧИСЛЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ

Одной из важных проблем, возникающих при численном оценивании звуковых полей  $\Phi_1(0)$ ,  $\Phi_2(0)$  и колебательных скоростей  $V_g$  с помощью описанной выше модели, является корректное определение величин упругости  $K_1(0)$  кольцевых связей и передаточной функции  $\alpha$ . К сожалению, в доступных литературных источниках мы не обнаружили каких-либо сведений о них. Поэтому оценка величины  $K_1(0)$  проводилась на основе использования экспериментальных данных о скорости распространения упругой волны по стенке трахеи в области  $f < 200$  Гц (см. рис. 1). В частности, был выполнен численный эксперимент для  $G=20$ , в процессе которого в широких пределах изменялось отношение  $\beta = K_1(0)/K(0)$  и определялась передаточная функция модели стенки трахеи  $H(f) = V_g/V_r$ . Скорость распространения волны по стенке трахеи оценивалась с помощью выражения  $c_{ph} = 2\pi fb / \arg H(f)$ , где  $b$  – длина участка стенки трахеи, на котором оценивалась величина  $\arg H(f)$ . Из полученного массива данных были выбраны те значения  $\beta$ , при которых  $c_{ph}$  находилась в пределах, соответствующих экспериментальным данным. В частности, полагая, что в зоне  $f < 200$  Гц экспериментальное значение  $c_{ph}$  находится на уровне  $10 \div 15$  м/с, мы получили  $\beta \sim 15 \div 20$  (чтобы исключить влияние реакции окружающей среды при проведении численного эксперимента полагалось  $\Phi_1(0) = \Phi_2(0) = 0$ ). Что касается оценки реальных значений величины  $\alpha$ , то этот вопрос мы затронем ниже.

Вернемся еще раз к модели стенки трахеи (см. рис. 3). Анализируя ее структуру, нетрудно убедиться, что она, по-сути, представляет собой типичную линию задержки (фильтр низких частот), которые широко используются для предварительной обработки и передачи сигналов в механических, электрических и электромеханических цепях [18, 19]. На рис. 4 представлена передаточная функция для принятой модели стенки трахеи, вычисленная при  $\beta = 15$  и  $b = 2.7$  см (что соответствует центру пятого упругого хряща). Как видно, характер передаточной функции рассматриваемой модели стенки трахеи также типичен для фильтра низких частот. В полосе пропускания (область частот  $f < 200$  Гц) величина  $|H(f)|$  в среднем составляет около 0.25. Такое относительно низкое значение  $|H(f)|$  обусловлено весьма большими потерями  $R(0)$  в упругих кольцах трахеи (см. [1]). Начиная с  $f \approx 250$  Гц, величина  $|H(f)|$  резко падает и уже при  $f \approx 600$  Гц составляет менее 0.01, а в дальнейшем стремиться к нулю. Фаза переда-

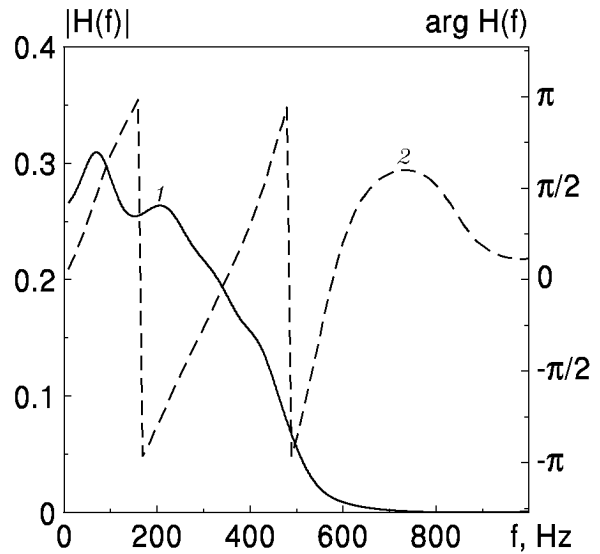


Рис. 4. Передаточная функция:  
1 – модуль, 2 – фаза

точной функции  $\arg H(f)$  вплоть до 600 Гц имеет постоянный положительный наклон относительно оси частот, что обуславливает постоянство скорости распространения упругой волны вдоль стенки модели трахеи в этом частотном диапазоне.

