

## О ДАЛЬНОМЕТРИИ ИСТОЧНИКОВ СВИСТЯЩИХ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ЗВУКОВ В ЛЕГКИХ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ИНТЕНСИМЕТРИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКЕ СИГНАЛОВ, ЗАРЕГИСТРИРОВАННЫХ НА ПОВЕРХНОСТИ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ

© 2016 г. В. И. Коренбаум\*, А. А. Тагильцев\*, С. В. Горовой\*\*, А. Д. Ширяев\*, А. Е. Костив\*

\*Тихоокеанский океанологический институт им. В.И. Ильичева ДВО РАН  
690041 Владивосток, ул. Балтийская 43

\*\*Дальневосточный федеральный университет  
690950 Владивосток, ул. Суханова 8

E-mail: v-kor@poi.dvo.ru

Поступила в редакцию 24.12.2014 г.

Получен набор уравнений для определения расстояния от поверхности грудной клетки до источников свистящих звуков различного типа (монополь, диполь, поперечный квадруполь) в легких человека. При пробной реализации экспериментально определены анатомически правдоподобные оценки расстояний до источников свистящих звуков частотного диапазона 100–550 Гц. Продемонстрирована возможность разрешения расстояний до источников свистящих звуков с различными пиковыми частотами. Проанализированы основные ограничения способа.

*Ключевые слова:* интенсивметрия, дыхательные шумы, свисты, источники, диполь, квадруполь, монополь, расстояние, грудная клетка, моделирование.

DOI: 10.7868/S0320791916050051

### ВВЕДЕНИЕ

Локализация источников дополнительных дыхательных шумов (свистящие и шелкающие звуки) в легких человека – актуальная для медицинской диагностики задача, которая, как правило, не может быть решена с помощью современных методов томографии легких (рентгеновской, магнито-резонансной, позитронно-эмиссионной, ультразвуковой) [1]. Для отображения дополнительных дыхательных шумов в легких человека в настоящее время применяется лишь картирование мест их регистрации на поверхности грудной клетки [1, 2]. Задача определения местоположения источников или приемников излучения классически решается в навигации угломерным или дальномерным методами. При попытках трехмерной локализации источников свистящих звуков (свистов) в легких человека пока нашли применение варианты первого из этих методов [3, 4]. Использование интенсивметрического подхода к обработке дыхательных звуков, регистрируемых на поверхности грудной клетки, открывает возможность применения дальномерного метода [5, 6]. Целью настоящей работы является углубление представлений о дальнометрии источников свистящих дыхательных звуков в легких человека при интенсивметрической обработке сигналов, зарегистрированных на поверхности грудной клетки.

### 1. АКУСТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ

Идеи определения дальности до точечного источника звука в однородной среде по отношению вещественной и мнимой частей взаимного спектра звукового давления и колебательной скорости при не слишком больших в волновом смысле удалениях от источника высказывались и ранее [7]. Однако дыхательные звуки регистрируются на поверхности грудной клетки человека. Это приводит к существенному усложнению задачи.

Рассматриваемая акустическая система ограничена поверхностью грудной клетки. Внутренняя часть грудной клетки заполнена сложной средой, основным компонентом которой является паренхима легких. Последняя может быть представлена как смесь микропузырьков и водоподобной ткани, т.е. среды, в которой скорость звука для продольной волны определяется сжимаемостью воздуха в пузырьках и плотностью тканей (близкой к воде). В результате скорость звука в изолированной паренхиме легких имеет низкое значение порядка 20–30 м/с [8]. При скорости звука в паренхиме легких 30 м/с длина продольной звуковой волны с частотой 300 Гц составит около 10 см. Поскольку поперечник грудной клетки составляет порядка 30 см, рассматриваемая акусти-

ческая система имеет ограниченные волновые размеры.

Что касается источников рассматриваемых звуков, то большинство известных моделей формирования свистящих дыхательных звуков (свистов), за исключением, пожалуй, динамического флаттера [9], предсказывают генерацию свистов в достаточно ограниченной по длине дыхательного пути области (модели срыва вихрей на бифуркациях бронхиального дерева [10, 11], сужении сечения [12] или автоколебания смыканий слизистой оболочки бронха [13]), составляющей по порядку 1 см. Диаметр дыхательных путей (кроме трахеи), в которых наиболее вероятно образование свистов, находится в пределах 2–10 мм. Поэтому при длине волны 10 см (300 Гц) источник свистов может рассматриваться в волновом смысле как точечный при распространении от него звуковой волны по паренхиме легких (структурное проведение [6]) в диапазоне частот, по крайней мере, до 300 Гц. Насколько выше по частоте может выполняться данное допущение, необходимо будет оценить экспериментально.

