

УДК 534.64, 222:616.24-073

О ВОЗМОЖНОСТИ ФИЗИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ШУМОВ, ГЕНЕРИРУЕМЫХ ПОТОКОМ ВОЗДУХА В ЭЛЕМЕНТАХ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ПУТЕЙ ЧЕЛОВЕКА

И. В. ВОВК, О. И. ВОВК

Институт гидромеханики НАН Украины, Киев

Получено 11.05.99 ◊ Пересмотрено 10.06.99

С позиций аэрогидромеханики проведен анализ геометрических и физических характеристик участка дыхательных путей человека, образованных гортанью и непосредственно прилегающими к ней полостями преддверия гортани и трахеи. На основе этого анализа создана физическая модель этого участка. Разработана экспериментальная методика, позволяющая выполнять оценки аэродинамического сопротивления физической модели и спектров шумов, генерируемых движущимся в ней потоком воздуха. Получен большой объем фактических данных, анализ которых позволил установить ряд важных закономерностей. В частности показано, что аэродинамическое сопротивление диафрагмы, моделирующей голосовую щель, зависит от формы щели и ее размеров. Установлено, что с понижением степени симметрии формы щели и увеличением ее площади понижается аэродинамическое сопротивление. Показано, что уровень и характер спектров шумов, генерируемых потоком, проходящим через щель, зависит от формы щели, ее размеров и скорости потока воздуха. В частности выявлено, что снижение степени симметрии формы щели, увеличение ее площади и снижение скорости потока приводит к уменьшению интегрального уровня шумов, создаваемых потоком.

З позицій аерогідромеханіки проведено аналіз геометричних та фізичних характеристик ділянки дихальних шляхів людини, утвореної гортанню та прилеглими до неї порожнинами. На підставі цього аналізу створено фізичну модель цієї ділянки дихальних шляхів. Розроблено експериментальну методику, яка дозволяє оцінити аеродинамічний опір фізичної моделі та спектрів шумів, генерованих потоком повітря, що рухається у ній. Отримано великий обсяг даних, аналіз яких дозволив встановити ряд важливих закономірностей. Зокрема показано, що аеродинамічний опір діафрагми, яка моделює голосову щілину, суттєво залежить від її форми та розмірів. Встановлено, що зі зниженням ступеня симетрії форми щілини та збільшенням її площі знижується аеродинамічний опір діафрагми. Показано, що рівень та характер спектрів шумів, які виникають завдяки потоку повітря, залежить від форми щілини, її розмірів та швидкості потоку повітря. Зокрема виявлено, що зниження ступеня симетрії форми щілини та зниження швидкості потоку веде до зменшення інтегрального рівня шумів, збуджуваних потоком.

We analysed physical and geometric characteristics of larynx and adjacent to it cavities from aerohydraulic point. Physical model of this part of the respiratory system was built on the basis of this analysis. We developed the experimental methods that allow one to evaluate aerodynamic resistance of the physical model as well as spectra of noise, generated by the airflow along the model. We obtained a vast number of real data. Analysis of this data allowed us to draw a number of important laws. In particular, we showed that aerodynamic resistance of diaphragm, which models the glottis, depends significantly on shape and dimensions of the last. We found out that as degree of symmetry of the glottis shape decreases and its area increases the aerodynamic resistance of diaphragm falls. It was shown that level and nature of spectra of noise generated by the airflow passing the glottis depends on shape and dimensions of the glottis as well as on airflow speed. In particular, we found that the decrease in symmetry of the glottis shape, increase of its area and decrease of airflow speed result in decrease of integral level of noise generated by the flow.

ВВЕДЕНИЕ

Изучение человека бесспорно является одним из магистральных направлений современной науки и, по-видимому, в XXI веке оно займет доминирующее положение. Ожидается, что появление новых знаний о человеке не только позволит повысить эффективность медицины, но и существенно повлияет на другие отрасли знания.

Одним из интересных и важных разделов науки о человеке является изучение его респираторной системы. Из многообразия биологических, физических и химических процессов, протекающих в ней, выделим два процесса, которые будут нас интересовать, а именно: особенности движения потока воздуха в дыхательных путях и связан-

ное с ним возбуждение шума, известное в медико-биологических науках как феномен дыхательных шумов.

Следует сказать, что медико-биологические науки давно занимаются такими вопросами. С одной стороны, в норме и патологии изучены объемы вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, закономерности изменения во времени расхода воздуха при акте дыхания, а также отличие в химическом составе вдыхаемого и выдыхаемого воздуха [1]. С другой стороны, качественно описаны и классифицированы шумы дыхания в норме и патологии [2]. Полученный благодаря многолетним исследованиям огромный объем знаний в определенной мере обобщен и его результаты применяются в повседневной медицинской практике для диагности-

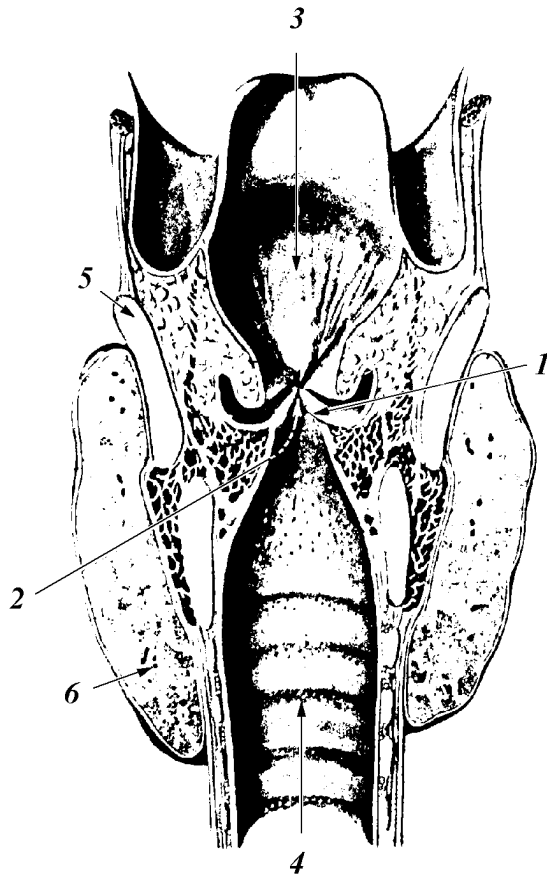


Рис. 1. Полость гортани. Фронтальный разрез через средние отделы голосовых связок (по Р. Д. Синельникову [14]):

1 – голосовые связки; 2 – голосовая щель;
3 – преддверие гортани; 4 – трахея; 5 – щитовидный хрящ;
6 – щитовидная железа

ки респираторных заболеваний, а на современном этапе развития является основой для разработки новейшей неинвазивной диагностической аппаратуры на базе современных компьютерных технологий (см. например [3] и библиографию в ней).

На фоне этих достижений в известной степени “за кадром” остается ряд вопросов, имеющих фундаментальное значение. Среди них следует упомянуть оценку аэродинамической эффективности дыхательных путей (как канала, по которому движется воздух), а также физические (физиологические) причины наблюдаемого разнообразия дыхательных шумов. Причин такого положения дел несколько. Во-первых, очень большая изменчивость морфологических параметров всех элементов дыхательных путей. Во-вторых, невозможность точно определять геометрические и физические параметры дыхательных путей *in vivo* у кон-

кретного человека, используя только неинвазивные методы. В-третьих, невозможность изучения особенностей движения воздуха и связанную с этим генерацию шумов непосредственно в дыхательных путях *in vivo*. В частности, невозможность располагать в них датчики давления, скорости потока воздуха и т. д. В-четвертых, невозможность точно указать место, где имеются изменения в дыхательных путях в случае их патологии и в чем физическая и геометрическая суть этих изменений (опытный врач в лучшем случае может указать лишь зону патологии и вероятную причину ее возникновения). Поэтому изучение указанных выше процессов основывается на измерениях интегрального характера, таких как объемный расход воздуха в течение акта дыхания, шумов дыхания на поверхности грудной клетки и др. В этой ситуации одним из возможных и очевидных путей получения и накопления новых качественных и количественных данных об особенностях процессов движения потоков в биологических системах является физическое и математическое их моделирование. Следует сказать, что эти способы исследования за последние годы уже дали ощутимый научный результат и позволили значительно повысить уровень понимания такого рода процессов в респираторной и кровеносной системах человека (см. [4–13] и библиографию в них).