Таким образом, проведенное сравнение экспериментальных данных и результатов численного моделирования позволило:

- 1) оценить величину элемента упругой связи между кольцевыми хрящами;
- 2) показать, что по стенке трахеи действительно может распространяться “медленная” (по сравнению со звуковой волной, бегущей в воздушной среде внутри трахеи) упругая волна, причем стенка трахеи действует подобно механической линии задержки (фильтру низких частот);
- 3) установить, что “медленная” волна может эффективно распространяться только в области сравнительно низких частот (до  $200 \div 300$  Гц);
- 4) сделать заключение, что на более высоких частотах стенка трахеи ведет себя практически как локально реагирующая.

Теперь приступим к исследованию закономерностей колебаний стенок трахеи. Поскольку в [2] такие исследования не проводились, естественно начать с простейшего случая, когда стенки

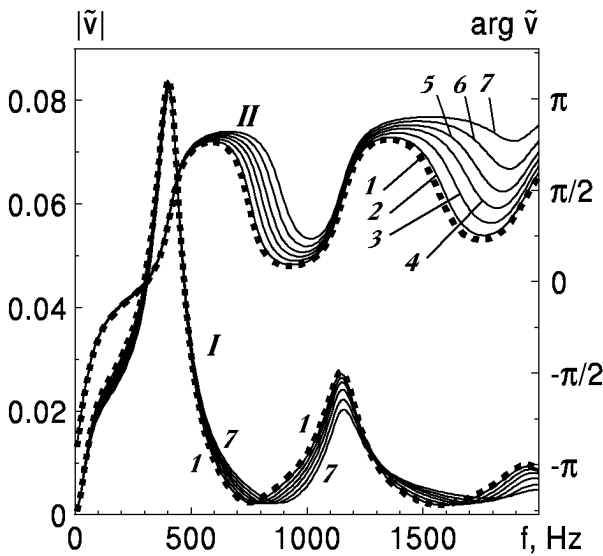


Рис. 5. Зависимости модуля (группа кривых I) и фазы (группа кривых II) колебательной скорости локально реагирующей стенки трахеи от частоты и расстояния от начала трахеи (1–7 соответствуют значениям координаты  $x_\nu$ , где  $\nu = 1, 2, \dots, 7$ )

трахеи предполагаются локально реагирующими. На рис. 5 для этого случая приведены частотные зависимости модуля (группа кривых I) и фазы (группа кривых II) колебательной скорости  $\tilde{V}$  стенки шейного участка трахеи, рассчитанные для семи точек, расположенных вдоль стенки трахеи на одинаковых расстояниях друг от друга. Все приведенные ниже расчетные значения колебательных скоростей стенки трахеи нормированы к  $V_0$ . Отсчет точек ведется от начала трахеи, а их координаты  $x_\nu$  определяются выражением  $(2\nu-1)l(0)/20$ . Здесь  $l(0)$  – длина шейного участка трахеи, которая предполагалась равной 6 см, а  $\nu = 1, 2, \dots, 7$ . Как видно, величина  $|\tilde{V}|$  относительно слабо изменяется от точки к точке вдоль трахеи. Частотные же зависимости этой величины весьма существенны. Здесь можно наблюдать чередования “пиков” и “провалов”, частоты которых практически полностью совпадают с таковыми, характерными для частотной зависимости действительной части входного импеданса бронхиального дерева  $R(0)$  (см. [2]). Что касается фазы колебательной скорости стенки трахеи, то она также существенно изменяется с частотой. В области  $0 < f < 500$  Гц фаза довольно резко изменяется от  $-\pi$  до  $+\pi$ , а в дальнейшем по мере возрастания частоты совершает колебания в пределах от 0 до

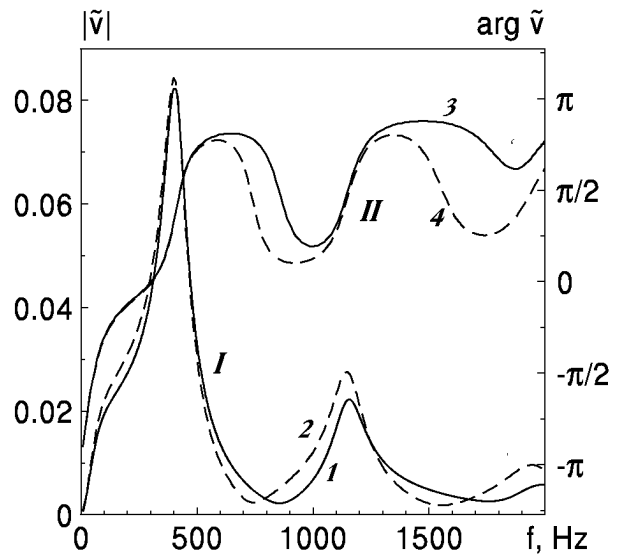


Рис. 6. Зависимости модуля (группа кривых I) и фазы (группа кривых II) колебательной скорости локально реагирующей стенки трахеи в точке, соответствующей середине шейного участка трахеи, от частоты:

1, 3 – строгий расчет, 2, 4 – расчет по формуле (5)

$+\pi$ . Анализируя зависимости фазы от координаты  $x_\nu$ , можно указать две частотные области, где такая зависимость существенна:  $600 < f < 1100$  Гц и  $1400 < f < 2000$  Гц. На остальных частотах фаза практически не зависит от координаты  $x_\nu$ .

Естественно, возникает вопрос: чем определяются проиллюстрированные закономерности в поведении колебательной скорости локально реагирующей стенки трахеи? Можно предположить, что определяющую роль должны играть два фактора – входной импеданс бронхиального дерева, тождественно равный входному импедансу шейного участка трахеи [2], и импеданс локально реагирующей стенки трахеи. Действительно, акустическое давление  $P_0$  на входе трахеи можно приближенно оценить с помощью простого соотношения

$$P_0 \approx V_0 Z(0), \quad (3)$$

где  $V_0$  – заданная колебательная скорость на входе трахеи;  $Z(0)$  – входной импеданс бронхиального дерева. Давление  $P_1$  в любой точке внутри трахеи (в том числе и на ее стенках) можно оценить как

$$P_1 \approx P_0 e^{jkx} = V_0 Z(0) e^{jkx}. \quad (4)$$

Тогда колебательная скорость в любой точке стенки трахеи будет определяться следующим выраже-

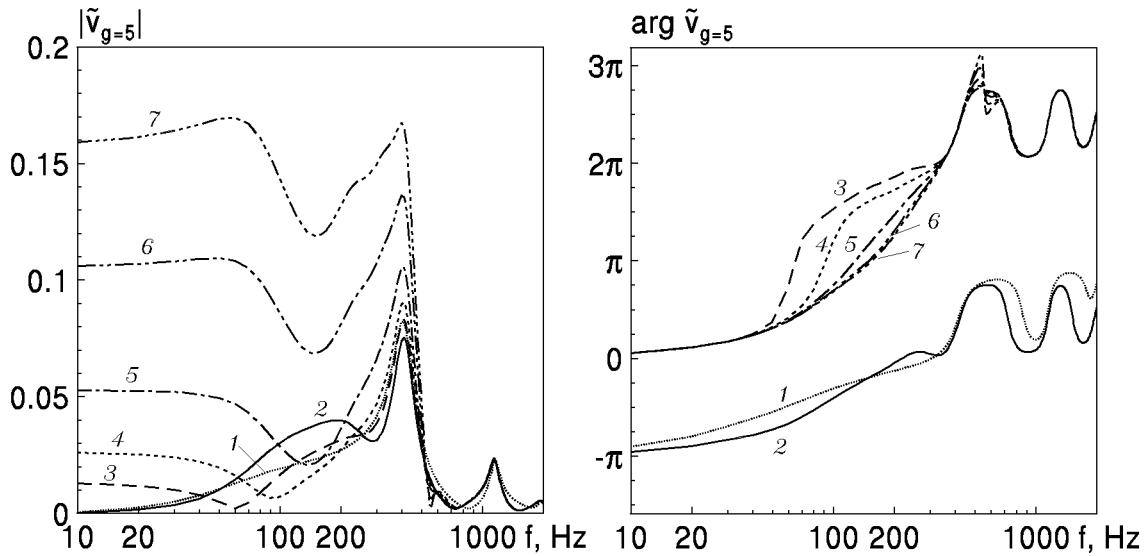


Рис. 7. Частотная зависимость колебательной скорости пятого хряща упругой стенки трахеи: 1 – локально реагирующая стенка, 2–7 – упругая стенка при  $\alpha = 0, 0.05, 0.1, 0.2, 0.4$  и  $0.6$  соответственно

нием:

$$\tilde{V} \approx P_1/\Psi(0) = V_0 \frac{Z(0)}{\Psi(0)} e^{jkx}, \quad (5)$$

где  $\Psi(0)$  – импеданс локально реагирующей стенки трахеи.

Из последнего выражения однозначно следует, что колебательная скорость стенки трахеи (при принятом способе акустического возбуждения бронхиального дерева) определяется отношением входного импеданса бронхиального дерева к импедансу стенки трахеи, что подтверждает высказанное выше предположение.