Свободную поверхность тела можно считать абсолютно мягкой границей, и на ней доступны для измерения кинематические характеристики звукового поля (колебательные ускорение, скорость или смещение). Для реализации интенсивметрического метода необходимо синфазно измерить еще и звуковое давление в среде, а оно на свободной поверхности, как известно, обращается в ноль. Для решения последней задачи необходимо затормозить свободную поверхность тела площадкой малого волнового размера (не оказывающей существенного влияния на колебания поверхности в соседних точках) и измерить действующую на нее силу давления [14].

Особенностями паренхимы легких как акустической среды являются высокое затухание, что позволяет пренебречь отраженными и переотраженными волнами, и очень низкий модуль сдвига, позволяющий не учитывать поперечные волны [14]. Необходимо также отметить, что паренхима легких отграничена от внешней среды грудной стенкой, образованной мягкими тканями с низким модулем сдвига. Скорость продольных звуковых волн в грудной стенке близка к скорости звука в воде. Поскольку толщина грудной стенки 2–3 см, она в волновом смысле может быть представлена тонким слоем.

Таким образом, мы приходим к приближенной акустической модели, представляющей собой точечный источник, излучающий в неограниченную среду, измерения акустических характеристик которого производятся в ближней зоне точечными датчиками, на источник не влияющими [5].

Рассмотрим сначала задачу синфазного измерения кинематических и динамических параметров звуковой волны на поверхности грудной клетки.

### *1.1. Комбинированный акустический датчик и особенности его функционирования*

Для синфазного измерения на поверхности грудной клетки силы давления по кольцевой области и колебательного смещения внутри нее в работе [14] предложен комбинированный акустический датчик (КАД), усовершенствованный вариант которого [15] показан на рис. 1. Жесткая стетоскопическая насадка 1 выполнена из эбонита. Ее внешний диаметр 36 мм, диаметр отверстия в основании 21 мм. В горловине насадки, имеющей посадочный диаметр 10 мм, установлен электретный микрофон 2. Кольцевой продольно деформируемый пьезопреобразователь 3 склеен из четырех кольцевых пьезокерамических элементов с поляризацией по толщине, электрически соединенных последовательно. Фасонная кольцевая накладка 4 выполнена из латуни. Корпус 5 и его крышка 6 выполнены из эбонита. Общая масса КАД 160 г. Выходы обоих датчиков с помощью экранированных кабелей 7 подключены через специализированный двухканальный усилитель [16] (входное сопротивление не менее 1 МОм, полоса частот 80–2500 Гц, коэффициент усиления 0–30 дБ, межканальная разность фаз не более 4° [17]) ко входам компьютерной лаборатории PowerLab (ADInstruments).

В соответствии с представлениями [14, 17], если КАД заторможен, то отклик канала кольцевого продольно деформируемого пьезопреобразователя КАД на локально плоскую звуковую волну, распространяющуюся из глубины грудной клетки, пропорционален нормальной составляющей динамической силы  $F = pS$ , где  $S$  – кольцевая площадь опоры,  $p$  – звуковое давление. Из-за низкой сдвиговой жесткости тонкого слоя, на котором установлен КАД, колебательное смещение тканей внутри кольцевой опоры (доньшке стетоскопической камеры) близко к поршневому, а отклик микрофонного канала КАД пропорционален колебательному смещению  $\xi$  в продольной звуковой волне.

Чтобы рассмотреть поведение микрофона в стетоскопической камере КАД более детально, проанализируем эквивалентную электрическую схему (рис. 2), состоящую из источника тока, характеризующего колебательной скоростью  $\xi'$  в среде, и трех сопротивлений: сопротивления тканей среды  $Z_1 \approx \rho_1 c_1 S_1$ , сопротивления воздуха в объеме стетоскопической камеры  $Z_2 \approx S_1 \rho_a c_a^2 / i\omega l$  [18] и сопротивления материала электретного датчика  $Z_3 \approx \rho_1 c_1 S_2$ , где  $S_1$  – площадь поверхности доньшка стетоскопической камеры, примыкающей к мягким тканям,  $\rho_1 c_1$  – эквивалентное акусти-