Целью настоящей работы является создание физической модели, которая хотя бы в главных чертах отражала геометрические и физические характеристики одного из важных элементов дыхательных путей – гортани (и примыкающих к ней участков трахеи и преддверия гортани), и на основе этой модели изучить некоторые особенности процессов движения в ней потока воздуха и генерации шумов.

1. АНАЛИЗ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ И ФИЗИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ГОРТАНИ И ПРИМЫКАЮЩИХ К НЕЙ ПОЛОСТЕЙ, КАК ВОЗДУХОВОДНОГО КАНАЛА

Область гортани и примыкающие к ней преддверие гортани (сверху) и трахея (снизу) изображены на рис. 1. Рассмотрим особенности геометрии этого канала и движения потока воздуха в нем в фазе вдоха.

За счет увеличения объема грудной полости, вызванных поднятием ребер и опусканием диафрагмы, воздух засасывается через носовое и (или) ротовое отверстия и, проходя через полости носа и (или) рта, поступает в преддверие гортани, геометрия которого достаточно сложна, но в первом

приближении ее можно представить в виде трубы, сужающейся по направлению к голосовым связкам. С позиций аэродинамики преддверие гортани можно рассматривать как конфузор [15], т.е. сравнительно плавно сужающийся участок, обеспечивающий переход от большого сечения начального участка преддверия гортани к малому сечению голосовой щели. Анализ литературных источников [1, 14, 16] показывает, что отношение $n_1 = S_{\text{пт}}/S_{\text{щ}}$ (здесь $S_{\text{пт}}$ – площадь поперечного сечения начала преддверия гортани, а $S_{\text{щ}}$ – площадь голосовой щели) в фазе вдоха в среднем составляет около 5–6, а угол сужения $\alpha_1 \approx 60^\circ$. Известно, что при переходе к более узкому сечению поток ускоряет свое движение в n_1 раз, в данном случае в 5–6 раз. Далее поток воздуха проходит через голосовую щель, форма которой в значительной степени зависит от индивида, но чаще всего встречается в форме, приближающейся к равнобедренному треугольнику. Естественно, что с аэродинамической точки зрения голосовую щель можно трактовать как диафрагму с треугольным отверстием.

После прохождения голосовой щели поток попадает в нижнюю полость гортани, в первом приближении представляющую собой расширяющуюся трубу (в аэродинамике – диффузор), соединяющую голосовую щель и трахею. Анализ показывает, что отношение $n_2 = S_{\text{щ}}/S_{\text{т}} \approx 0.2–0.3$ (здесь $S_{\text{т}}$ – площадь поперечного сечения трахеи), а угол расширения $\alpha_2 \approx 50^\circ$. Поэтому на этом участке поток воздуха замедляет свою скорость примерно в 3–5 раз. Далее поток движется по трахее, форма которой близка к цилиндрической трубе, и попадает в бронхи. Проходя по бронхиальному дереву, скорость потока быстро падает, поскольку общее поперечное сечение бронхов в каждом последующем поколении стремительно увеличивается [16, 17].

В фазе выдоха воздушный поток движется в обратном направлении, поэтому теперь нижняя полость гортани выполняет функцию конфузора, а преддверие гортани – диффузора. Кроме этого, необходимо помнить, что в фазе выдоха площадь голосовой щели уменьшается в среднем в 2 раза по сравнению с фазой вдоха.

Следует также отметить, что плотность и упругость биотканей, образующих рассматриваемый участок дыхательных путей, на несколько порядков превышает плотность и упругость воздуха. Поэтому внутренние стенки этого участка в первом приближении можно считать жесткими.

Проведенный анализ показывает, что рассматриваемый участок дыхательных путей в целом состоит из геометрических элементов, достаточ-

но хорошо известных в гидроаэродинамике, и во многом носит черты классических каналов, применяемых в физике и техники для транспортировки жидкостей и газов (см. [15] и библиографию в ней). Имея это в виду, гортань и прилегающие к ней полости в определенной степени допустимо трактовать как канал с конфузорно-диффузорным переходом, в котором в месте сочленения конфузора и диффузора установлена диафрагма с отверстием. В каналах с переменным сечением поток (начиная с определенных скоростей) турбулизируется, в результате чего часть кинетической энергии потока безвозвратно теряется (переходит в тепловую энергию), что обуславливает увеличение аэродинамического сопротивления канала и потерю полного давления. Чтобы уменьшить турбулизацию потока, а следовательно, снизить сопротивление, изменение сечения в канале выполняют плавно, т.е. применяют конфузторы и диффузоры. Можно предположить, что в ходе эволюции человека природа “позаботилась” об уменьшении сопротивления голосовой щели аналогичным способом, поскольку в противном случае затраты мышечной энергии, идущей на выполнения акта дыхания, были бы более значительны.

Выполненный выше анализ дает основание заключить, что использование физической модели, по крайней мере в главных чертах повторяющей геометрию реального участка гортани и прилегающих полостей, вполне разумно и, по-видимому, позволит установить некоторые закономерности, связанные с аэродинамическим сопротивлением участка движущему потоку воздуха и оценить характер создаваемых при этом шумов.

2. ОПИСАНИЕ ФИЗИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ И ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ УСТАНОВКИ

С учетом установленных выше геометрических и физических характеристик участка дыхательных путей в области гортани была разработана и изготовлена его приближенная физическая модель и собрана измерительная установка, схема которой представлена на рис. 2. Модель состоит из трубки 1 длиной 140 мм и внутренним диаметром $D_1 = 18$ мм. Трубка 1 с помощью монтажного кольца 2 соосно соединяется с измерительной трубкой 3 длиной около 57 мм, которая, в свою очередь, с помощью монтажного кольца 4 соединяется с рупором 5, имеющем длину 80 мм и начальный внутренний диаметр 18 мм. Внутри трубки 1 расположен детурбулизатор 6, представляющий собой слой медицинской ваты толщиной около 10 мм, помещенный в тонкую капроновую