Чтобы выяснить эффективность оценки величины колебательной скорости стенки трахеи с помощью выражения (5), мы выполнили строгий расчет величины  $\tilde{V}$  по методу, изложенному в [1], и расчет по приближенной формуле (5). Вычисления проводились в точке  $x=l(0)/2$  – на середине шейного участка трахеи. На рис. 6 представлены количественные результаты, из которых видно, что частотные зависимости колебательной скорости стенки трахеи, рассчитанные строго (кривые 1, 3) и приближенно (кривые 2, 4), удовлетворительно совпадают. Из этого следует, что формула (5) вполне пригодна для приближенной оценки колебательной скорости стенки трахеи (по крайней мере, до частоты 1300 Гц).

Теперь посмотрим, как колебания упругой стенки трахеи, содержащей кольцевые хрящи и связки, отличаются от колебаний локально реагирующей

стенки трахеи. Для этого обратимся к рис. 7, на котором представлены частотные зависимости амплитуды и фазы колебательной скорости пятого кольцевого хряща при различных значениях  $\alpha = V_r/V_0$ . При этом полагалось, что  $G=20$ , а  $\beta=15$ . Здесь же, для сравнения, приведены амплитуда и фаза колебательной скорости локально реагирующей стенки трахеи в точке  $x=l(0)/2$  (кривые 1). Сравнивая кривые 1 и 2, легко убедиться, что в случае, когда верхний конец трахеи не возбуждается ( $\alpha=0$ ), частотные зависимости колебательной скорости упругой стенки и локально реагирующей стенки достаточно близки друг другу. Дополнительный анализ показал, что эта закономерность остается справедливой и для других хрящей.

Совершенно иначе обстоит дело, когда  $\alpha \neq 0$ . В этом случае даже весьма малое значение  $\alpha=0.05$  (см. кривые 3 на рис. 7) приводит к тому, что колебательные скорости упругой и локально реагирующей стенок начинают заметно отличаться и по мере роста  $\alpha$  отличия становятся все более существенными. Поэтому уже при  $\alpha \geq 0.2$  колебательная скорость упругой стенки трахеи практически полностью определяется радиальной скоростью  $V_r$ , а вклад в эти колебания звукового давления со стороны среды внутри трахеи становится незначительным. Указанный эффект наблюдается, главным образом, на относительно низких частотах. Это вполне естественно, поскольку, как мы показали выше, упругая стенка тра-