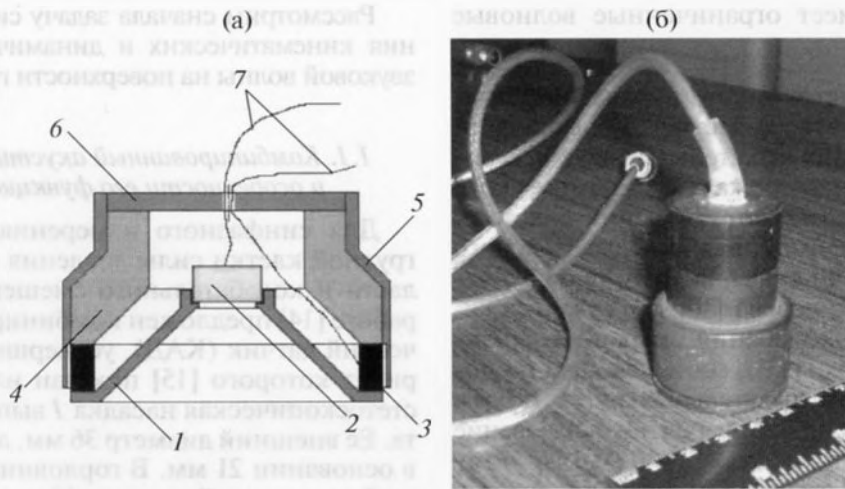


Рис. 1. Комбинированный акустический датчик: (а) схема: 1 – стетоскопическая насадка, 2 – микрофон, 3 – кольцевой продольно деформируемый пьезопреобразователь, 4 – кольцевая массивная накладка, 5 – корпус, 6 – крышка корпуса, 7 – электрические кабели, (б) внешний вид датчика.

ческое сопротивление среды, из которой приходит локально плоская звуковая волна,  $\rho_a c_a$  – акустическое сопротивление воздуха,  $l$  – высота стетоскопической камеры,  $S_2$  – площадь поверхности электретного датчика микрофона. В первом приближении  $\rho_1 c_1$  соответствует акустическому сопротивлению воды  $\rho_1 c_1 \approx 1.5 \times 10^6$  Нс/м<sup>3</sup>,  $\rho_a c_a \approx 400$  Нс/м<sup>3</sup> соответствует акустическому сопротивлению воздуха при 35°C, где  $c_a \approx 350$  м/с при той же температуре,  $S_1 \approx 400 \times 10^{-6}$  м<sup>2</sup> – площадь поверхности стетоскопической камеры со стороны тканей тела в предположении близкого к поршневому характеру колебаний тканей грудной стенки в доньшке камеры,  $S_2 \approx S_1/10$ .

Оценим значения указанных сопротивлений (рис. 2). Считая, что акустическое сопротивление материала электретного датчика микрофона близко по значению к воде, и учитывая его малую площадь поверхности, получаем  $Z_3 \approx 60$  Нс/м. Сопротивление  $Z_2$  является частотно-зависимым. При  $l = 10^{-2}$  м его значения на частоте 100 Гц  $|Z_2| \approx 8.9$  Нс/м, а на частоте 1000 Гц  $|Z_2| \approx 0.89$  Нс/м. Эти частоты примерно соответствуют границам рассматриваемого диапазона. На частоте 100 Гц  $|Z_2|$  меньше, чем  $Z_1$ , в 67 раз, а  $Z_3$  меньше, чем  $|Z_2|$ , в 6.7 раза. На частоте 1000 Гц эти соотношения увеличиваются на порядок. Таким образом, электретный датчик КАД в исследуемом диапазоне частот работает в режиме холостого хода, и, следовательно, отклик микрофонного канала КАД в первом приближении оказывается пропорционален колебательному смещению в продольной звуковой волне  $\zeta$ , как это и было показано в [17] другим методом с помощью уравнения адиабаты Пуассона.

В случае, когда КАД заторможен не полностью, а закреплен на поверхности тела только под действием его массы  $M$ , имеет место резонанс системы подвеса, обусловленный этой массой и сдвиговой жесткостью кольцевого слоя тканей  $K$ , на котором установлен КАД [17]. Сдвиговая жесткость кольцевого слоя тканей  $K$  определяется модулем сдвига мягких тканей грудной стенки, составляющим порядка  $5 \times 10^3$  Н/м<sup>2</sup> [14]. В то же время продольная жесткость паренхимы легких  $E = c_1^2 \rho_1$  при  $c_1 \approx 30$  м/с,  $\rho_1 \approx 250$  кг/м<sup>3</sup> [8] имеет порядок  $250 \times 10^3$  Н/м<sup>2</sup> и оказывается намного больше. Таким образом, поведение КАД на поверхности грудной клетки, в предположении рас-