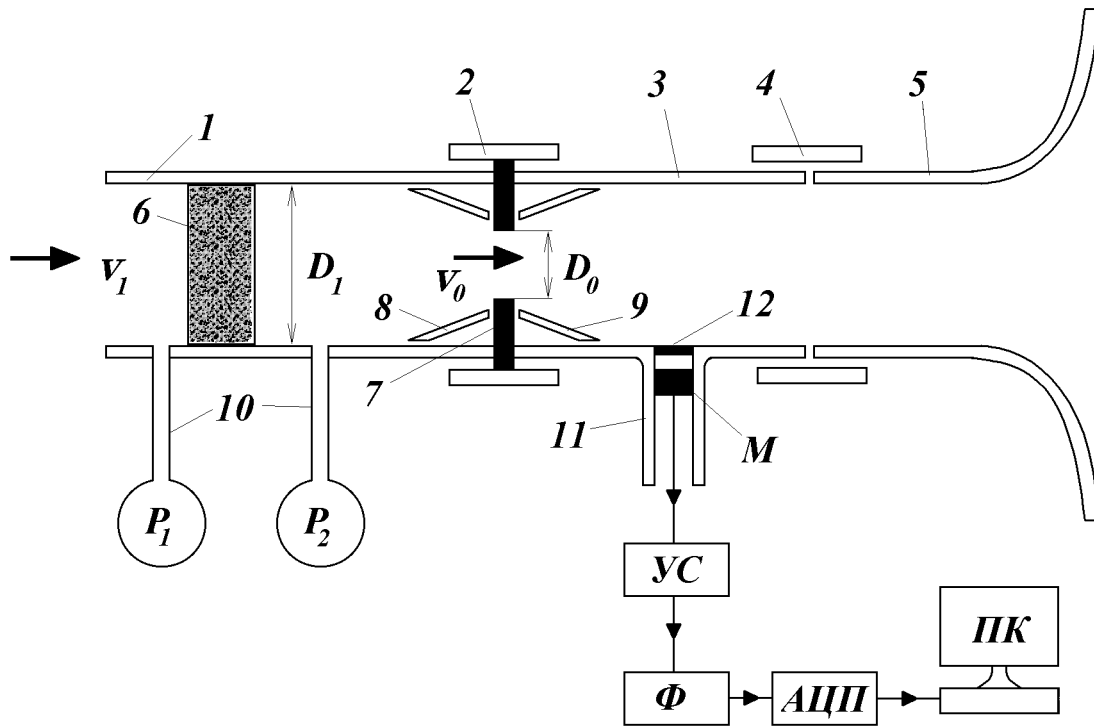


Рис. 2. Схема физической модели и измерительной установки

ткань. Между трубками 1 и 3 располагается диафрагма 7 с отверстием, конфузор 8 и диффузор 9. В трубке 1 до и после детурбулизатора 6 имеются отводы (патрубки) 10 диаметром 1,5 мм, которые соединяются с манометрами P_1 и P_2 . В измерительной трубке 3 имеется патрубок 11, в котором находится электретный микрофон M . Расстояние от микрофона до диафрагмы 7 составляет 25 мм, что примерно соответствует расстоянию от голосовых связок до точки на шее, где обычно устанавливается датчик (или фонендоскоп), регистрирующий шумы, генерируемые потоком воздуха в трахее. Вход патрубка 11 в трубку 3, имеющий диаметр 3 мм, закрыт тонким слоем ткани. Микрофон соединен электрическим кабелем с электронным усилителем сигналов УС, который, в свою очередь, соединен с электронными фильтрами Φ и далее с аналого-цифровым преобразователем АЦП и персональным компьютером ПК. Остановимся на функциональном назначении отдельных элементов и принципе работы установки.

В левый конец трубки 1 подается сжатый воздух, источник которого может быть как искусственного происхождения (насос, предварительно надутая резиновая камера, баллон сжатого воздуха

и т. д.), так и естественного¹. Например, взяв в рот конец трубки 1, можно дуть в нее воздух (вполне очевидно, что этот источник предельно прост и практически бесшумен). При этом, создаваемое источником давление контролируется манометром P_1 . Далее воздух проходит через детурбулизатор 6 и попадает в правую половину трубки 1, где его давление контролируется манометром P_2 . Основным назначением детурбулизатора является уменьшение турбулизации потока (которая может вызываться источником), выравнивание скорости потока по сечению трубки 1 и акустическая изоляция измерительной трубки 3 от возможных шумов источника. Попадая в конфузор 8, поток ускоряется и после прохождения через отверстие в диафрагме 7 турбулизуется, вдуваясь в измерительную трубку 3, где с помощью микрофона M регистрируются пульсации давления на ее стенках. Чтобы убрать возможную паразитную турбулизацию потока на отверстии, соединяющем трубку 3 с патрубком 11, последнее закрыто

¹Основным требованием к таким источникам является бесшумность их работы, так как в противном случае его шум будет регистрироваться микрофоном и искажать полезный сигнал (шум потока).

тонким слоем ткани 12. Из трубки 3 поток попадает в рупор 5, где его средняя скорость падает благодаря быстро увеличивающейся площади поперечного сечения рупора². Кроме этого, рупор в определенной мере согласует акустические импедансы трубок 1 и 3 с акустическим импедансом окружающего пространства, что в совокупности с детурбулизатором 6 практически исключает появление стоячих волн во внутреннем объеме трубок 1 и 3, которые также могут оказаться помехой при регистрации шумов потока.

3. МЕТОДИКА ИЗМЕРЕНИЙ

Как известно, уровень и характер шумов, генерируемых потоком жидкости или газа, зависит от многих факторов, но прежде всего от скорости потока, геометрических и физических свойств канала, по которому он движется. Что касается свойств канала, то они у нас уже определены выше соответствующим выбором параметров физической модели. Поэтому главной методической проблемой первого этапа наших экспериментальных исследований становится оценка скорости потока, движущегося внутри модели. Именно решению этой проблемы и посвящена первая часть настоящего раздела. В ней показано как можно определить аэродинамическое сопротивление канала и на этой основе оценить в нем среднюю скорость потока.

3.1. Аэродинамическое сопротивление

Аэродинамическое сопротивление любого участка канала, по которому движется поток жидкости или газа, может быть определено из следующего выражения [15]:

$$\xi = 2\Delta P / \rho V^2, \quad (1)$$

где ΔP – полное потерянное давление на участке; ρ – плотность движущейся по каналу среды (в нашем случае это воздух, плотность которого принята равной 1.2 кг/м^3 , а кинематическая вязкость $15 \cdot 10^{-6} \text{ м}^2/\text{с}$); V – средняя скорость потока.

Из соотношения (1) следует, что для оценки величины ξ необходимо измерять две величины: ΔP и V . Что касается давления, то его измерение не вызывает проблем. Действительно, достаточно в начале и в конце интересующего участка канала измерить давления, взять их разность и это будет

²Закон изменения площади поперечного сечения рупора приблизительно соответствует закону изменения площади поперечного сечения всех бронхов в каждом поколении [17].

ΔP . Гораздо сложнее обстоит дело с измерением скорости потока V . И вызвано это тем, что в турбулентном потоке вектор скорости частиц среды существенным образом зависит от координаты и времени. Хотя сегодня и существуют методы и приборы для измерения локальных скоростей частиц движущейся среды (например, лазерные измерители скорости частиц жидкости [18]), однако они дороги и требуют создание специальных условий и приспособлений для реализации измерений. Традиционные способы измерения скорости среды (трубки Вентури, термоанемометры и др. [19–21]) в основном рассчитаны на измерения среднего значения скорости потока, что нас в принципе бы устраивало. Однако их использование связаны со значительной доработкой измерительного канала, которая по-сути может привести к изменению его исходной геометрии, что неизбежно при таких сравнительно миниатюрных каналах как наша физическая модель. Кроме этого, наши эксперименты направлены прежде всего на измерения шумов потока, а измерение аэродинамического сопротивления является хотя и необходимым, но промежуточным этапом экспериментов. Поэтому введение каких-либо дополнительных элементов в поток (типа трубки Вентури, термоанемометров и т.д.) могут существенно исказить характер шумов потока, что для решения наших вопросов недопустимо.

Именно указанные выше обстоятельства обусловили необходимость использования несколько иной методики экспериментальной оценки аэродинамического сопротивления элементов рассматриваемой физической модели. Первая особенность этой методики заключается в использовании детурбулизатора 6 (см. рис. 2) с аэродинамическим сопротивлением ξ^1 , намного превышающем сопротивление ξ_d диафрагмы 7. Очевидно, что при отношении $\xi^1/\xi_d \gg 1$ скорость потока V_1 в трубке 1 (при фиксированном давлении P_1) будет определяться только величиной ξ^1 . Для оценки величины ξ^1 использовалась следующая процедура. Были изготовлены несколько эталонных диафрагм со строго калиброванными круглыми отверстиями в их центрах. Сопротивление $\xi_d^{\text{эТ}}$ таких диафрагм достаточно просто и сравнительно точно можно оценить расчетным путем, используя таблицы и формулы, приведенные в [15]. Далее была проведена серия тестовых продувок с эталонными диафрагмами в отсутствии конфузора и диффузора в сравнительно широком диапазоне значений давлений P_1 . В качестве расчетных формул использовались следующие соотношения для давлений, измеряемых манометрами:

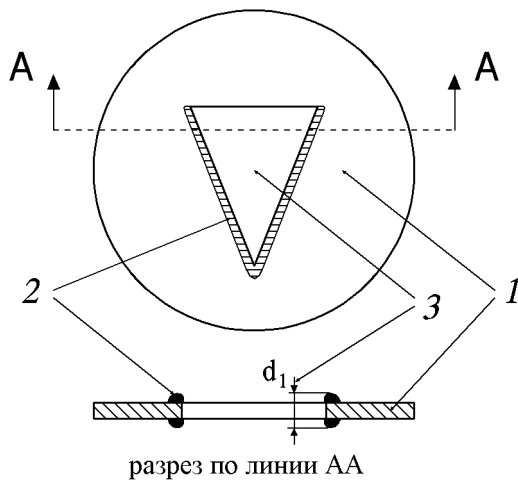


Рис. 3. Диафрагма с треугольным отверстием, на боковых гранях которого имеются валики, имитирующие голосовые связки:
1 - диафрагма; 2 - валики; 3 - отверстие

$$P_1 = (\xi^1 + \xi_d^{\text{от}}) V_1^2 \rho / 2, \quad (2)$$

$$P_2 = \xi_d^{\text{от}} V_1 \rho / 2. \quad (3)$$

Определив из соотношения (3) значение V_1 и подставив его в выражение (2), получим выражение для оценки ξ^1 , не содержащие скорости V_1 :

$$\xi^1 = \xi_d^{\text{от}} (P_1 / P_2 - 1). \quad (4)$$

Зная сопротивление детурбулизатора, можно оценивать сопротивление диафрагм ξ_d с любой формой отверстия, в том числе и при наличии конфузора и (или) диффузора, используя соотношение

$$\xi_d = \xi^1 (P_1 / P_2 - 1)^{-1}. \quad (5)$$

3.2. Шумы потока

Шумы (пульсации давления на внутренних стенках нашей модели), генерируемые потоком воздуха, прошедшем отверстие диафрагмы, регистрировались микрофоном и в дальнейшем подвергались аналоговой и цифровой обработке. В частности, нас интересовали закономерности изменения спектров шумов в зависимости от формы отверстия в диафрагме, отношения S_0/S_1 и скорости потоков V_1 и V_0 (здесь S_0 – площадь отверстия в диафрагме, S_1 – площадь поперечного сечения трубки l , V_0 – средняя скорость потока в отверстии диафрагмы). Необходимая в процессе эксперимента скорость V_1 выбиралась и контролиро-

