

# ВЛИЯНИЕ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ОСОБЕННОСТЕЙ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ПУТЕЙ НА ХАРАКТЕРИСТИКИ ШУМОВ ДЫХАНИЯ

И. В. ВОВК, В. Т. ГРИНЧЕНКО, С. Л. ДАХНОВ

*Институт гидромеханики НАН Украины, Киев  
Главный военный клинический госпиталь МО Украины*

*Получено 10.09.98*

Обсуждаются некоторые физиологические особенности дыхательного тракта человека, важные для формирования правильных представлений об источниках дыхательных шумов. Понимание особенностей генерации шумов является необходимым для создания эффективных компьютерных систем регистрации и обработки шумов с целью совершенствования методов диагностики респираторных заболеваний. Существенная зависимость характеристик шумов дыхания от многих параметров предопределяет необходимость документировать эти параметры в процессе измерений. Одним из параметров, часто фиксируемым в процессе измерений, является расход воздуха, измеряемый пневмотахографом. На основании результатов измерений разбросов размеров голосовой щели и оценки разбросов уровня спектра мощности шумов дыхания показано, что поддержание с помощью пневмотахографа одинаковой величины расхода воздуха не гарантирует одинакового уровня мощности шумов дыхания, генерируемых потоком воздуха в области трахеи.

## ВВЕДЕНИЕ

За последние 10 лет наблюдаются интенсивные поиски методов и разработка технических средств объективной регистрации и обработки шумов дыхания человека. Анализ многочисленных публикаций по этой проблеме ([1–5] и библиография в них) позволяет убедиться, что к настоящему времени уже достигнут определенный уровень понимания особенностей генерации дыхательных шумов и выработаны общие требования к блок-схемам и составу электронной аппаратуры, с помощью которых можно достаточно эффективно (а главное объективно) регистрировать шумы дыхания человека. При этом возникает потенциальная возможность зарегистрировать даже слабые отклонения в характеристиках шумов от некоторых стандартных образов. Наличие таких отклонений и определенные их характеристики могут служить признаками заболевания респираторной системы человека, которые обнаруживаются при компьютерном анализе дыхательных шумов. Попытки разработать стандартные образы дыхательных шумов в последнее время предпринимаются во многих медицинских центрах мира. Некоторые результаты таких исследований уже доступны через сеть Интернет [6].

Одной из труднейших проблем при создании компьютерных систем диагностики заболеваний респираторной системы является сильная изменчивость дыхательных шумов при изменении параметров дыхания. При этом в различных условиях многие информативные характеристики дыхательных шумов даже здорового человека могут

существенно отличаться. Это обстоятельство заставляет одновременно с характеристиками дыхательных шумов фиксировать ряд параметров, которые призваны конкретизировать условия измерения. Одним из таких параметров, широко используемым в современной медицинской практике, является интенсивность дыхания или расход воздуха в единицу времени. Эта характеристика дыхательного процесса измеряется пневмотахографом. Показания пневмотахографа дают возможность не только фиксировать временную зависимость расхода воздуха, но и разделять фазу вдоха и выдоха.

Расходные характеристики дыхательного процесса могут быть положены в основу метода нормирования характеристик источника дыхательных шумов. Однако практика использования такого подхода породила ряд критических высказываний (например, [1, 2]), а в некоторых случаях и отказ от его использования [3, 5].

Настоящая работа в определенной мере объясняет причины такого положения дел. При этом обсуждаются некоторые анатомические факторы в строении респираторного тракта человека, учет которых важен для формирования более полного представления об особенностях формирования дыхательных шумов. В первую очередь к таким факторам можно отнести геометрические характеристики верхних дыхательных путей (гортань, трахея). В целом представленные результаты позволяют четко определить место и весомость информации, доставляемой пневмотахографом, для построения алгоритмов обработки шумов, порождаемых в процессе дыхания.

## 1. АНАЛИЗ ПРОБЛЕМЫ

Напомним кратко физические и физиологические основы процесса дыхания человека и связанное с ним шумообразование в респираторном тракте. В фазе вдоха объем грудной полости увеличивается за счет поднятия ребер и опускания диафрагмы (грудобрюшной преграды), вызванные соответствующими мышечными усилиями. При этом воздух из окружающего пространства засасывается через носовое и (или) ротовое отверстия и, проходя далее через гортань и бронхиальное дерево, доставляет свежую порцию кислорода к альвеолам (конечным элементам бронхиального дерева), через стенки которых происходит газообмен в крови. В фазе выдоха ребра опускаются, а диафрагма подымается, в результате чего объем грудной полости уменьшается. При этом отработанный воздух (содержащий повышенное количество окиси углерода) течет по бронхиальному дереву в обратном направлении и в конечном итоге выталкивается в окружающее пространство [7].

Таким образом в носоглотке, гортани и бронхиальном дереве постоянно происходит циклическое движение воздуха, интенсивность которого можно оценить величиной расхода воздуха в единицу времени  $Q(t)$  л/с. Именно эту величину (и ее изменение во времени) регистрирует и отображает в виде графика пневмотахограф, при использовании которого в рот человека вводят гибкую трубку, через которую он дышит и которая канализирует поток воздуха к измерительным датчикам. В качестве примера на рис. 1 изображены зависимости величины  $Q(t)$  от времени для здорового человека и больного астмой, полученные с помощью пневмотахографа. Как видно, функция  $Q(t)$  может иметь достаточно сложный характер и существенные отличия в фазах вдоха и выдоха. Сравнивая кривые на рис. 1, нетрудно убедиться в том, что функция  $Q(t)$  может иметь самостоятельное диагностическое значение. Однако мы не будем останавливаться на этом аспекте, а попытаемся ответить на следующий вопрос: насколько данные, полученные с помощью пневмотахографа, являются существенными для характеристики энергетики источника дыхательных шумов.