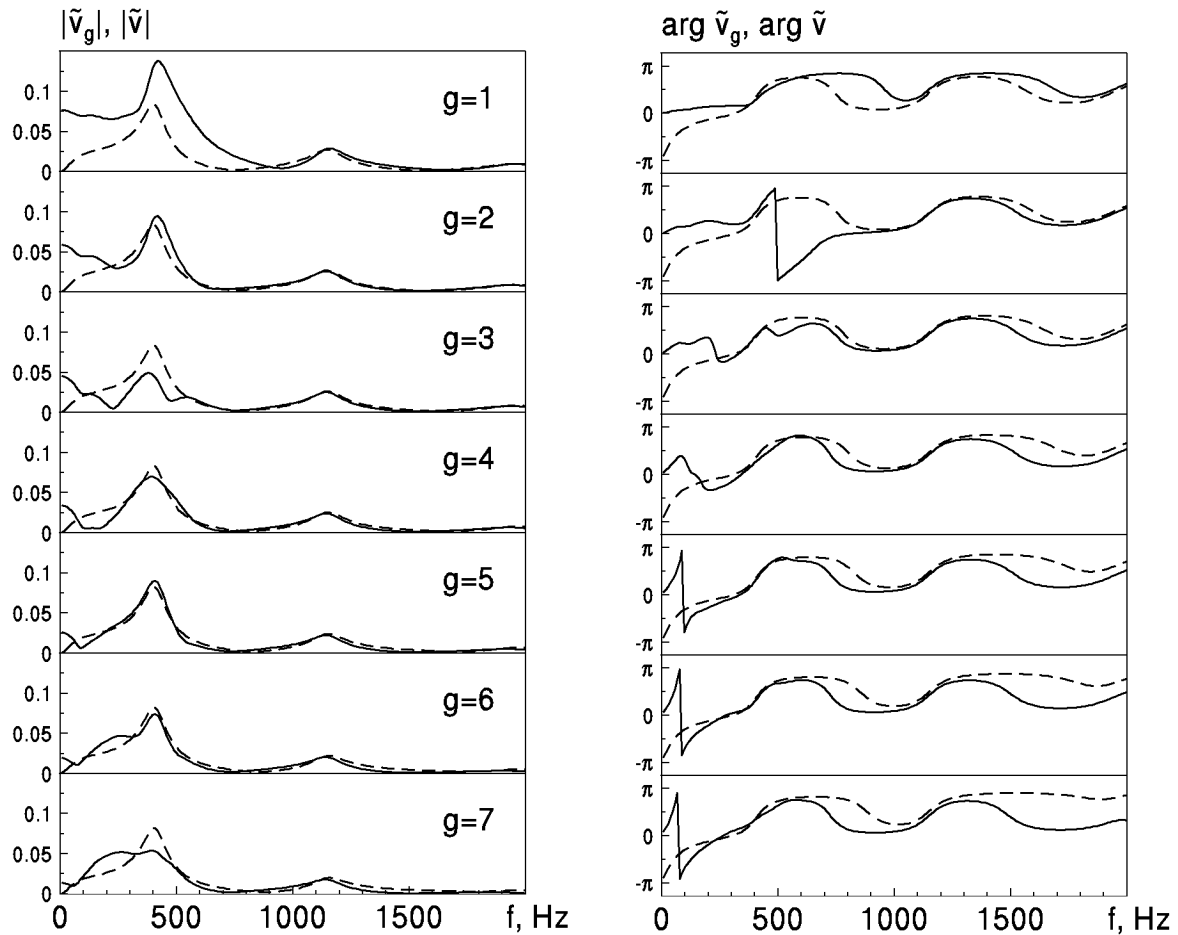


Рис. 8. Частотные зависимости колебательных скоростей первых семи хрящей при  $\alpha=0.1$  (сплошные) и колебательных скоростей  $\tilde{V}$  для случая локально реагирующих стенок трахеи (штриховые)

хеи действует подобно фильтру низких частот, и колебания, вызванные заданной скоростью  $V_r$ , могут распространяться по ней только в области  $f < 500$  Гц. На более высоких частотах ход всех кривых, характеризующих  $|\tilde{V}_{g=5}|$ , начинает в целом совпадать с кривой 1. Это означает, что в области  $f > 500$  Гц упругая стенка начинает вести себя подобно локально реагирующей.

Выше мы оценили влияние величины  $\alpha$  на уровень и характер колебаний упругой стенки трахеи. Теперь посмотрим, как отличаются колебания хрящей друг от друга. Для этого обратимся к рис. 8 и 9, на которых представлены частотные зависимости модулей и фаз колебательных скоростей (сплошные линии) первых семи кольцевых хрящей трахеи при  $\alpha=0.1$  и  $-0.1$  соответственно. Здесь же штриховыми линиями нанесены частотные зависимости модулей и фаз колебательных скоростей  $\tilde{V}$  для случая локально реагирующих стенок

трахеи. При этом координаты точек, в которых выполнялся расчет  $\tilde{V}$ , соответствовали координатам срединных срезов хрящей.

Анализ представленных количественных данных позволяет выявить следующий ряд закономерностей.

1. Характер частотных зависимостей модулей и фаз колебательных скоростей упругих хрящей существенным образом зависит не только от абсолютной величины  $\alpha$ , но и от ее фазы.
2. Уровни модулей колебательных скоростей хрящей снижаются по мере увеличения их номера (т.е. удаления их места расположения от начала трахеи). Причина этого кроется в том, что биоткань стенки трахеи характеризуется значительными потерями, и упругая волна сравнительно быстро теряет энергию по мере распространения вдоль стенки тра-