валась путем соответствующего выбора давления P_2 , величина которого определялась из выражения

$$P_2 = \xi_d V_1^2 \rho / 2; \quad (6)$$

а скорость V_0 определялась по формуле

$$V_0 = V_1 S_1 / S_0. \quad (7)$$

4. РЕЗУЛЬТАТЫ ИЗМЕРЕНИЙ

4.1. Аэродинамическое сопротивление

В качестве эталонов были использованы несколько диафрагм толщиной $l=0.13$ мм с калиброванными круглыми отверстиями в их центрах. Основные характеристики этих диафрагм приведены в табл. 1. Диапазон значений P_1 при проведении тестовых продувок физической модели варьировался от 2500 до 6700 Па.

Выбор такой сравнительно широкой номенклатуры эталонных диафрагм и сравнительно большого диапазона значений P_1 был обусловлен главным образом двумя обстоятельствами. Во-первых, перекрыть возможные значения площадей голосовой щели, которые, как известно [16], могут изменяться в довольно широких пределах. Во-вторых, понимая, что сопротивление детурбулизатора ξ^1 , выбранного в виде слоя ваты, скорее всего будет нелинейно зависеть от давления P_1 (см. например [15]) желательным было изначально выбрать широкий диапазон значений P_1 и геометрических характеристик эталонных диафрагм, чтобы более точно определить функцию $\xi^1(P_1)$. В результате проведенной серии тестовых продувок физической модели с эталонными диафрагмами были получены следующие результаты, которые сведены в табл. 2.

Как и предполагалось, функция $\xi^1(P_1)$ существенно зависит от давления. В частности, с ростом давления сопротивление детурбулизатора падает, но вместе с этим точность экспериментальной оценки несколько улучшается. В целом можно считать, что во всем рассмотренном диапазоне давлений P_1 точность оценок ξ^1 остается вполне приемлемой для практической оценки искомых значений ξ_d , однако естественно предпочтительней работать в области $P_1 > 4000$ Па.

После тестирования были проведены рабочие продувки с целью определения сопротивления диафрагм с круглыми отверстиями при наличии конфузора и диффузора, а также диафрагм с отверстиями, отличными от круглых. В частности, были оценены сопротивления следующих диафрагм:

Табл. 1. Характеристики диафрагм с калиброванными центральными круглыми отверстиями

N	D_0 , см	S_0 , см ²	l/D_0	S_0/S_1	$\xi_g^{от}$	Примечание
1	0.4	0.126	0.325	0.046	1200	
2	0.57	0.255	0.23	0.094	253	соответствует площади голосовой щели на выдохе
3	0.65	0.33	0.2	0.12	147	
4	0.8	0.508	0.162	0.18	65.6	соответствует площади голосовой щели на вдохе
5	1.1	0.95	0.12	0.35	12	

Табл. 2. Результаты оценок аэродинамического сопротивления детурбулизатора

P_1 , Па	2660	4000	5330	6660
$\xi^1(P_1)$	4400 +26 % -27 %	2860 +22 % -12 %	2160 +6.6 % -4.6 %	1813 +8.6 % -8.6 %

- диафрагмы с круглым отверстием диаметром 0.57 см при наличии конфузора длиной 1.6 см и углом схождения около 50° и диффузора длиной 1.6 см и углом расширения около 50°;
- диафрагмы с прямоугольным отверстием шириной 0.22 см и длиной 1.16 см, что эквивалентно по площади круглому отверстию диаметром 0.57 см;
- диафрагм, отверстия которых по форме и площади приближаются к средним параметрам голосовой щели; при вдохе голосовая щель моделировалась диафрагмой с треугольным отверстием высотой 1.32 см и основанием 0.77 см (что эквивалентно по площади круглому отверстию диаметром 0.8 см), а при выдохе – треугольным отверстием высотой 1.37 см и основанием 0.37 см (что эквивалентно круглому отверстию диаметром 0.57 см);
- диафрагм с треугольными отверстиями с параметрами, указанными в предыдущем пункте, но снабженных по боковым сторонам валиками (рис. 3), моделирующими голосовые связки; поперечное сечение валиков было практически круглым с диаметром около 0.3 см [1, 4, 16].

Все геометрические характеристики указанных выше диафрагм и экспериментальные оценки

их аэродинамического сопротивления сведены в табл. 3.

4.2. Спектры шумов

Известно, что уровень и характер шумов, генерируемых потоком газа или жидкости, существенно зависят не только от геометрии препятствий, но и от скорости потока [15, 16, 21, 22]. Поэтому проведенные выше оценки аэродинамических сопротивлений диафрагм открыли возможность приступить к установлению количественных связей между спектрами шумов и средней скоростью потока воздуха в отверстиях диафрагм.

Нами было проведено несколько серий продувок физической модели с одновременной регистрацией спектров шумов. Цель этих экспериментов состояла в следующем:

- изучить зависимость изменения спектров шумов от скорости потока;
- изучить зависимость изменения спектров шумов от размеров круглого отверстия в диафрагме при фиксированной скорости потока;
- изучить зависимость изменения спектров шумов от формы отверстия в диафрагме.

Результаты измерений, соответствующие указанным целям, приведены на рис. 5–11.

В заключение заметим, что выбор скорости потока $V_1 = 1.8$ м/с, фигурирующий на многих из

Табл. 3. Геометрические характеристики диафрагм различной формы и экспериментальные оценки их аэродинамического сопротивления

N	Размеры, см; форма отверстий	S_0 , см ²	S_0/S_1	ξ_g	Примечание
1	0.57; круг	0.255	0.094	212	с конфузуром и диффузором
2	0.22 × 1.16; прямоугольник	0.255	0.094	165	
3	0.37 × 1.38; треугольник	0.255	0.094	147	
4	0.37 × 1.38; треугольник	0.255	0.094	95	с валиком
5	0.77 × 1.32; треугольник	0.508	0.18	37	
6	0.77 × 1.32; треугольник	0.508	0.18	23	с валиком

указанных рисунков, обусловлен следующими причинами. Как известно [1, 16], при спокойном дыхании максимальное значение расхода воздуха Q_{\max} достигает примерно 500 см³/с. Учитывая, что трахея взрослого человека в среднем имеет площадь поперечного сечения 2.5–2.7 см², скорость потока воздуха в ней (с учетом указанного Q_{\max}) составляет около 1.8 м/с. Имея это в виду, мы выбрали для некоторой части экспериментов это значение скорости. Естественно, что скорость потока в отверстиях испытуемых диафрагм будет тем выше, чем меньше отношение S_0/S_1 .

5. ОБСУЖДЕНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ

5.1. Аэродинамическое сопротивление

Обратимся прежде всего к данным табл. 3 (позиции N 1–4) и к табл. 1 (позиция N 2). Как нетрудно заметить, все перечисленные диафрагмы имеют одинаковое по площади отверстие ($S_0 = 0.255$ см²), что соответствует значению площади голосовой щели при выдохе. Если диафрагму с круглым отверстием (табл. 1, позиция N 2) рассматривать как некий эталон, то интересно проследить, какое влияние оказывают конфузор и диффузор на аэродинамическое сопротивление.

Как видно (см. табл. 3, позиция N 1), наличие конфузур и диффузур снижает сопротивление диафрагмы, что хорошо согласуется с известными теоретическими и экспериментальными данными [15]. Однако из-за сравнительно больших углов сужения конфузур и расширения диффузур (около 50°–60°) сопротивление снижается слабо, всего лишь на 17%.