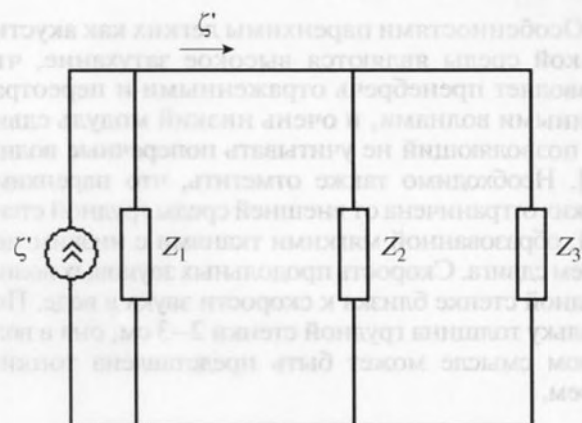


Рис. 2. Эквивалентная электрическая схема функционирования микрофонного канала КАД на поверхности грудной клетки:  $\zeta$  – колебательная скорость (источник тока),  $Z_1 \approx \rho_1 c_1 S_1$ ,  $Z_2 \approx S_1 \rho_a c_a^2 / i \omega l$  [18],  $Z_3 \approx \rho_1 c_1 S_2$ .

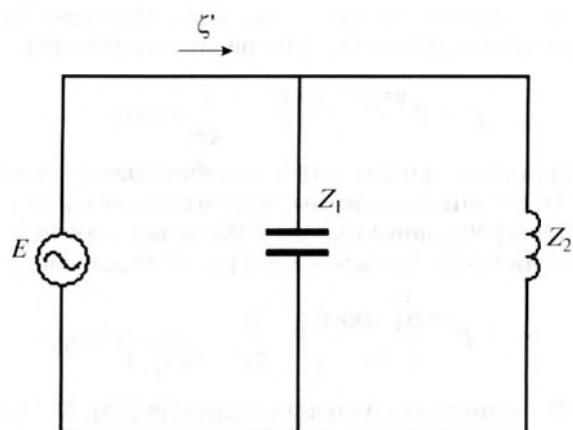


Рис. 3. Эквивалентная электрическая схема функционирования канала кольцевого продольно деформируемого пьезопреобразователя КАД на поверхности грудной клетки:  $E = pS$ ,  $\zeta'$  – колебательная скорость в среде,  $Z_1 \approx K/i\omega$ ,  $Z_2 \approx i\omega M$ .

пространяющейся со стороны паренхимы легких локально плоской волны, может описываться моделью продольных колебаний в системе упругость–масса, напоминающей колебания массы на упругой прокладке, установленной на твердую поверхность. Такие колебания могут быть представлены эквивалентной схемой (рис. 3), характеризуемой источником ЭДС  $E = pS$ , упругим сопротивлением кольцевой упругой прокладки  $Z_1 \approx K/i\omega$  и массовым сопротивлением корпуса КАД  $Z_2 \approx i\omega M$ . Данная эквивалентная схема сходна со схемой виброизоляции и так же, как последняя на частотах существенно выше резонансной частоты  $f_0 = (K/M)^{1/2}$ , приводит к линейному спаду с частотой по закону  $20 \lg(f/f_0)$  тока в ветви  $Z_2$  и соответственно колебательной скорости и ускорения корпуса КАД  $a_k$  в согласии с трактовкой [14, 5, 17]  $a_k/\zeta'' = f_0/f$ . При этом отклик канала кольцевого продольно деформируемого пьезопреобразователя КАД из-за особенностей его конструкции, в которой датчик расположен между воспринимающим элементом 1 и инерционной массой 4 (рис. 1а), а масса КАД близка к инерционной массе 4, остается равен падению напряжения на ветви  $Z_2$  эквивалентной электрической схемы (рис. 3) и, следовательно, динамической силе  $F = pS$ . С учетом линейной связи между давлением и колебательной скоростью в локально плоской волне через  $\rho_1 c_1$  этот отклик оказывается пропорциональным и колебательной скорости в среде  $\zeta'$ .