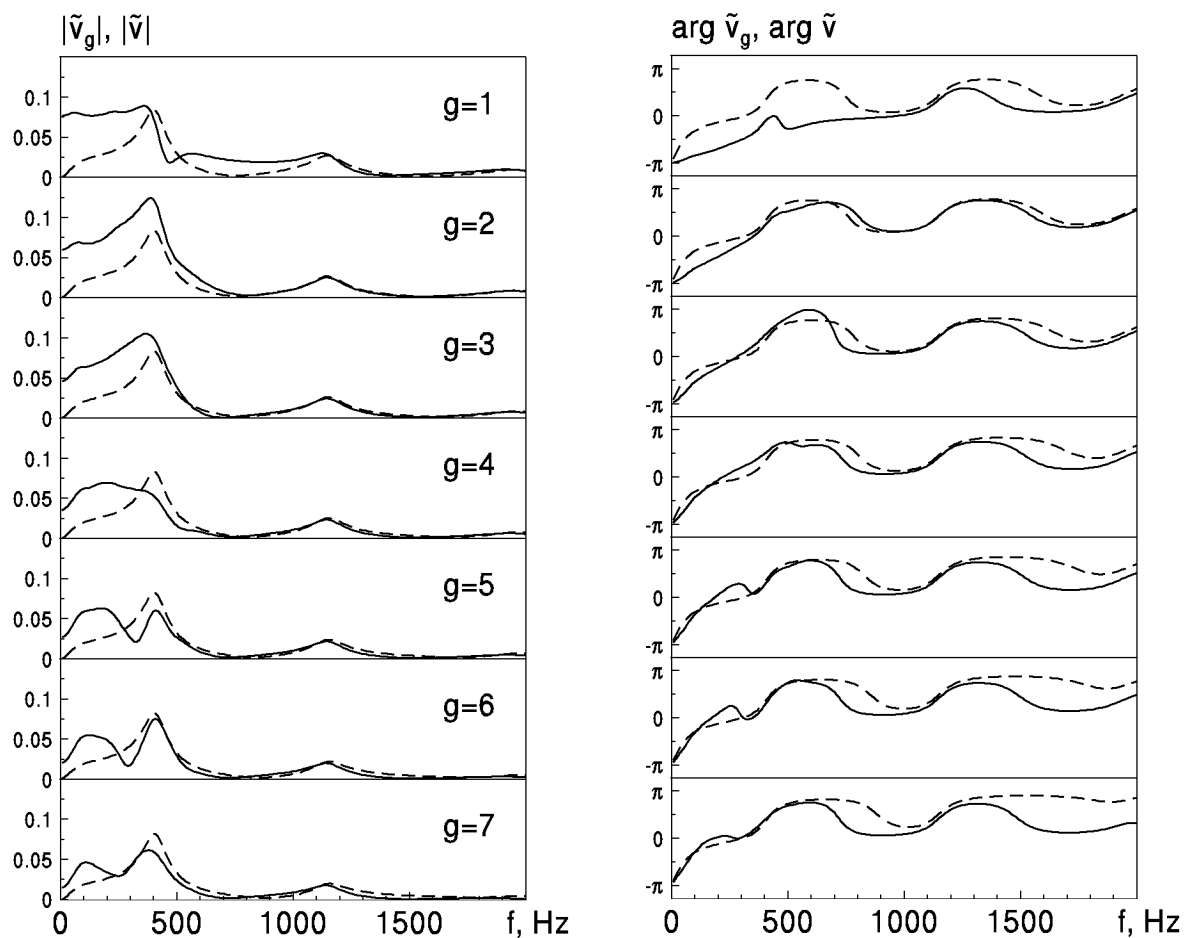


Рис. 9. Частотные зависимости колебательных скоростей первых семи хрящей при  $\alpha = -0.1$  (сплошные) и колебательных скоростей  $\tilde{V}$  для случая локально реагирующих стенок трахеи (штриховые)

хеи. С увеличением номера хряща характер частотной зависимости модуля его колебательной скорости постепенно приближается к частотной зависимости модуля колебательной скорости локально реагирующей стенки трахеи.

3. Частотные зависимости фаз колебательных скоростей хрящей при отрицательных значениях  $\alpha$  качественно приближаются к частотным зависимостям фаз колебательных скоростей локально реагирующей стенки трахеи. Однако их количественное совпадение наблюдается лишь в некоторых областях частот. При положительном значении  $\alpha$  фазы колебательных скоростей некоторых хрящей могут существенно (на  $\pi$  и более) отличаться от фаз колебательных скоростей локально реагирующих стенок.

В заключение следует вновь обратить внимание на очень важный вопрос, связанный с оценкой реальных значений величины  $\alpha$ . Как уже отмечалось, мы не располагаем ни экспериментальными данными об  $\alpha$ , ни уравнениями, описывающими механизм передачи колебаний от голосовых связок через биоткани гортани к верхнему концу трахеи. Судя по литературным источникам, такие сведения вообще отсутствуют. Тем не менее, как нам представляется, можно указать два пути оценки величины  $\alpha$ .