Гораздо более существенное влияние на сопротивление диафрагм оказывает форма их отверстия. Как нетрудно убедиться, переход от круглого отверстия к прямоугольному (сравните данные в табл. 1 позиция N 2 и в табл. 3 позиция N 2) приводит к снижению сопротивления примерно на 35%, а переход к треугольному отверстию (см. табл. 3 позиция N 3) – уже на 45%. Аналогичный эффект наблюдается и при других значениях площади отверстия. Возьмем, например, диафрагму с круглым отверстием большей площади ($S_0 = 0.508$ см²), которая соответствует среднему значению площади голосовой щели в фазе вдоха (см. табл. 1, позиция N 4). Сопротивление такой диафрагмы равно 65.6. При переходе к треугольному отверстию равной площади (см. табл. 3, позиция N 5) сопротивление падает на 44%, что хорошо согласуется с приведенными выше данными для меньших по площади отверстий. Таким образом, замена круглого отверстия на треуголь-

ное снижает сопротивление диафрагмы более чем в два раза, и это снижение практически не зависит от отношения S_0/S_1 .

Теперь посмотрим как изменяется сопротивление диафрагмы с треугольным отверстием при наличии валиков (см. рис. 3), которые, как указывалось выше, моделируют голосовые связки. Для этого обратимся к данным табл. 3, позиции N 4 и 6. Как видно, наличие валика снижает сопротивление диафрагмы с треугольным отверстием в 1.5–1.6 раз, а по сравнению с круглым отверстием – в 2.7–2.8 раза. Следует сказать, что эффект снижения сопротивления при наличии валика согласуется с результатами, приведенными в [5, 23, 24], где показано, что использование кольцевых ребер на краях круглого отверстия диафрагмы приводит к снижению ее сопротивления (рис. 4). Здесь видно, что между кольцевыми ребрами и стенкой трубы образуются кольцевые ниши, в которых при движении потока появляются стационарные вихревые кольца. Они выполняют роль своеобразных “подшипников качения” для потока, за счет чего и происходит снижение сопротивления диафрагмы. Как нам представляется, аналогичную роль выполняют и голосовые связки, которые мы моделируем валиками. Они также образуют подобного рода ниши.

Обратимся еще раз к данным табл. 1 и 3 и попытаемся ответить на вопрос: каковы главные причины снижения сопротивления при переходе от круглого отверстия к прямоугольному и далее к отверстию в форме равнобедренного треугольника? Как нам представляется ответ на этот вопрос связан с симметрией отверстия. Действительно, круглое отверстие имеет самую высокую степень симметрии для плоских тел – бесконечное число осей симметрии. Прямоугольное отверстие имеет только две оси симметрии, а отверстие в форме равнобедренного треугольника – всего лишь одну ось симметрии. Таким образом, понижение степени симметрии формы отверстия обуславливает снижение аэродинамического сопротивления диафрагмы.

Рассмотрим теперь этот факт с позиций классической аэродинамики. Сценарий процесса движения потока в трубе, перекрытой диафрагмой с отверстием, выглядит следующим образом [5, 25, 26]. Непосредственно за диафрагмой образуется струя, отделенная от остальной среды поверхностью раздела, которая распадается и свертывается в вихри (вихревые трубки и вихревые слои). Здесь уместно напомнить, что вихревая трубка не может иметь внутри жидкости или газа ни начала, ни конца. Она может быть либо замкнутой

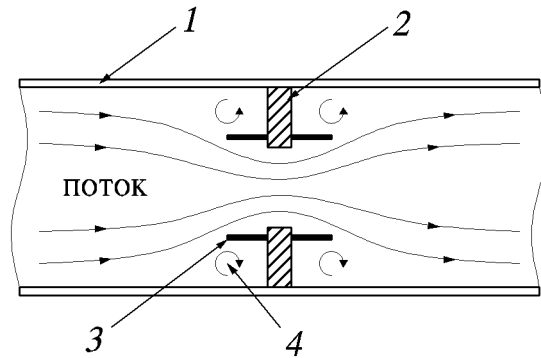


Рис. 4. Сечение трубы с диафрагмой, имеющей круглое отверстие:

1 - труба; 2 - диафрагма; 3 - кольцевые ребра; 4 - стационарные вихревые кольца

(вихревое кольцо), либо иметь начало и конец на границах жидкости (например, на стенках сосуда, внутри которого заключена). Длина участка трубы, на котором происходит вихреобразование, постепенное дробление и рассеяние вихрей, составляет несколько диаметров трубы. Таким образом, часть кинетической энергии потока идет на вихреобразование и благодаря вязкости в конечном итоге превращается в тепло. Аэродинамическое сопротивление как раз и характеризует эту часть энергии по отношению к исходной кинетической энергии потока. Следовательно, чем эффективнее генерируются вихри за диафрагмой и чем они более устойчивые и крупномасштабные, тем больше ее сопротивление. Как мы уже убедились, величина ξ_d существенно зависит от степени симметрии отверстия.

Имея в виду сказанное выше, рассмотрим сначала диафрагму с круглым отверстием по центру. В силу высокой степени симметрии отверстия за диафрагмой с большой степенью вероятности образуются крупные (порядка диаметра отверстия) и, что особенно важно, замкнутые вихревые трубки (вихревые кольца). Они достаточно энергоёмкие и устойчивые или, выражаясь в терминах современной аэрогидромеханики, являются когерентными структурами. Эти свойства вихревых колец давно известны. Вспомним хотя бы пионерские эксперименты по генерации вихревых колец в воздухе и в воде, проведенные еще в середине XIX века [27, 28]³. Совершенно иначе обстоит дело, когда отверстие в диафрагме пря-

³Перевод этих замечательных работ блестяще выполнен В. В. Мелешко и М. Ю. Константиновым в их монографии [29].

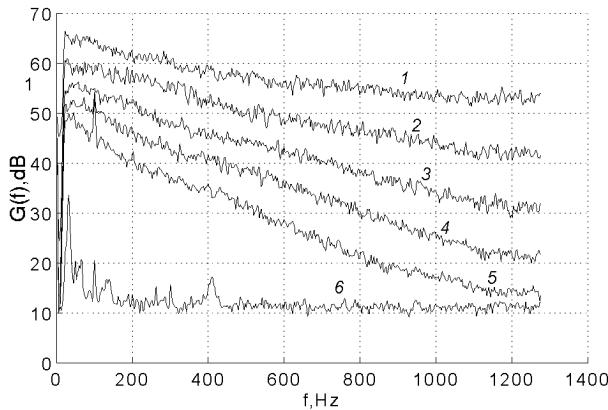


Рис. 5. Спектры шумов потока при различных скоростях потока в круглом отверстии диаметра 0.57 см ($S_0/S_1=0.094$):

1–5 – скорости потока 28.5, 19, 12.6, 9.5 и 6.3 м/с соответственно;
6 – суммарный уровень собственных шумов установки

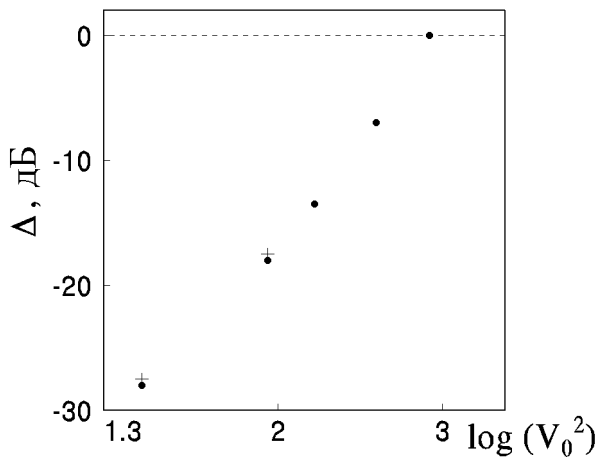


Рис. 6. Интегральный уровень шумов потока в полосе 50–1200 Гц для диафрагмы с круглым отверстием диаметра 0.57 см ($S_0/S_1=0.094$) в зависимости от скорости потока в отверстии диафрагмы:

● – экспериментальные данные;
+ – то же с учетом корректировочных функций

моугольное и с отношением сторон более 3 (в наших экспериментах, см. табл. 3, позиция N 2, отношение сторон прямоугольного отверстия составляет более 5). В этом случае, цитируем [27] “... частички воздуха не ориентируются точно относительно оси и движутся не с одинаковыми скоростями в симметричных областях отверстия...” . В рамках современной терминологии это означает, что вихревая трубка за отверстием не замкнута и вихревое движение здесь не достаточно коге-

рентно, что и обуславливает низкую устойчивость и энергоёмкость вихревых структур⁴. Следствием этого является снижение сопротивления. Естественно, что в случае треугольного отверстия с большим отношением высоты к основанию (у нас эти отношения составляют 3.7 и 1.7, см. табл. 3, позиции N 3 и 5) когерентность вихревых движений за отверстием диафрагмы становится еще более низкой, что и обуславливает значительное снижение сопротивления по сравнению с таковым для круглого отверстия.