Во-первых, важно отметить, что синхронные записи фонограммы шумов дыхания  $F(t)$  и функции  $Q(t)$  позволяют изучать шумы дыхания (и их спектральные характеристики) отдельно в фазе вдоха и выдоха. Существенные различия в характеристиках дыхательных шумов в этих двух фазах, как показано в [5, 8, 9], могут быть использованы при разработке диагностических при-

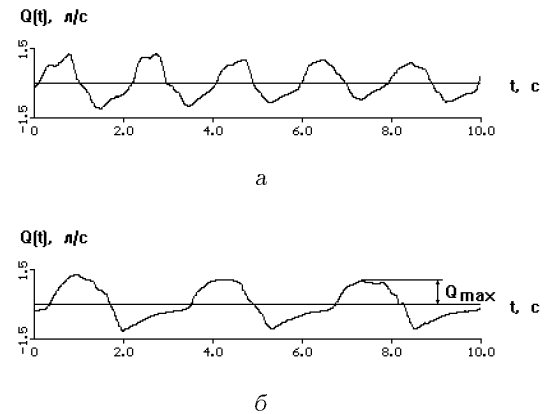


Рис. 1. Временная зависимость расхода воздуха при дыхании:

а – здорового человека; б – больного человека

знаков патологий респираторной системы. Во-вторых, максимальное значение расхода воздуха  $Q_{max}$  (см. рис. 1), которое поддерживается во время регистрации дыхательных шумов, также представляется важной характеристикой дыхательного цикла, так как экспериментально установлено, что акустическая мощность и характер дыхательных шумов зависят от интенсивности дыхания, т.е. от величины  $Q_{max}$  [1, 8].

Этот факт качественно легко объясняется в рамках существующих представлений о механизме гидродинамического шумообразования. Действительно, хорошо известно [10], что при движении жидкости или газа в трубах с нерегулярностями<sup>1</sup> поток при определенной скорости начинает турбулизоваться, возникают пульсации давления и, как следствие, генерируется звук шумового характера. Гортань и бронхиальное дерево как раз и изобилуют различного рода нерегулярностями. В частности, в них имеются скачки сечения (голосовая щель и сочленения между ветвями), разветвления (бифуркации) и изменения направления ветвей [11]. Чрезвычайная сложность структуры респираторной системы человека обуславливает сложность проблемы, связанной с локализацией источников шумов дыхания. Однако с большой долей вероятности можно утверждать, что основной вклад в энергию шумообразования (по крайней мере у здоровых людей) вносит турбулизация потока воздуха в области, прилегающей к голосовой щели, и возможно некоторый небольшой вклад вносит турбулизация потока в первых трех – пяти

<sup>1</sup>Под нерегулярностью понимается изменение сечения трубы, ее изгиб, разветвление и т. д.

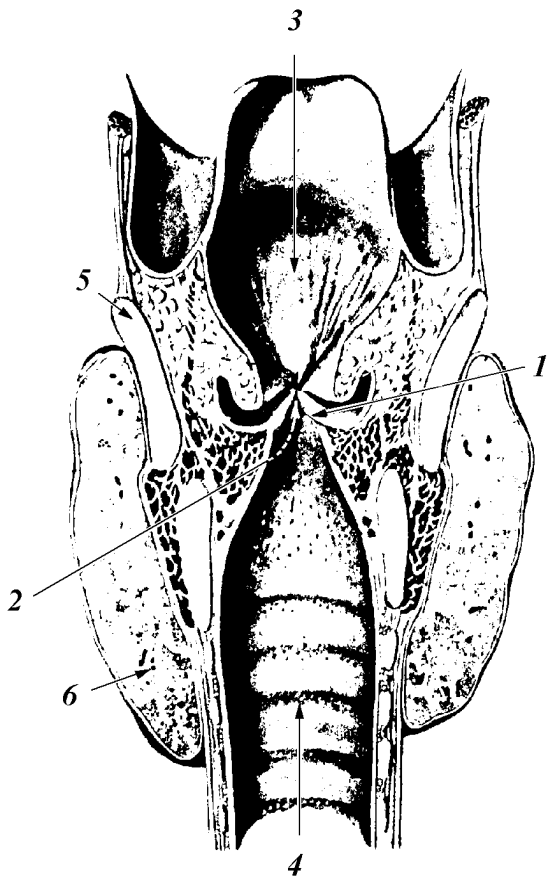


Рис. 2. Полость гортани (фронтальный разрез через средние отделы голосовых связок):

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

поколениях<sup>2</sup> бронхиального дерева. Это объясняется тем, что голосовая щель (рис. 2) является наиболее узким местом бронхиального дерева (в режиме нормального дыхания сечение голосовой щели  $S_{щ}$  составляет в среднем около  $0.54 \text{ см}^2$ , в то время как сечение трахеи примерно  $2.5 \text{ см}^2$ , а суммарное сечение бронхов  $S_z$  в каждом поколении вплоть до третьего<sup>3</sup> составляет не менее

<sup>2</sup>Бронхиальное дерево обычно рассматривается как система разветвляющихся поколений, порядок которых обозначается буквой  $z$ . При этом трахея соответствует поколению  $z=0$ , бронхи –  $z=1$  и т. д. Таким образом, число ветвей  $n(z)$  в поколении  $z$  будет равно  $n(z)=2^z$ . У человека насчитывается 23 поколения [11].