1. Первый из них – чисто экспериментальный и заключается в одновременном измерении осевых колебаний голосовых связок и радиальных колебаний верхнего конца трахеи. После получения таких данных можно расчетно оценить передаточную характеристику, т.е. величину  $\alpha$ . Сложности практической реализа-

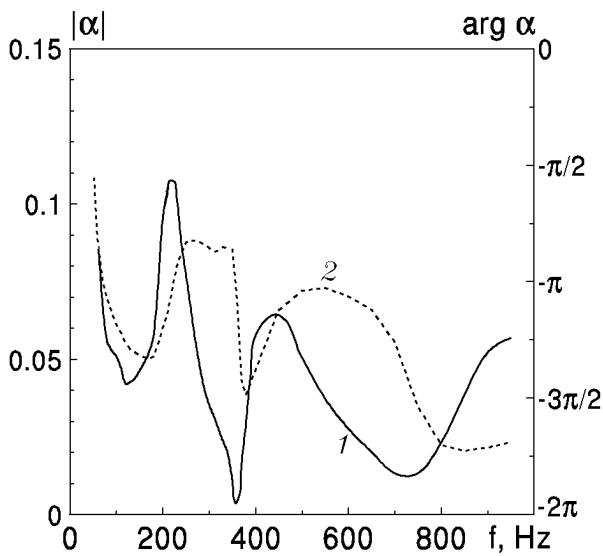


Рис. 10. Частотные зависимости величины  $\alpha$ , полученные с помощью предложенного экспериментально-теоретического метода:  
1 – модуль, 2 – фаза

ции такого пути очевидны и связаны с большими трудностями проведения эксперимента *in vivo*.

- Второй путь можно охарактеризовать как экспериментально-теоретический. Его идея заключается в следующем. В процессе инициации колебаний стенок трахеи голосом (например, путем произнесения какого-либо гласного звука) необходимо провести измерение радиальных колебательных скоростей хрящей, расположенных на определенном расстоянии друг от друга. Все измерения могут быть проведены со стороны внешней поверхности шейного участка трахеи. После этого полученные значения колебательных скоростей  $V_q$  и  $V_m$  для  $q$ -го и  $m$ -го хрящей необходимо использовать при решении систем уравнений (1) и (2), полагая скорости  $V_0$  и  $V_r$  неизвестными. Очевидно, что реализация такого пути *in vivo* не представляет принципиальных трудностей. Необходимо лишь располагать легкими и весьма миниатюрными датчиками с небольшой площадью поверхности контакта. Это техническое ограничение обусловлено малой высотой упругих кольцевых хрящей (около 6 мм).

В соответствии с высказанной идеей

экспериментально-теоретического пути были проведены необходимые измерения и расчеты, результаты которых позволили оценить реальную величину  $\alpha$  (рис. 10). К сожалению, мы не располагали датчиками, которые имели бы достаточно малые размеры контактных поверхностей, поэтому полученную оценку  $\alpha$  следует считать достаточно приблизительной. Тем не менее, даже такая грубая оценка позволяет сделать ряд содержательных выводов. Действительно, можно убедиться, что качественно частотная зависимость модуля величины  $\alpha$  имеет достаточно сложный вид и характеризуется последовательным чередованием “пиков” и “провалов”. Это указывает на сложный (возможно, многорезонансный) механизм передачи колебаний от голосовых связок к верхнему краю трахеи, чего следовало и ожидать, учитывая большую анатомическую сложность строения гортани человека, изобилующей хрящами, суставами и упругими связками.

Данные, отображенные на рис. 10, позволяют дать и некоторые количественные характеристики реальной величине  $\alpha$ . В частности, ее модуль невелик и в среднем составляет около 0.05. Среднее же значение фазы близко  $-5\pi/4$ . Последний факт указывает на то, что движения голосовых связок и начального участка стенки трахеи совершаются практически в противофазе. Кроме того, и модуль, и фаза величины  $\alpha$  имеют явную тенденцию к уменьшению с ростом частоты.

## ВЫВОДЫ

Экспериментально показано, что в области относительно низких частот ( $f < 300$  Гц) вдоль стенки трахеи может распространяться упругая волна. Установлено, что скорость такой волны сравнительно низкая и составляет  $10 \div 20$  м/с.

Проведен анализ особенностей строения стенки трахеи и обсуждены возможные механизмы ее возбуждения. С учетом результатов этого анализа разработаны акустическая и математическая модели трахеи с упругими стенками, предусматривающие возможность кинематического возбуждения верхнего конца трахеи и распространения упругой волны вдоль ее стенки.