Величина  $f_0$  для рассматриваемого КАД не измерялась. Однако на основе сопоставления с расчетами для предыдущего варианта КАД [5] в статье [17] предположено, что она лежит в пределах 20–33 Гц. Косвенно эта оценка подтверждается видом АЧХ [17], где участок линейного спада

устойчиво наблюдается уже со 100 Гц. Возьмем в качестве оценки среднее значение  $f_0 = 26.5$  Гц. Наименьшая частота исследуемых свистов  $f \approx 175$  Гц (см. таблицу). Тогда для микрофонного канала (приемника колебательного смещения [17]) итоговое смещение на частоте 175 Гц составит

$$\begin{aligned} \zeta - a_k/(-\omega^2) &= \zeta - \zeta''(f_0/f)/(-\omega^2) = \\ &= \zeta - \zeta(f_0/f) = \zeta(1 - f_0/f) \approx 0.85\zeta. \end{aligned}$$

Отсюда следует, что в рассматриваемых условиях микрофонный канал КАД с погрешностью не более 15% функционирует как датчик колебательного смещения, что приемлемо в первом приближении.

Поскольку каналы КАД регистрируют интегральные значения колебательной скорости и колебательного смещения над областями поверхности грудной клетки, характеризуемыми единым геометрическим (фазовым) центром, то с учетом изложенного сдвиг фазы между откликами каналов КАД должен составлять около  $90^\circ$ . Косвенно данная оценка подтверждается видом ФЧХ [17], экспериментально полученной при зондировании дыхательной системы через рот широкополосным линейно частотно-модулированным сигналом, где сдвиг фазы, близкий к  $90^\circ$ , между откликами каналов КАД сохраняется в широкой полосе частот (по крайней мере, до 700 Гц). Необходимо отметить, что указанный эксперимент проведен на том же обследуемом, в той же точке поверхности грудной клетки и в тот же день, что и измерения характеристик свистящих звуков, описываемые далее.

Особенности влияния на КАД поверхностных волн были рассмотрены в [5, 14]. Из этого рассмотрения следует, что кольцевой воспринимающий элемент КАД, вследствие отставания его колебательного ускорения  $a_k$  за счет эффекта виброизоляции от колебательного ускорения продольных волн в среде  $\zeta'$ , является источником касательных (сдвиговых) возмущений, которые в соответствии с принципом Гюйгенса должны приводить к появлению поверхностных волн в слое мягких тканей. Из-за кольцевой симметрии воспринимающего элемента КАД поверхностная волна может распространяться в его внутреннюю и внешнюю области в виде концентрических возмущений. Колебания, распространяющиеся во внешнюю область, за счет расхождения и затухания в мягких тканях быстро ослабевают и при работе с одиночным датчиком могут не учитываться. В то же время, сходящиеся колебания во внутренней области кольца могут привести к изгибным смещениям тканей в доньшке стетоскопической камеры, которые воспринимаются микрофоном. Однако касательные напряжения оказываются ортогональными к направлению максимума чувствительности продольно деформируемого преобразователя 3 (рис. 1а) и, следовательно, последним восприни-

маются слабо. При взаимносектральной (интенсивностной) обработке откликов каналов этого преобразователя и микрофона, описываемой далее, происходит эффективное подавление составляющих откликов, характерных только для одного из каналов КАД, т.е. в данном случае паразитного отклика канала микрофона. Изложенное позволяет в первом приближении не учитывать влияние поверхностных волн в слое мягких биотканей на полученные далее результаты.

Что касается влияния ребер, то в рассматриваемом диапазоне частот они представляют собой разнесенные массовые объекты малых волновых размеров, обтекаемые при колебаниях мягких тканей грудной стенки (вследствие низкой сдвиговой жесткости последних).

Заметим также, что если ткани грудной стенки и могут оказывать влияние на результирующие коэффициенты преобразования каждого из каналов КАД, то при вычислении отношения вещественной и мнимой частей взаимного спектра  $\text{Re}(W)/\text{Im}(W)$  эти дополнительные коэффициенты механического преобразования оказываются и в числителе, и в знаменателе отношения, а потому взаимно сокращаются, не оказывая влияния на последующую оценку дистанции до источника свиста.

## 1.2. Математическая модель

Как известно, точечный источник звука может совершать колебания различных типов, основными из которых являются: монополюсные, дипольные, квадрупольные [19]. Маловероятно, чтобы биологические ткани вследствие малого модуля сдвига обеспечивали какой-то из перечисленных механизмов излучения в чистом виде, однако о доминирующем типе колебаний говорить можно. Так, источники основных дыхательных шумов вдоха, скорее всего, можно представить в виде монополюс [6]. Для источника свиста в виде поочередного срыва вихрей [11] вероятным является дипольный характер излучения. Для источников свистов в виде автоколебаний смыкания слизистой оболочки бронхов, динамического флаттера и срыва 4 вихрей на бифуркациях бронхиального дерева по модели [12] вероятным представляется поперечно-квадрупольный механизм излучения [6]. Гипотеза о поперечно-квадрупольном механизме применительно к излучению дополнительных дыхательных звуков типа “шелчков” уже высказывалась ранее [20].