<sup>3</sup>До третьего поколения суммарное сечение бронхов в каждом последующем поколении несколько уменьшается и может быть определено эмпирической формулой  $S_z=2.54 \exp(-0.083z)$ . После третьего поколения суммарное сечение бронхов в каждом последующем поколении очень быстро увеличивается, так что  $S_z=1.32 \exp((0.1070 - 0.0125z)z)$  [11].

$2 \text{ см}^2$  [11, 12]. Поэтому именно в голосовой щели достигается самая высокая скорость потока воздуха при дыхании. При этом в фазе вдоха скоростной поток, образовавшийся в голосовой щели, вдувается в трахею, а в фазе выдоха в носоглотку.

Учитывая, что при спокойном дыхании величина  $Q_{max} \approx 0.5-1.0 \text{ л/с}$ , нетрудно оценить максимальную скорость потока воздуха в голосовой щели. Она составляет  $V_{max} = Q_{max}/S_{щ} \approx 10-20 \text{ м/с}$ , что обуславливает значения чисел Рейнольдса  $Re \approx 5000-10000$ . Напомним, что турбулизация в гладких трубах без нерегулярностей начинает возникать при  $Re \geq 2400$  [10]. Поэтому прошедший голосовую щель поток интенсивно турбулизируется и часть его кинетической энергии преобразуется в звуковую энергию. Учитывая также, что акустическая мощность  $W$ , генерируемая потоком, примерно пропорциональна скорости потока  $V$  в степени 2.2 [13], предположение об определяющей роли потока воздуха, протекающего через голосовую щель, в создании феномена дыхательных шумов вполне оправдана.

Проведенный выше анализ понадобился нам также и для того, чтобы еще раз убедиться в том, сколь, казалось бы, важно проводить измерения величины  $Q(t)$  в процессе регистрации шумов дыхания. Учитывая отмеченную чувствительность механизма шумообразования к изменению параметров дыхания, именно величину расхода воздуха следует сохранять постоянной при проведении сравнительного анализа различных записей дыхательных шумов. К сожалению, более глубокий анализ показывает, что использование этого параметра в указанных целях связано со следующим, вольным или невольным заблуждением, бытующим в практике регистрации и анализа дыхательных шумов. Авторы большинства работ, посвященных изучению шумов дыхания, обычно предполагают, что поддержание одинакового значения  $Q_{max}$  в процессе регистрации шумов дыхания у разных людей обеспечивает одинаковые условия для генерации шумов, и, следовательно, одинаковый уровень их акустической мощности. Если это так, то вполне правомерно проводить сравнительный анализ шумов дыхания, зарегистрированных у здоровых людей и у людей с разными заболеваниями, если при регистрации обеспечивалось одинаковое значение  $Q_{max}$ .

Однако такое предположение не подтверждается анализом данных о геометрических размерах элементов респираторного тракта человека. Во-первых, площадь голосовой щели во время акта дыхания у разных людей неодинакова. Неодинаковы и площади поперечного сечения трахеи, брон-

хов и т.д. Как указано в фундаментальной монографии [14], даже в покое (при задержанном дыхании) площадь голосовой щели у разных субъектов может отличаться в полтора раза. Кроме этого, площадь поперечного сечения трахеи существенно зависит от возраста и пола. Так, у ребенка на протяжении от 1 года до 15 лет сечение трахеи изменяется от  $0.38 \text{ см}^2$  до  $1.4 \text{ см}^2$ , т.е. в 3.7 раза. У взрослых женщин сечение трахеи колеблется от  $1.3 \text{ см}^2$  до  $2.0 \text{ см}^2$ , а у мужчин – от  $2.0 \text{ см}^2$  до  $3.8 \text{ см}^2$ . Во-вторых, важным является также и то, что в фазе вдоха сечение трахеи примерно на 12 процентов больше, чем в фазе выдоха. А при некоторых условиях (например, при кашле) сечение трахеи может уменьшаться в 1.3–2.0 раза. Поэтому скорость потока воздуха (в первую очередь в зоне голосовой щели), а, следовательно, и акустическая мощность, генерируемая потоком, у разных людей будет разной даже если при регистрации шумов дыхания и обеспечивалось одинаковое значение  $Q_{max}$ .

Изложенные выше соображения фактически показывают, что данные, доставляемые пневмотахографом, хотя и являются существенными в процессе диагностирования заболеваний респираторного тракта, но все же не могут служить основой для нормировки при измерении дыхательных шумов. Скорости потока воздуха в характерных сечениях гортани, т.е. те характеристики, которые действительно определяют мощность звуковых источников, могут существенно отличаться при одном и том же значении расхода. В связи с этим представляется весьма важным ответить прежде всего на следующие вопросы:

- каковы реальные вариации (разбросы) площади голосовой щели во время акта дыхания и отличаются ли они в фазе вдоха и выдоха;
- каковы вариации акустической мощности дыхательных шумов при неизменном значении  $Q_{max}$ .

Именно эти вопросы стимулировали нас к выполнению следующих работ:

- экспериментальные исследования формы и площади голосовой щели;
- анализ имеющихся в литературе количественных данных, касающихся уровней акустической мощности дыхательных шумов, которые регистрировались в условиях строгого контроля величины  $Q_{max}$ .