В широком диапазоне частот проведен численный анализ модуля и фазы колебательной скорости упругой стенки трахеи и выполнено сравнение этих данных с данными, полученными для ранее разработанной акустической модели трахеи с локально реагирующими стенками. Анализ показал, что упругая стенка ведет себя подобно ли-

нии задержки (фильтру низких частот) и вдоль нее может сравнительно эффективно распространяться упругая волна в области относительно низких частот  $f < 500$  Гц. На более высоких частотах упругая стенка начинает вести себя подобно локально реагирующей стенке. Установлено, что существенную роль играют как уровень, так и фаза кинематического возбуждения верхнего конца трахеи. Показано, что даже сравнительно малые уровни возбуждения ( $\alpha \approx 0.05$ ) приводят к существенным изменениям в характере частотной зависимости колебательной скорости стенки трахеи.

Проведен анализ частотной зависимости колебательной скорости первых семи кольцевых хрящей стенки трахеи. Выявлено, что уровень колебательных скоростей хрящей снижается по мере удаления их места расположения от верхнего конца трахеи, что обусловлено значительными потерями в биотканях стенки трахеи.

Обсуждены пути оценки реальных значений величины  $\alpha$  (по-сути, являющейся передаточной функцией колебательной скорости от голосовых связок к верхнему концу трахеи). Указан сравнительно простой путь ее оценки, основанный на использовании предложенной модели упругой стенки трахеи в сочетании с хорошо известным экспериментальным методом определения колебательной скорости внешней поверхности шейного участка трахеи *in vivo*. Его реализация позволила получить предварительную оценку величины  $\alpha$ . В частности, показано, что модуль  $\alpha$  невелик и в среднем составляет около 0.05, а среднее значение фазы близко к  $-5\pi/4$ . Таким образом, движения голосовых связок и начального участка стенки трахеи находятся практически в противофазе. Выявлено также, что с ростом частоты и модуль, и фаза величины  $\alpha$  имеют явную тенденцию к уменьшению.

1. Вовк И. В., Вовк О. И. Распространение звука в бронхиальном дереве человека. Часть I. Теория // Акуст. вісн.– 2000.– 3, N 2.– С. 19–31.
2. Басовский В. Г., Вовк И. В., Вовк О. И. Распространение звука в бронхиальном дереве человека. Часть II. Анализ численных результатов // Акуст. вісн.– 2000.– 3, N 4.– С. 11–20.
3. Fredberg J. J., Hoening A. Mechanical response of the lungs at high frequencies // J. Biomech. Eng.– 1978.– 100, May.– P. 57–66.
4. 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, N 1.– P. 441–451.
5. Шендеров Е. Л. Излучение и рассеяние звука.– Л.: Судостроение, 1989.– 301 с.
6. Сапин М. Р., Билич Г. Л. Анатомия человека.– М.: Высшая школа, 1989.– 544 с.
7. Вовк И. В., Дахнов С. Л., Крижановский В. В., Олийнык 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.
8. Gavriely N. Breath sounds methodology.– London, Tokyo: CRC Press, 1995.– 203 p.
9. Методы вибрационной диагностики реологических характеристик мягких материалов и биологических тканей.– Горький: ИПФ АН СССР, 1989.– 155 с.
10. Самойлов В. О., Понамаренко Г. Н., Енин Л. Д. Низкочастотная биоакустика.– С-Пб.: Реверс, 1994.– 215 с.
11. Человек. Медико-биологические данные Международная комиссия по радиологической защите. Публикация 23.– М.: Медицина, 1977.– 496 с.
12. Ковалевский А. А. Перкуссия и аускультация.– Томск: Изд-во Томск. ун-та, 1961.– 170 с.
13. Галунов В. И., Тампель И. Б. Механизмы работы голосового источника (обзор) // Акуст. ж.– 1981.– 27, N 3.– С. 321–334.
14. Сорокин В. Н. Теория речеобразования.– М.: Радио и связь, 1985.– 312 с.
15. Titze I. Principles of voice production.– New Jersey: Prentice-Hall, 1994.– 354 p.
16. Поновко Я. Г., Губанов И. И. Устойчивость и колебания упругих систем.– М.: Наука, 1987.– 352 с.
17. Хронин Д. В. Теория и расчет колебаний в двигателях летательных аппаратов.– М.: Машиностроение, 1970.– 412 с.
18. Скучик Е. Простые и сложные колебательные системы.– М.: Мир, 1971.– 575 с.
19. Альбац М. Е. Справочник по расчету фильтров и линий задержки.– М.-Л.: Госэнергоиздат, 1963.– 200 с.