Рассмотрим источник свиста в виде диполя [19] со случайной амплитудой (ориентация для конкретного источника свиста остается детерминированной), излучающий в тканевую структуру

легких — среду с малым сдвиговым модулем и высоким затуханием [14]. Его звуковое давление

$$p = B \frac{\exp(-ikr)}{r} \left[ 1 - \frac{i}{kr} \right] \cos \varphi,$$

а радиальная компонента колебательной скорости (тангенциальную мы не учитываем из-за малого модуля сдвига в среде и направленности восприятия обоих каналов КАД [5, 6]) имеет вид

$$v_r = B \frac{\exp(-ikr)}{\rho_1 c_1 r} \left[ 1 - \frac{2i}{kr} - \frac{2}{(kr)^2} \right] \cos \varphi,$$

где  $B$  — константа излучения диполя [19],  $k$  — волновое число,  $r$  — расстояние от источника свиста до датчика,  $\varphi$  — азимутальная ориентация диполя. Угломестной ориентацией источника для простоты пренебрежем, т.к. из-за большой ширины характеристики направленности диполя ее вариация в пределах как минимум  $90^\circ$  не повлияет на искомый результат.

Переходя к представлению каналов КАД в качестве приемника колебательного смещения и приемника динамической силы, с точностью до электро-механических чувствительностей этих приемников [14] получаем на выходе первого из них отклик:

$$U_{od} \sim \frac{v_r}{i\omega} = -2Bi \frac{\exp(-ikr)}{\rho_1 \omega c_1 r} \left[ 1 - \frac{2i}{kr} - \frac{2}{(kr)^2} \right] \cos \varphi,$$

второго —

$$U_{df} \sim p = B \frac{\exp(-ikr)}{r} \left[ 1 - \frac{i}{kr} \right] \cos \varphi,$$

где  $\omega$  — угловая частота.

Вычисляя взаимный спектр откликов приемников  $W$  и сокращая с учетом последующего деления  $\text{Re}(W)/\text{Im}(W)$  одинаковые сомножители, запишем:

$$W = U_{od} U_{df}^* \sim - \left[ i + \frac{2}{kr} - \frac{2i}{(kr)^2} \right] \times \left[ 1 + \frac{i}{kr} \right] = - \left[ i + \frac{1}{kr} + \frac{2}{(kr)^3} \right].$$

Таким образом,

$$\text{Re}(W)/\text{Im}(W) = 1/kr + 2/(kr)^3.$$

Задавая экспериментально измеренное значение отношения вещественной и мнимой компонент взаимного спектра пиковой частоты  $f$  структурного свиста  $\text{Re}(W)/\text{Im}(W) = C$  и вводя обозначение  $z = 1/kr$ , получим уравнение

$$2z^3 + z - C = 0. \quad (1)$$

Аналогично, в [6] было получено для источника в виде поперечного квадрупольного уравнение

$$45z^5 + 12z^3 + 3z - C = 0, \quad (2)$$

Расстояния  $r$  (в сантиметрах) и волновые расстояния  $kr$  от КАД до источников свистов.

Частота, Гц	$r/kr$			Re( $W$ )/Im( $W$ )
	квадруполь	диполь	монополю	
<b>Мощные свисты ФВ</b>				
341.8	<b>16.9/12.1</b>	6.1/4.3	5.5/3.92	0.255
498	<b>16.4/17.1</b>	5.7/5.9	5.4/5.62	0.178
537.1	<b>16.4/18.5</b>	5.7/6.4	5.4/6.09	0.164
1152.3	<i>28.3/62.2</i>	<i>9.5/22.8</i>	<i>-9.4/2.27</i>	<i>-0.044</i>
<b>Слабые свисты в конце ФВ</b>				
1328.1	<i>2.1/5.8</i>	<i>0.84/2.3</i>	<i>0.62/1.72</i>	0.582
1757.8	<i>1.4/5.2</i>	<i>0.58/2.1</i>	<i>0.4/1.47</i>	0.681
<b>Слабые свисты на вдохе</b>				
175.8	22.6/8.3	8.5/3.1	<b>7.1/2.61</b>	0.383
234.4	15.5/7.6	6.0/2.9	<b>4.8/2.37</b>	0.422
322.3	14.3/9.6	5.3/3.6	<b>4.6/3.07</b>	0.325

Примечание. Курсивом выделены решения, неправдоподобные с физической или анатомической точек зрения, жирным шрифтом – наиболее правдоподобные решения.