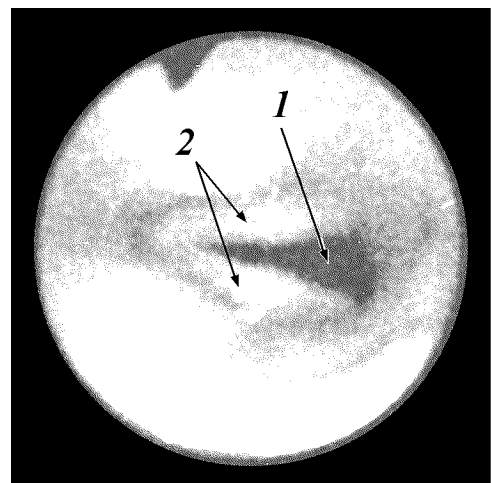
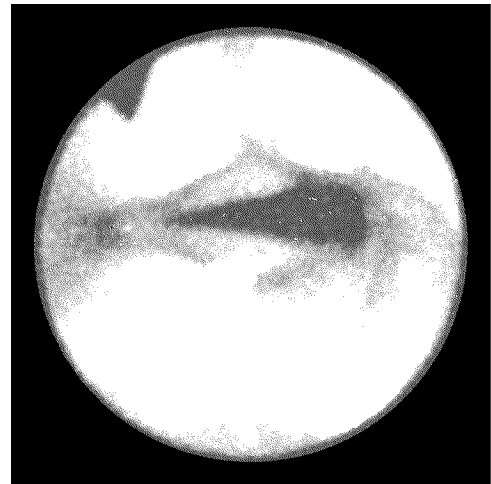
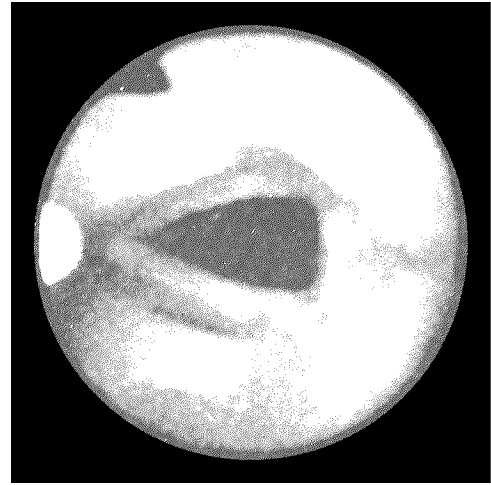


Рис. 3. Примеры формы голосовой щели в фазе вдоха:  
1 – голосовая щель; 2 – голосовые связки



вой щели сугубо индивидуальны для каждого человека. В принципе, этого и следовало ожидать, поскольку эти морфологические характеристики в совокупности с естественным диапазоном возможных натяжений голосовых связок (который, по видимому, также индивидуален) и определяют богатство и неповторимость тембровой окраски голоса конкретного человека. В процессе экспериментов выяснилось, что форма и размеры голосовой щели существенно отличаются в фазах вдоха и выдоха (рис. 4). Этот факт, как нам кажется, может в недалеком будущем в значительной мере повлиять на тактику проведения регистрации шумов дыхания и методы их обработки.

В табл. 1 приведены полученные результаты измерений и некоторые статистические оценки. Как видно, среднее значение площади голосовой щели  $\bar{S}_{щ}$  в фазе вдоха составляет в проведенных измерениях  $0.52 \text{ см}^2$ , что очень близко к упомянутому ранее значению  $0.54 \text{ см}^2$ , приведенному в [12]. Вместе с этим наши результаты убедительно показывают, что разброс площади голосовой щели в фазе вдоха очень велик и отношение максимального значения площади щели к минимальному для данной выборки составляет не менее трех. В фазе выдоха значение площади голосовой щели в среднем в 2 раза меньше, чем в фазе вдоха. Обращает на себя внимание также то, что разброс площади голосовой щели в фазе выдоха почти в 1.7 раза больше, чем в фазе вдоха.

## 2.2. Оценка разбросов уровней спектральной мощности шумов дыхания

Для оценки естественных разбросов уровней спектральной мощности дыхательных шумов (при условии строго фиксированного значения  $Q_{max}$ ) воспользуемся экспериментальными данными, полученными с помощью специальной автоматической аппаратуры и приведенными в одной из наиболее интересных и насыщенных фактическим материалом работе [16]. В частности, в этой работе приведены интегральные уровни спектральной мощности шумов дыхания  $W^i(Q_{max})$  пяти здоровых добровольцев в полосе частот 600–1300 Гц, зарегистрированных датчиком, закрепленным на шее на уровне щитовидного хряща (cartilago thyroidea), при двух строго фиксированных значениях  $Q_{max}$ , равных 0.2 и 0.4 л/с. К сожалению, площади голосовых щелей у этих добровольцев измерены не были. На базе этих данных нами построены соответствующие графики (рис. 5) и выполнена их статистическая обработка (см. табл. 2).

Анализ полученных результатов позволяет сде-

Табл. 1. Статистические данные о размерах голосовой щели

ФАЗА ДЫХАНИЯ	вдох	выдох
Среднее значение площади голосовой щели, $\text{см}^2$	0.52	0.257
Отношение максимального значения площади голосовой щели к минимальному	3.04	5
Стандартное отклонение выборки	0.176	0.21

Табл. 2. Статистические данные о шумах дыхания

ФАЗА ДЫХАНИЯ	вдох		выдох	
	$Q_{max}$ , л/с			
Максимальный разброс уровней мощности $\beta = \frac{W_{max}^i(Q_{max})}{W_{min}^i(Q_{min})}$	4.0	11.7	1.38	3.3
Среднее значение мощности $W_{cp}^i(Q_{max})$ , дБ	-59	-52	-62.3	-53
Коэффициент роста мощности $\gamma = \frac{W_{cp}^i(Q_{max=0.4})}{W_{cp}^i(Q_{max=0.2})}$	5		8	
Ожидаемый показатель степени $\alpha$ в формуле $W^i(Q_{max}) \sim v^\alpha$ в диапазоне $0.2 \leq Q_{max} \leq 0.4$	2.3		3	