В завершение проведенного выше анализа хотелось бы высказать следующее соображение, претендующее лишь на роль предположения. Имея в виду полученные результаты и тот факт, что голосовая щель является наиболее узким местом в дыхательных путях, можно заключить, что в процессе эволюции человека его гортань формировалась не только в направлении создания эффективного голосового аппарата, но и одновременно в направлении минимизации аэродинамического сопротивления для потока воздуха и, следовательно, минимизации мышечных энергетических затрат на дыхательный процесс.

5.2. Спектры шумов потока

Проанализируем полученные результаты измерений шумов потока воздуха в рассматриваемой физической модели. Прежде всего обратимся к рис. 5, на котором представлены спектры мощности⁵ шумов потока при различных его скоростях в круглом отверстии диафрагмы. Изучая характер этих спектров, можно выделить две их важные особенности. Во-первых, как и следовало ожидать, общий уровень шумов снижается с уменьшением скорости потока. Чтобы дать некоторую обобщенную количественную оценку этому факту, были вычислены интегральные значе-

⁴Многочисленные эксперименты, описанные в [27], с круглыми, прямоугольными и треугольными отверстиями однозначно показывают, что наиболее устойчивыми вихревыми образованиями являются вихревые кольца, полученные при использовании круглого отверстия. Значительно менее устойчивые вихревые кольца можно получить при использовании квадратного отверстия и отверстия в форме равностороннего треугольника. Но ни при каких обстоятельствах получить вихревые структуры в виде квадрата или треугольника автору [27] естественно не удалось. При удлиненных прямоугольниках им в редких случаях удавалось получать 2 или 3 маленьких (по сравнению с размерами отверстия) кольцевых вихря, разлетающихся в стороны от продольной оси отверстия.

⁵На рис. 5 и последующих рисунках фактически представлены спектры квадрата модуля пульсаций давления. Тем не менее, во всей мировой литературе по установившейся традиции такие спектры называют спектрами мощности.

ния уровней шумов $\Delta(V_0)$ в полосе частот от 50 до 1200 Гц при различных значениях V_0 и построен график относительного интегрального уровня шума $\Delta = \Delta(V_0) - \Delta(V_0 = 28.5 \text{ м/с})$ в зависимости от величины $\log(V_0^2)$, (рис. 6). Как следует из полученных данных, связь между величинами Δ и $\log(V_0^2)$ практически линейна, что представляется вполне закономерным, если учесть, что кинетическая энергия потока пропорциональна V_0^2 . Итогом этого анализа является вывод: интегральный уровень мощности шумов пропорционален кинетической мощности потока.

Второй важной особенностью приведенных на рис. 5 спектров является снижение уровня шумов с ростом частоты. Причем скорость этого снижения тем больше, чем меньше скорость потока (такая особенность уже отмечалась рядом авторов [9, 11, 12] и наиболее интересна в этом смысле последняя работа, где изучались шумы потока крови в артериях со стенозом (сужением) с помощью физической модели артерии и измерительной установки, в некоторой степени схожей с нашей). На этом факте следует остановиться более подробней. Хорошо известно [21], что датчики пульсаций давления, рабочая поверхность которых имеет конечные размеры, осредняют мелкомасштабные пульсации давления, и это приводит к занижению уровней измеряемых спектров на высоких частотах⁶. Чтобы восстановить истинность измеренных спектров на высоких частотах, применяют специальные корректировочные функции, получение которых представляет трудную метрологическую проблему. К счастью, еще в шестидесятых годах рядом исследователей (см. [21, 30, 31] и библиографию в них) были во многом преодолены эти проблемы и получены корректировочные функции. Корректировка спектров, представленных на рис. 5, показала, что только для относительно низких скоростей потока $V_0 < 12 \text{ м/с}$ и только на высоких частотах $f > 800 \text{ Гц}$ поправка оказывается заметной и составляет не более $+(2 \div 4) \text{ дБ}$. Таким образом, выполненная корректировка спектров оставила в силе факты снижения уровня шумов с ростом частоты и увеличение темпа этого снижения с уменьшением скорости потока. Естественно, что влияние корректировки спектров на интегральный уровень шумов оказался незначительным (см. рис. 6).

В заключении анализа данных рис. 5 обратим внимание на кривую 6, которая характеризует спектр собственных шумов микрофона вместе с

⁶Истинный, неискаженный спектр пульсаций давления можно получить только с помощью точечных датчиков, реализация которых к сожалению невозможна.

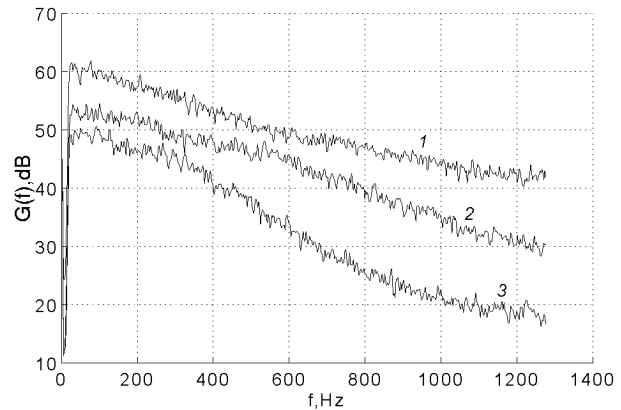


Рис. 7. Спектры шумов потока при различных размерах круглого отверстия и фиксированной скорости потока 19 м/с; 1–3 соответствуют диаметрам отверстия 0.57, 0.8 и 1.1 см

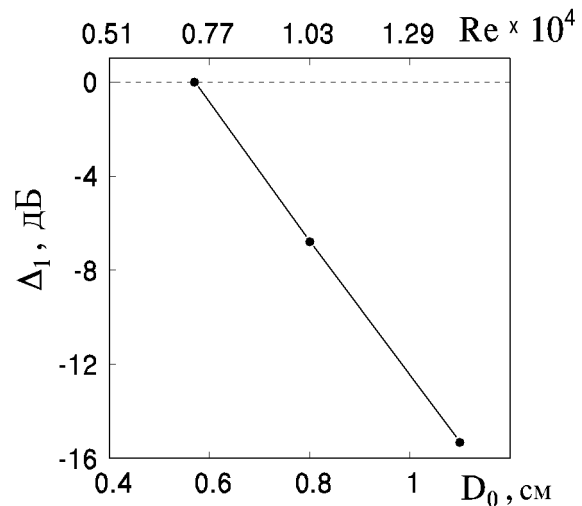


Рис. 8. Интегральный уровень шумов потока в полосе 50–1200 Гц при $V_0 = 19 \text{ м/с}$ в зависимости от диаметра круглого отверстия в диафрагме

шумами помещения, где проводились измерения, и входных цепей усилителя (см. рис. 2). Как видно, уровень этих шумов лежит существенно ниже уровней шумов, создаваемых потоком. Это дает основание сделать вывод о достоверности полученных экспериментальных результатов.

Перейдем теперь к рис. 7, на котором продемонстрировано, как изменяются спектры шумов с изменением диаметра круглого отверстия в диафрагме при фиксированной скорости потока. Здесь хорошо видно, что увеличение диаметра отверстия (при прочих равных условиях) приводит к существенному снижению уровней шумов потока во всем рассматриваемом диапазоне частот.