а для источника в виде монополя – уравнение

$$z - C = 0. \quad (3)$$

Если в качестве средней скорости звука в единой среде паренхима легких–грудная стенка взять  $c_1$ , то, решая уравнения (1)–(3), получим расстояние  $r = c_1/2\pi f z$  для источников различного типа. Для учета более высокой скорости звука в тканях грудной стенки взята оценка средней скорости звука в единой среде паренхима легких–грудная стенка  $c_1 = 30$  м/с [21], которая несколько выше, чем скорость звука в изолированной паренхиме легких (например, 23 м/с [8]).

## 2. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

Регистрация дыхательных шумов вдоха и форсированного выдоха была выполнена на здоровом добровольце. КАД устанавливался в правой подлопаточной области и удерживался рукой ассистента за корпус. Запись осуществлялась с частотой дискретизации 10 кГц и динамическим диапазоном 16 бит на электронном самописце PowerLab (ADInstruments). Полученные записи были преобразованы в формат звуковых файлов \*.wave и далее обрабатывались в программе SpectraLab (SoundTech Inc.). Вычислены спектрограммы каналов КАД (выборки 1024 отсчета, перекрытие 50%, окно Ханна (hanning), масштаб по амплитуде логарифмический). По спектрограммам выделены дорожки, соответствующие свистящим звукам (свистам) [22]. Для фрагментов по времени, в которых они наблюдаются, рассчитаны взаимные спектры каналов. В наиболее мощной части шумов форсированного выдоха (ФВ) выделены свисты с пиковыми частотами 341.8, 498, 537.1, 1152.3 Гц. Вы-

делены также слабые свисты в конце ФВ с пиковыми частотами 1328.1 и 1757.8 Гц. На вдохе выделены слабые свисты с пиковыми частотами 175.8, 234.4, 322.3 Гц. В линейном масштабе измерены значения Re( $W$ ), Im( $W$ ) на указанных частотах и рассчитаны значения  $C$  и корни уравнения (3). Что касается уравнений (1), (2), то физический смысл имеют только их положительные вещественные корни. Согласно теореме Декарта, по числу перемен знаков перед коэффициентами многочлена уравнения (1), (2) имеют по одному такому корню. Эти корни найдены численно путем перебора значений аргумента  $z$  с точностью  $\pm 5 \times 10^{-6}$ . Для всех выделенных свистов полученные решения уравнений (1)–(3) и соответствующие им расстояния/волновые расстояния сведены в таблицу.

## 3. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

С учетом ориентировочной толщины грудной стенки 2–3 см решения уравнений, оценивающие дальность до источника меньшей величиной, могут быть отброшены из анатомических соображений. Отрицательное отношение Re( $W$ )/Im( $W$ ) для источника мощного свиста ФВ с частотой 1152.3 Гц явно противоречит рассматриваемой модели, согласно которой знак мнимой и вещественной частей взаимного спектра каналов должен быть неизменным независимо от ориентации источника. Поэтому полученные для этого случая оценки расстояний должны быть отброшены из физических соображений.

В отношении оставшихся решений (таблица) можно заметить следующее. Согласно [22], наиболее интенсивные среднечастотные (примерно в

полосе 400–600 Гц) свисты ФВ у здоровых людей преимущественно образуются в центральных отделах бронхиального дерева (нижняя часть трахеи и главные/долевые бронхи) за счет потокоиндуцированных механизмов. С этой точки зрения расстояния, рассчитанные для мощных свистов ФВ на частотах 341.8, 498, 537.1 Гц при использовании модели квадрупольного источника, представляются вполне правдоподобными. Действительно, прямое расстояние, измеренное пелвиметром между положением КАД под углом правой лопатки и яремной впадиной, у обследованного добровольца составляет 23–24 см. Таким образом, оцененные значения прямой дальности 16.4–16.9 см указывают на локализацию их, видимо, общего источника на 6.1–7.6 см вглубь (и вниз) грудной клетки от яремной впадины, что из анатомических соображений соответствует области бифуркаций трахеи и главных/дольевых бронхов. Дипольная же и монопольная модели излучателя дают почти втрое меньшие оценки дальности до источника, которые поэтому представляются в данном случае нереалистичными. Заметим, однако, что полученный результат противоречит предположению [11] о том, что ожидаемым источником среднечастотных свистов ФВ является струхалев поочередный срыв двух вихрей, который должен, по крайней мере в простейшем представлении, обеспечивать дипольное излучение в окружающие ткани. В то же время, полученные данные об адекватности модели поперечного квадрупольного свидетельствуют скорее в пользу механизма 4-вихревого срыва вихрей на бифуркациях бронхиального дерева [10] или динамического флаттера [9].