лать весьма определенные заключения. Прежде всего имеет место большой разброс уровней спектральной мощности шумов дыхания. Например, отношение  $\beta$  максимальной мощности к минимальной в фазе вдоха при  $Q_{max} = 0.4$  л/с может превосходить 10. При этом в фазе вдоха разброс значений  $W^i(Q_{max})$  больше, чем в фазе выдоха. Кроме того, разброс растет с увеличением значения ин-

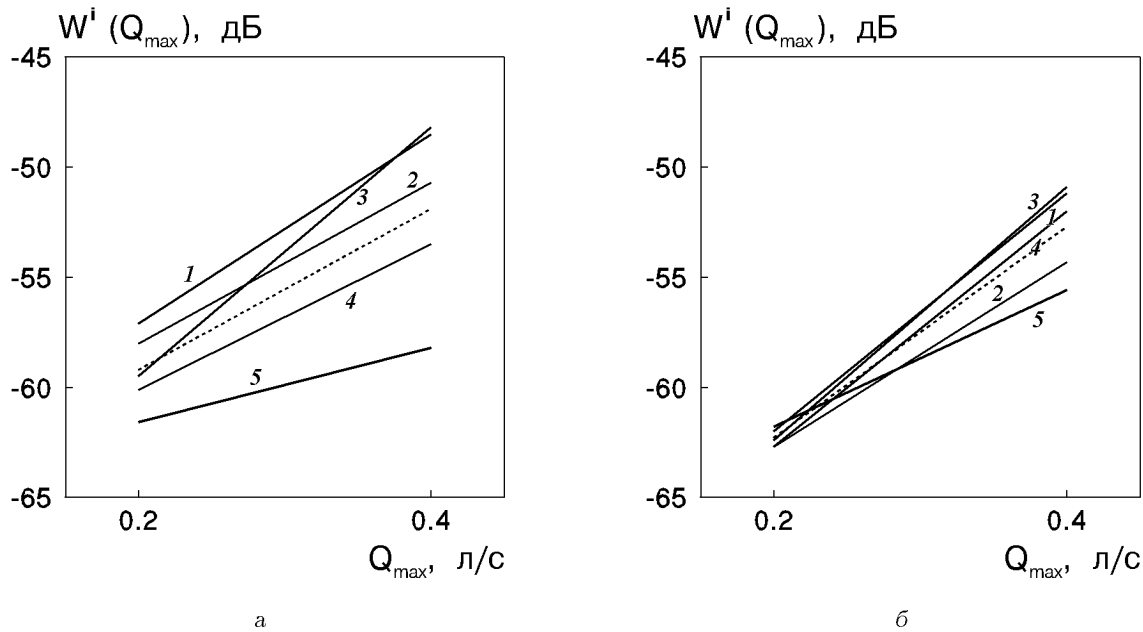


Рис. 5. Интегральные уровни спектральной мощности шумов дыхания здоровых людей в полосе 600–1300 Гц:

а – в фазе вдоха; б – в фазе выдоха;

1–5 – номер добровольца; штриховая – средние значения

тенсивности дыхания, т. е. с увеличением величины расхода  $Q_{max}$ . Заметим, что anomalно низкий разброс значений  $W^i(Q_{max}=0.2)$  в фазе выдоха можно объяснить тем, что здесь абсолютные значения мощности дыхательных шумов очень малы и, по-видимому, сравнимы с мощностью шумов входных цепей электронных усилителей и мощностью шумов, обусловленных микросейсмикой (вибрации помещения, дрожание мускулатуры, кожного покрова и т.д.). Поэтому общий уровень шума здесь уже не определяется мощностью шумов дыхания, а определяется мощностью шумов указанных помех. Это предположение стало бы более обоснованным, если бы в работе [16] были приведены уровни мощности шумов помех, которые элементарно измеряются при задержанном дыхании (т. е. при  $Q_{max}=0$ ).

Из рис. 5 также следует, что в среднем уровень мощности шумов дыхания в фазе вдоха несколько выше, чем в фазе выдоха (примерно на 1–3 дБ). На наш взгляд, здесь наиболее вероятна следующая причина. Как указывалось в [16], микрофон располагался на поверхности шеи где-то на уровне щитовидного хряща. Поэтому не исключено, что шум, генерируемый турбулентным потоком в трахее (при вдохе), достигает щитовидного хряща с меньшими энергетическими потерями, чем шум, генерируемый потоком в преддверии горта-

ни и носоглотки (при выдохе), ткани которых более массивные и более жесткие по сравнению с тканями трахеи. В целом эти различия естественно истолковать как указание на то, что источники шумов сосредоточены в разных местах при вдохе и выдохе.