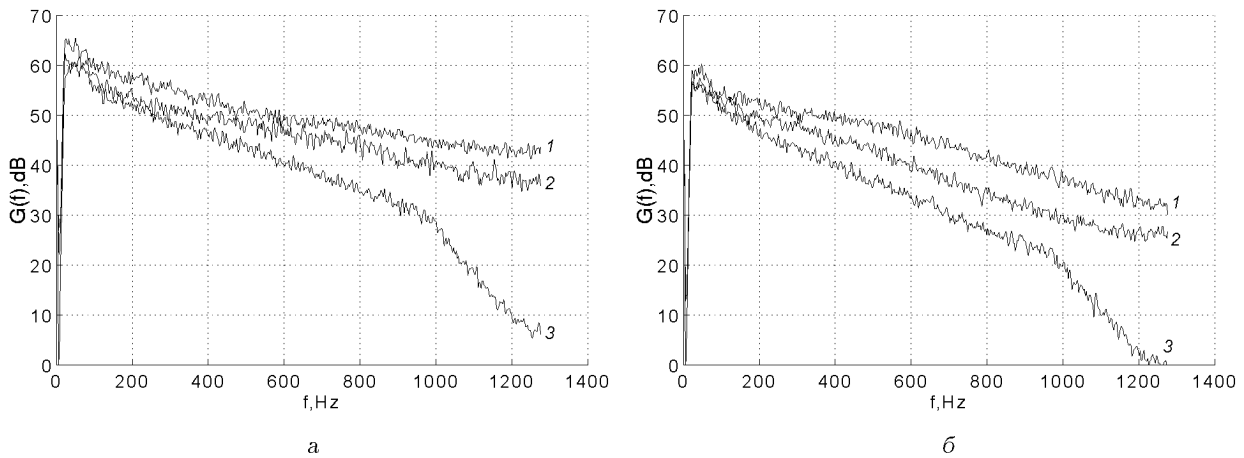


Рис. 9. Спектры шумов при скорости потока в отверстии диафрагмы 19 м/с;

$$a - S_0/S_1 = 0.094:$$

- 1 - прямоугольное отверстие с отношением сторон 5.3;
- 2 - треугольное отверстие с отношением высоты к основанию 3.73;
- 3 - то же треугольное отверстие с валиком, моделирующим голосовые связки

$$б - S_0/S_1 = 0.18:$$

- 1 - круглое отверстие;
- 2 - треугольное отверстие с отношением высоты к основанию 1.73;
- 3 - то же треугольное отверстие с валиком, моделирующим голосовые связки

Характерной особенностью представленных спектров является снижение уровней шумов на частотах выше 400–600 Гц с увеличением диаметра отверстия в диафрагме. Особенно это ярко выражено для относительно большого отверстия, $D_0 = 1.1$ см.

Чтобы дать некоторую обобщенную количественную оценку указанному факту, были вычислены интегральные значения уровней шумов $\Delta(D_0)$ в полосе от 50 до 1200 Гц и построен график относительного интегрального уровня шума $\Delta_1 = \Delta(D_0) - \Delta(D_0 = 0.57 \text{ см})$ как функция D_0 (см. рис. 8). Как видно, связь оказалась линейной – с ростом диаметра отверстия интегральный уровень шумов падает. Заметим, что аналогичный характер имеет связь интегрального уровня шумов дыхания, зарегистрированная на трахее, с размерами злокачественного стеноза трахеи, которая отмечена в [16]. Это обстоятельство лишь раз свидетельствует о целесообразности и эффективности физического моделирования при изучении особенностей генерации шумов в дыхательных путях.

Теперь посмотрим как зависит характер спектров шумов потока от формы отверстия в диафрагме. Для этого обратимся к рис. 9, а (кривые 1–3) и рис. 7 (кривая 1). Сравнивая эти кривые, нетрудно убедиться, что снижение степени симметрии отверстия приводит к уменьшению

уровней шумов и прежде всего на частотах более 200–400 Гц. Аналогичный эффект наблюдается и при больших размерах отверстия в диафрагме (см. рис. 9, б). Особенно следует отметить большую роль валиков на боковых сторонах треугольных отверстий, моделирующих голосовые связки. Их присутствие не только значительно снижает аэродинамическое сопротивление такой диафрагмы (причины этого факта уже подробно обсуждались выше), но и существенно снижает уровень шумов потока⁷.

Внимательный читатель, ознакомившись с представленными выше результатами, по-видимому, уже заметил, что уровень генерируемых потоком шумов как-то связан с величиной аэродинамического сопротивления диафрагм. Чтобы выявить такую связь и дать ей количественную оценку, все приведенные выше данные были обобщены и размещены на плоскости: интегральный уровень шумов $\Delta(\xi_d)$ в полосе 50–1200 Гц – аэродинамическое сопротивление $\log(\xi_d)$ (рис. 10). Как видно, с увеличением сопротивления диафрагмы интегральный уровень шумов имеет четко выраженную тенденцию роста, причем в

⁷Заметим, что резкое снижение уровня шумов выше частоты 1000 Гц, наблюдаемых у кривых 3 на рис. 9 (а также у всех кривых на рис. 11) обусловлен тем, что при проведении эксперимента был включен электрический фильтр, резко снижающий уровень сигналов выше частоты 1000 Гц.

первом приближении эту тенденцию можно считать линейной.

Остановимся теперь на рис. 11, где показано как изменяется характер спектра шумов потока при замене одного круглого отверстия в диафрагме на несколько круглых отверстий, суммарная площадь которых сохраняется равной площади одного исходного отверстия. Очевидно, что с ростом количества отверстий (при фиксированной скорости потока) существенно уменьшается общий уровень шумов потока и увеличивается темп снижения уровня шумов с ростом частоты. Мы провели контрольные замеры аэродинамического сопротивления этих трех диафрагм и установили, что они одинаковы и это полностью согласуется с данными, приведенными в [15]. Казалось бы, этот результат находится в противоречии с данными рис. 10, из которого следует, что уровень шума снижается с уменьшением сопротивления. Однако, во-первых, эти данные касаются случая, когда в диафрагме имеется только одно отверстие. А во-вторых, дробление одного отверстия (при фиксации общей площади) снижает когерентность вихревых структур, образующихся за диафрагмой, что и приводит к падению уровней шумов потока. Естественно ожидать, что дробление отверстий другой формы (прямоугольной, треугольной и др.) также будет приводить к уменьшению уровней шумов потока.

ВЫВОДЫ

1. С позиций аэрогидромеханики проведен анализ геометрических и физических характеристик такого участка дыхательных путей, как гортань и прилегающих к ней полостей. На основе этого анализа разработана и изготовлена физическая модель этого участка дыхательных путей.
2. Разработана методика и установка, позволяющая проводить экспериментальную оценку аэродинамического сопротивления физической модели и спектров шумов, генерируемых движущимся в ней потоком воздуха. Проведены тестовые испытания модели и установки в целом, которые подтвердили возможность получения с их помощью достоверных результатов.
3. Получен большой объем фактических данных как о величинах аэродинамического сопротивления модели, так и об уровнях и характере спектров шумов, генерируемых в ней дви-

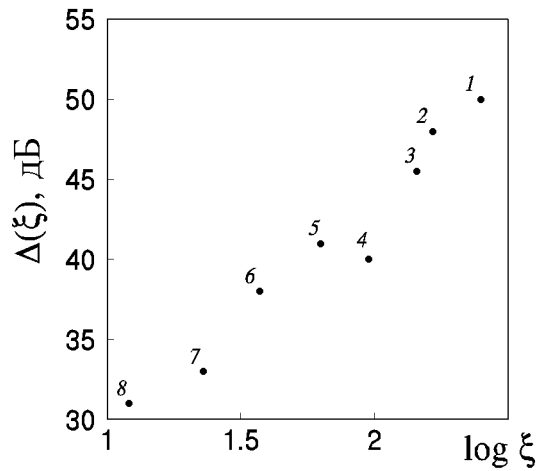


Рис. 10. Зависимость интегрального уровня шумов потока от величины аэродинамического сопротивления (экспериментальные данные, $V_0 = 19$ м/с):

- 1 – круглое отверстие, $S_0 = 0.255$ см²;
- 2 – прямоугольное отверстие, $S_0 = 0.255$ см²;
- 3 – треугольное отверстие, $S_0 = 0.255$ см²;
- 4 – треугольное отверстие с валиком, $S_0 = 0.255$ см²;
- 5 – круглое отверстие, $S_0 = 0.508$ см²;
- 6 – треугольное отверстие, $S_0 = 0.508$ см²;
- 7 – треугольное отверстие, $S_0 = 0.508$ см²;
- 8 – круглое отверстие, $S_0 = 0.95$ см²