И наконец, основываясь на данных табл. 2, можно ответить еще на один вопрос, а именно: какова функциональная связь между средней скоростью потока в голосовых связках и мощностью генерируемого им шума? Выше мы уже приводили данные из [13], где установлено, что при обтекании потоком сферического микрофона имеет место соотношение  $W \equiv V^\alpha$  (здесь  $V$  – скорость потока,  $\alpha = 2.2$ ). Оценки, основанные на результатах, приведенных на рис. 5 и в табл. 2, показывают, что в фазе вдоха  $\alpha \approx 2.3$ , а в фазе выдоха  $\alpha \approx 3.0$ . Как видно, эти оценки в принципе удовлетворительно согласуются с оценкой в [13]. Что же касается разницы в значениях  $\alpha$  при вдохе и выдохе, то очевидной причиной этого является то, что размеры голосовой щели в фазе вдоха и выдоха неодинаковы (этот факт отмечен выше), и несмотря на то, что в процессе эксперимента поддерживалось одинаковое значение  $Q_{max}$ , фактическое значение скорости потока в голосовой щели при выдохе и вдохе были разные. Поэтому рост показателя  $\alpha$  в фазе выдоха кажущийся, и элементарные выкладки по-

эволюют легко убедиться, что площадь голосовой щели в фазе выдоха должна составлять в среднем 0.59 от площади голосовой щели в фазе вдоха (как установлено нами выше, см. табл. 1, это отличие в приведенных экспериментальных данных фактически составляет 0.495, что вполне хорошо согласуется).

Теперь перейдем к анализу количественных данных о шумах дыхания, полученных в [16], для 13 больных со стенозами трахеи, возникшими за счет появления опухолей (adenocarcinoma, papillary adenoma) на стенках трахеи. Предварительно все эти больные были тщательно исследованы с помощью бронхоскопа, что позволило установить размеры минимального поперечного сечения трахеи<sup>4</sup> в области стеноза  $s_{ст}$ . Регистрация шумов дыхания проводилась только в фазе вдоха при  $Q_{max}=0.2$  л/с. На рис. 6 представлена зависимость интегрального (в полосе 600–1300 Гц) уровня спектральной мощности  $W^i(Q_{max})$  от величины  $\bar{s}=s_{ст}/\bar{s}_{щ}$ , где  $\bar{s}_{щ}$  – среднее значение площади голосовой щели, равное  $0.54$  см<sup>2</sup>.

Как и следовало ожидать, в целом величина  $W^i(Q_{max})$  имеет тенденцию увеличиваться с уменьшением просвета в области стеноза. В то же время хорошо видно, что эта тенденция прекрасно выражена в области  $\bar{s}<1.0$  и весьма слабо в области  $\bar{s}>1.0$ . Причина этого, как нам представляется, заключается в следующем. Как уже говорилось выше, наиболее узким местом дыхательных путей человека является голосовая щель, в области которой происходит интенсивная турбулизация потока воздуха при акте дыхания и эффективное преобразование энергии потока в акустическую энергию шума. Совершенно очевидно, что при наличии стеноза трахеи уже будут два узких места. Поэтому процесс турбулизации потока и генерации им звука существенным образом усложнится. Уровни спектральной мощности шумов будут зависеть как от отношения  $s_{ст}/s_{щ}$ , так и от расстояния между голосовой щелью и местом стеноза. В настоящее время не существует каких-либо физических и математических моделей для описания потоков в гортани и трахеи, которые позволили бы адекватно описать процесс движения воздуха в них и дать количественные оценки возникающего при этом акустического шума. Тем не менее, следует ожидать, что при  $\bar{s}<1.0$  определяющую роль в шумообразовании будет играть стеноз, а при  $\bar{s}>1.0$  – голосовая щель. Именно поэтому в

<sup>4</sup>К сожалению, авторы работы [16] ограничились только измерениями площадей стеноза и не провели измерения площадей голосовых щелей у этих больных, а также расстояний между местом стеноза и голосовой щелью.

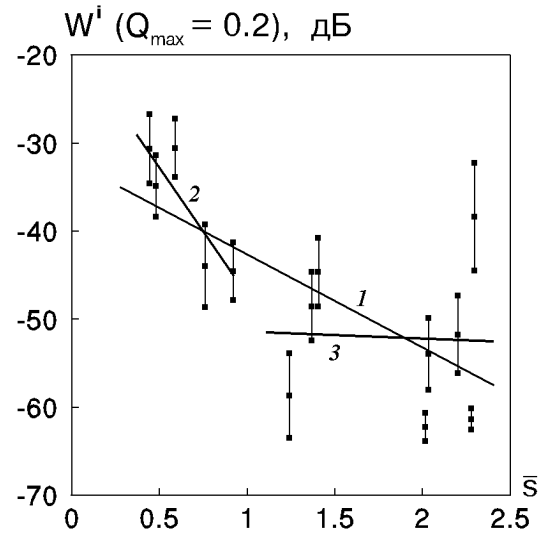


Рис. 6. Интегральные уровни спектральной мощности шумов дыхания больных со стенозом трахеи в полосе 600–1300 Гц при  $Q_{max}=0.2$  л/с в фазе вдоха:

- 1 – функция линейной регрессии для всех 13 больных;
- 2 – функция линейной регрессии для 5 больных, попадающих в зону  $\bar{s}<1.0$ ;
- 3 – функция линейной регрессии для 8 больных, попадающих в зону  $\bar{s}>1.0$

области  $\bar{s}<1.0$  (см. рис. 6) наблюдается четкая тенденция увеличения  $W^i(Q_{max})$  с уменьшением  $\bar{s}$ , в то время как в области  $\bar{s}>1.0$  эта тенденция выражена весьма и весьма слабо.

Чтобы количественно охарактеризовать связь  $W^i(Q_{max})$  с  $\bar{s}$ , нами был проведен корреляционный [17] анализ данных, приведенных на рис. 6. В частности, принимая гипотезу о линейности связи, были определены параметры линейной регрессии  $W^i(Q_{max})=a+b\bar{s}$  и коэффициент детерминации  $r^2$  (квадрат коэффициента корреляции)<sup>5</sup>. С учетом данных о всех 13-ти больных было определено, что  $a=-31.87$ ,  $b=-19.4$ ,  $r^2=0.47$  (на рис. 6 функция линейной регрессии обозначена цифрой 1). Как видно, коэффициент детерминации имеет сравнительно низкое значение и разумно предположить, что причиной этого является большой разброс  $W^i(Q_{max})$  в области  $\bar{s}>1.0$ , вызванный большим разбросом площади голосовой щели, которая, в отличие от площади стеноза, не определялась. Чтобы проверить это предположение, мы оценили параметры регрессии и коэффициент детерминации отдельно для областей  $\bar{s}<1.0$

<sup>5</sup>Величина  $r^2$  определяет, какая доля дисперсии  $W^i(Q_{max})$  внесена линейной зависимостью от  $\bar{s}$  [17].



и  $\bar{s} > 1.0$ . В результате было получено: для  $\bar{s} < 1.0 - a = -17.4, b = -56.3, r^2 = 0.78$  (прямая 2 на рис. 6), а для  $\bar{s} > 1.0 - a = -51.4, b = -0.99, r^2 = 0.0008$  (прямая 3).

Таким образом, очевидно, что в зоне  $\bar{s} < 1.0$  основной вклад в энергию шумов дыхания действительно вносит турбулизация потока воздуха в зоне стеноза трахеи, в связи с чем связь между  $W^i(Q_{max})$  и  $\bar{s}$  близка к детерминированной. В противовес этому, при  $\bar{s} > 1.0$  основной вклад в энергию шумов дыхания явно вносит турбулизация потока в зоне голосовой щели. А поскольку естественный разброс площади голосовой щели достаточно велик, то связь  $W^i(Q_{max})$  и  $\bar{s}$  оказалась очень слабой. Заметим, что если бы авторы работы [16] измерили площадь голосовой щели, а в зоне  $\bar{s} > 1.0$  по оси абсцисс заменили масштаб  $\bar{s} = s_{ст}/\bar{s}_{щ}$  на  $\bar{s}_1 = s_{щ}/\bar{s}_{щ}$  (здесь  $s_{щ}$  - значение площади голосовой щели у конкретного пациента), то получилась бы достаточно детерминированная связь между  $W^i(Q_{max})$  и  $\bar{s}_1$ .

### 3. ОБСУЖДЕНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ

Приведенные данные показывают, что размеры и форма голосовой щели при спокойном дыхании являются индивидуальными характеристиками каждого человека как в фазе вдоха, так и в фазе выдоха. Даже сравнительно небольшая выборка (всего 11 человек) показала, что величина площади голосовой щели у разных людей может отличаться в фазе вдоха как минимум в три раза, а в фазе выдоха в пять раз. Следовательно, при одном и том же значении  $Q_{max}$  скорость потока воздуха  $V_{max}$  в голосовой щели у разных людей также может отличаться на вдохе в три раза, а на выдохе в пять раз. Учитывая, что мощность звука, генерируемого турбулентным потоком, пропорциональна скорости потока в степени  $\sim 2.3$ , теоретически можно ожидать более чем десятикратного отличия в уровнях спектра мощности шумов дыхания у разных людей при условии поддержания одинакового значения  $Q_{max}$ . Эта оценка хорошо согласуется с данными работы [16], фрагменты которых приведены в табл. 2. Как видно, результаты измерений уровней спектров мощности шумов дыхания на выборке из пяти здоровых человек показали, что акустическая мощность дыхательных шумов у разных людей действительно может отличаться в 10 раз.

Таким образом, поддержание с помощью пневмотахографа одинакового значения  $Q_{max}$  в процессе регистрации дыхательных шумов у разных

людей не может гарантировать одинаковую скорость потока воздуха в их голосовых щелях, а следовательно, и одинаковую акустическую мощность их шумов дыхания. Тем не менее, принципиально это затруднение можно преодолеть, если у каждого человека перед регистрацией шумов дыхания определять с помощью бронхоскопа площадь голосовой щели. Тогда легко можно рассчитать для каждого человека такое свое значение  $Q_{max}$ , которое обеспечивало бы одинаковую скорость потока воздуха в их голосовых щелях и соответственно одинаковую акустическую мощность их шумов дыхания. В этом случае сопоставительный анализ спектральных характеристик дыхательных шумов, зарегистрированных у разных людей, более правомерен. К сожалению, ларингоскопия связана с весьма неприятными ощущениями и не может быть использована без крайней необходимости даже для больных, не говоря уже о здоровых людях.

Вместе с этим, пневмотахограф вполне может быть использован при регистрации шумов дыхания для определения фазы дыхания (вдох – выдох), что весьма важно при обработке шумов дыхания [5, 9]. Однако нужно помнить, что существует ряд негативных обстоятельств, связанных с применением пневмотахографов. Прежде всего, это необходимость дышать только через рот, что весьма затруднительно для ослабленных больных. Далее, чтобы дышать через пневмотахограф, пациент должен прикладывать значительно большие усилия [1], чем те, которые он прикладывает при естественном дыхании через рот. А это, в свою очередь, может внести свои коррективы в акустическую мощность дыхательных шумов и их характер. И наконец, чтобы поддерживать заданное значение  $Q_{max}$  в процессе регистрации шумов дыхания человек должен пройти определенную тренировку, что не всегда выполнимо. Поэтому некоторые исследователи отказываются от использования пневмотахографа при регистрации шумов дыхания даже для определения фазы дыхания и вместо него используют расположенный вблизи носовых отверстий миниатюрный микрофон и дополнительный электронный усилитель [5]. За счет разного характера турбулизации потока воздуха, обтекающего микрофон при вдохе и выдохе, на выходе микрофона создаются разного характера электрические сигналы, которые в конечном итоге и обеспечивают возможность разделения фазы вдоха и выдоха.