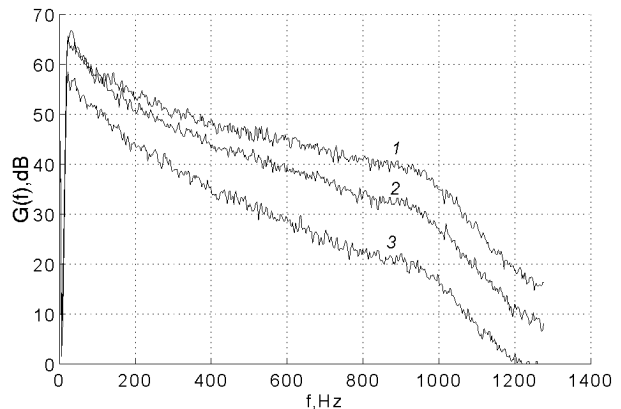


Рис. 11. Изменение характера спектров шумов потока при замене одного круглого отверстия в диафрагме несколькими круглыми отверстиями, суммарная площадь которых равна площади одного исходного отверстия; скорость потока во всех случаях была одинаковой:

- 1 – одно отверстие диаметром 0.4 см;
- 2 – 4 отверстия диаметром 0.2 см;
- 3 – 64 отверстия диаметром 0.05 см

жущимся потоком воздуха. В частности, выявлены:

- закономерности изменения аэродинамического сопротивления диафрагм, моделирующих голосовую щель, в зависимости

сти от их размеров и формы; установлено, что величина сопротивления существенно зависит от степени симметрии формы отверстия в диафрагме – с понижением степени симметрии снижается ее сопротивление; показано, что при прочих равных условиях отверстие в диафрагме, по форме приближающееся к форме голосовой щели, обладает наименьшим сопротивлением;

- закономерности изменения уровня и характера спектров, генерируемых потоком, проходящем через отверстие в диафрагме, в зависимости от размера отверстия, его формы и скорости потока; обобщение полученных данных позволило выявить ряд важных количественных связей, в том числе: снижение общего уровня шумов потока и рост темпа падения уровня шумов с ростом частоты при понижении скорости потока; снижение уровня шумов потока (при прочих равных условиях) с увеличением площади отверстия в диафрагме; рост интегрального уровня шумов потока с ростом аэродинамического сопротивления отверстия диафрагмы; показано, что дробление отверстия в диафрагме на более мелкие фрагменты (при фиксации общей площади отверстий) приводит к снижению общего уровня шумов потока.

Полученные результаты дают основание убедиться в целесообразности и эффективности физического моделирования элементов дыхательных путей человека и позволяют в определенной мере повысить уровень понимания физических процессов, связанных с генерацией шумов при акте дыхания.

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы выражают глубокую благодарность академику НАН Украины профессору В. Т. Гринченко за постоянное внимание к нашей работе и дискуссии, которые позволили нам более глубоко осмыслить полученные результаты. Мы также признательны кандидатам физ.-мат. наук В. В. Крижановскому и В. Н. Олейнику за помощь при проведении экспериментов.

1. *Человек*. Медико-биологические данные. Международная комиссия по радиологической защите. Публикация 23.– М.: Медицина, 1977.– 496 с.

2. *Большая медицинская энциклопедия*. Т. 2.– М.: Сов. Энциклоп, 1975.– 368 с.
3. *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, N 2.– С. 21–33.
4. *Fredberg J. J., Holford S. K* Discrete lung sound: Crackles (rales) as stress-relaxation quadrupoles // *J. Acoust. Soc. Amer.*– 1983.– 73, N 3.– P. 1036–1046.
5. *Hardin J. C., Pope D. S.* Sound generation by a stenosis in a pipe // *AIAA Journ.*– 1992.– 30, N 2.– P. 312–317.
6. *Wodicka G. R., Stevens K. N., Golub H L., et al.* A model of acoustic transmission in the respiratory system // *IEEE Trans. Biomed Eng.*– 1989.– ВМЕ-36.– P. 925–934.
7. *Вовк И. В., Гринченко В. Т., Олейник В. Н.* Проблемы моделирования акустических свойств грудной клетки и измерения шумов дыхания // *Акуст. ж.*– 1995.– 41, N 5.– С. 758–768.
8. *Вовк И. В., Залуцкий К. Э., Красный Л. Г.* Акустическая модель респираторного тракта человека // *Акуст. ж.*– 1994.– 40, N 5.– С. 762–767.
9. *Борисюк А. О.* Генерація шуму потоку у трубах за наявності пошкоджень їх стінок // *Доповіді НАН України.*– 1996.– N 11.– С. 66–70.
10. *Chan R.W., Titze I.R., Titze M.R.* Further studies of phonation threshold pressure in a physical model of the vocal fold mucosa // *J. Acoust. Soc. Amer.*– 1997.– 101, N 6.– P. 3722–3727.
11. *Вовк О. И.* Об одном методе оценки акустических шумов, генерируемых потоком жидкости в эластичной трубе со стенозом // *Акуст. вісн.*– 1998.– 1, N 1.– С. 10–16.
12. *Sanaa A. Abdallah, Ned H. C. Hwang.* Arterial stenosis murmurs: An analysis of flow and pressure fields // *J. Acoust. Soc. Amer.*– 1988.– 83, N 1.– P. 318–334.
13. *Grotberg J. B., Gavriely H.* Flutter in collapsible tubes: a theoretical model of wheezes // *J. Appl. Physiol.*– 1989.– 66, N 5.– P. 2262–2273.
14. *Синельников Р. Д.* Атлас анатомии человека.– М.: Медицина, 1979.– 472 с.
15. *Идельчик И. Е.* Справочник по гидравлическим сопротивлениям.– М.: Машиностроение, 1975.– 559 с.
16. *Вовк И. В., Гринченко В. Т., Дахнов С. Л.* Влияние физиологических особенностей дыхательных путей на характеристики шумов дыхания // *Акуст. вісн.*– 1998.– 1, N 3.– С. 14–23.
17. *Вейбель Э. Р.* Морфометрия легких человека.– М.: Медицина, 1970.– 175 с.
18. *Клочков В. П., Козлов Л. Ф., Побывкевич И. В. и др.* Лазерная анемометрия, дистанционная спектроскопия и интерферометрия.– К.: Наук. думка, 1985.– 759 с.
19. *Горлин С. М., Слезингер И. И.* Аэромеханические измерения.– М.: Наука, 1964.– 720 с.
20. *Брэдшоу П.* Введение в турбулентность и ее измерения.– М.: Мир, 1974.– 278 с.
21. *Смоляков А. В., Ткаченко В. М.* Измерение турбулентных пульсаций.– Л.: Энергия, 1980.– 264 с.
22. *Ross D.* Mechanics of underwater noise.– N.Y.: Pergamon press, 1976.– 375 p.

23. *Ringleb T.* Two-dimensional flow with standing vortex in difusers // *Trans. ASME.*– 1960.– s. **D**, N 4.– P. 130–135.
24. Ханжонков В. И. Уменьшение аэродинамического сопротивления отверстий кольцевыми ребрами и уступами / В кн. Промышленная аэродинамика, N 12.– М.: Оборонгиз, 1959.– 181–196 с.
25. Прандтль Г. Гидроаэромеханика.– М.: ГИИЛ, 1953.– 520 с.
26. Фабрикант Н. Я. Аэромеханика.– М.: Гостехиздат, 1964.– 814 с.
27. *Reusch E.* Uber ringbildung in flüssigkeiten // *Ann. Phys. Chem.*– 1860.– **110**, N 6.– P. 309–316.
28. *Roders W. B.* On the formation of rotating rings by air and liquids under certain conditions of discharge // *Amer. J. Sci. Ser. 2.*– 1858.– **26**, N 77.– P. 246–258.
29. Мелешко В. В., Константинов М. Ю. Динамика вихревых структур.– К.: Наук. думка, 1993.– 279 с.
30. *Willmarth W. W., Roos F. W.* Resolution and structure of the wall pressure field beneath a turbulent boundary layer // *J. Fluid. Mech.*– 1965.– **22**, N 1.– P. 91–94.
31. *Corcos G. M.* The resolution of pressure in turbulence // *J. Acoust. Soc. Amer.*– 1963.– **35**, N 2.– P. 192–199.