В заключение следует указать на одну возможность использования пневмотахографа с целью контроля  $Q_{max}$  при регистрации шумов дыхания.

Представляется, по крайней мере теоретически, разумным это делать при длительном наблюдении за здоровьем только конкретного взрослого человека. Регистрируя периодически его шумы дыхания при одинаковом значении  $Q_{max}$  и сравнивая ретроспективно полученные результаты, можно оценивать динамику развития болезни и выздоровления, а также следить за состоянием здоровья (мониторинг) в течение больших отрезков жизни. Однако при этом нужно быть уверенным, что с возрастом размеры голосовой щели не будут изменяться.

## ВЫВОДЫ

1. Проведены экспериментальные исследования размеров голосовой щели на 11-ти здоровых добровольцах. При этом установлено, что:
  - размеры и форма голосовой щели являются сугубо индивидуальными характеристиками каждого человека как в фазе вдоха, так и в фазе выдоха;
  - площадь голосовой щели в фазе вдоха в среднем в два раза больше, чем в фазе выдоха;
  - разбросы размеров голосовой щели весьма велики; отношение максимального значения площади голосовой щели к минимальному в фазе вдоха может достигать 3, а в фазе выдоха – 5.
2. Проведен (по литературным данным) анализ интегрального уровня спектральной мощности шумов дыхания. Показано, что:
  - уровни спектральной мощности имеют очень большие разбросы, которые увеличиваются с ростом интенсивности дыхания; в частности в фазе вдоха отношение максимального значения уровня спектральной мощности к минимальной может достигать 10–11;
  - мощность шумов дыхания в области голосовых связок пропорциональна скорости потока воздуха в степени 2.3.
3. Проведенный анализ позволяет сформулировать более обоснованное мнение об эффективности пневматомографа при регистрации шумов дыхания и представление о способах использования данных измерений характеристик дыхания с его помощью.
4. Полученные экспериментальные данные о физиологических особенностях строения элементов респираторной системы человека вскрывают важный аспект общей проблемы построения методов компьютерной диагностики заболеваний этой системы. Высокий уровень разброса параметров дыхательной системы существенно затрудняет создание единого акустического образа (портрета) дыхательных шумов здорового человека, не говоря уже об акустических портретах отдельных типов заболеваний.

1. *Mussell M. J.* The need for standards in recording and analysing respiratory sounds // *Med. Biol. Eng. Comput.*– 1992.– **30**.– P. 129–139.
2. *Mussell M. J., Nakazono Y., Miyamoto Y.* Effect of air flow and flow transducer on tracheal breath // *Med. Biol. Eng. Comput.*– 1990.– **28**.– P. 550–554.
3. *Showdhury S. K., Majumder A. K.* Frequency analysis of adventitious lung sounds // *J. Biomed. Eng.*– 1982.– **4**.– P. 305–312.
4. *Baughman R. P., Loudon R. G.* Quantization of wheezing in acute asthma // *Chest*.– 1984.– **5**.– P. 718–722.
5. *Вовк И. В., Дахнов С. Л., Крижановский В. В., Олійник В. Н.* Возможности и перспективы диагностики легочных патологий с помощью компьютерной регистрации и обработки шумов дыхания // *Акустичний вісник*.– 1998.– N 2.– С. 3–16.
6. [http://www.umanitoba.ca/faculties/medicine/ILSA/sounds/b\\_breath.ram](http://www.umanitoba.ca/faculties/medicine/ILSA/sounds/b_breath.ram)
7. *Большая Советская Энциклопедия.* Т. 15.– М.: Изд-во БСЭ, 1975. С. 331–337.
8. *Charbonneau G., Racineux J. L., Subraud M., Tuchais E.* An accurate recording system and its use in breath sound spectral analysis // *J. Appl. Physiol.*– 1983.– **55**.– P. 1120–1127.
9. *Pasterkamp H.* Neue entwicklungen und erkenntnisse bei der erforschung von atemgeräuschen // *Pneumologich.*– 1992.– **46**.– P. 602–611.
10. *Федяевский К. К., Войткунский Я. И., Фадеев Ю. И.* Гидромеханика.– Л.: Судостроение, 1968.– 568 с.
11. *Вейбель Э. Р.* Морфометрия легких человека.– М.: Медицина, 1970.– 175 с.
12. *Wodicka G. R., Stevens K. N., Golub H. L., Cravalho E. G., Shannon D. S.* Model of acoustic transmission in the respiratory system // *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*– 1989.– **36**.– P. 925–934.
13. *Ross D.* Mechanics of underwater noise.– New York: Pergamon press, 1976.– 375 p.
14. *Человек. Медико-биологические данные.* Международная комиссия по радиологической защите. Публикация 23.– М.: Медицина, 1977.– 496 с.
15. *Prakash U. B. S.* Bronchoscopy.– New York: Raven press, 1994.
16. *Makoto Yonemaru, Koji Kikuchi, Masaaki Mori et al* Detection of tracheal stenosis by frequency analysis of tracheal sounds // *J. Appl. Physiol.*– 1993.– **75**.– P. 605–612.
17. *Бендат Дж., Пирсол А.* Применение корреляционного и спектрального анализа.– М.: Мир, 1983.– 312 с.