Напротив, дыхательные шумы вдоха у здоровых людей предположительно формируются в значительно более дистально расположенных отделах бронхиального дерева – до 9–13 уровней его ветвления [6]. Поэтому дистанции 14.3–22.6 см, полученные здесь для уравнения (2) при квадрупольном излучении, представляются неправдоподобно большими. Это умозаключение подкрепляется тем обстоятельством, что шумы вдоха имеют намного меньшую мощность, чем шумы ФВ, и маловероятно, чтобы они хорошо проводились по структуре из столь удаленных от датчика участков грудной клетки вследствие высокого затухания звука в паренхиме легких [14]. Гораздо более реалистичными в этом случае выглядят дистанции, получаемые для монопольного и дипольного источников. Согласно [6], для шумов вдоха (шум турбулентного потока) монопольный характер излучения представляется наиболее ожидаемым. Для такого типа излучателя рассчитанные дальности позволяют выделить два источника (таблица): один на удалении 7.1 см, второй – 4.6–4.8 см. Впрочем, дипольная модель источника дает в этом случае достаточно близкие оценки – 8.5 и 5.3–6.0 см. Интересно также отметить, что здесь

при всех рассмотренных моделях излучения удастся разрешить в пространстве два источника с разными пиковыми частотами свистов.

Итак, проведенный анализ свидетельствует, что для 6 из 9 зарегистрированных свистов с помощью предложенного способа удается получить правдоподобные оценки расстояний от их источников до поверхности грудной клетки. Существует, однако, несколько ограничений, на анализе которых необходимо остановиться.

Первое из них – упрощенная модель функционирования КАД на поверхности грудной клетки, в которой могли оказаться неучтенными тонкие эффекты, влияющие на соотношение фаз его каналов.

Другое ограничение – допущение о чисто структурном проведении анализируемых звуков на поверхность грудной клетки по паренхиме легких. На этот счет существуют противоречивые воззрения. Ранее нами было показано, что при вводе искусственных зондирующих сигналов в полость рта структурное проведение характерно для диапазона частот ниже примерно 300 Гц, в то время как воздушно-структурное проведение, при котором звуковая волна распространяется по просвету дыхательных путей бронхиального дерева сверху вниз и только на заключительном этапе переизлучается в окружающую дыхательные пути паренхиму легких, наблюдается в более широком диапазоне частот – от 100 до 500–600 Гц [23]. Однако в рассматриваемом случае сигнал формируется в более удаленных от общей части респираторного тракта (полость рта, гортань, трахея) зонах, что значительно увеличивает вероятность поперечного к ориентации основных ветвей бронхиального дерева и, следовательно, осуществляемого по структуре звукопроводения. В аналогичной ситуации при трансмиссионном зондировании легких с поверхности грудной клетки проведение звука полагается чисто структурным [8]. Итак, если КАД не расположен в зоне поверхности грудной клетки, вентилируемой ветвью бронхиального дерева, в которой формируется свист, то проведение звука от источника свиста к месту установки датчика должно быть чисто структурным. В свете изложенного очевидно, что вероятность выполнения гипотезы о чисто структурном проведении максимальна для свистов на вдохе, генерируемых в удаленных участках бронхиального дерева, тогда как для свистов ФВ, формирующихся ближе к центральным отделам бронхиального дерева, это допущение будет выполняться не всегда. В частности, именно этот эффект может быть одной из причин появления отрицательного знака у отношения  $\text{Re}(W)/\text{Im}(W)$  для свиста ФВ с частотой 1152.3 Гц.

Проанализируем допустимый предел волнового расстояния от источника свиста до датчика. Очевидно, что решение уравнения 5-й степени (2) имеет

смысл при не слишком малых  $z$ , поскольку при  $1/kr = z \ll 1$  оно вырождается в  $3z - C = 0$ . При малых  $z$  кубическое уравнение (1) также вырождается в уравнение  $z - C = 0$ , идентичное уравнению (3) для монополя. Отсюда следует, что при малых  $z$  (больших  $kr$ ) дальности для монополярной и дипольной моделей источников совпадают, расстояние же для квадрупольной модели источника оказывается втрое большим. В этом свете становятся понятными и близость расстояний, получаемых для моделей монополярного и дипольного источников свистов на вдохе, и примерное утроение дистанции до источника свиста в виде поперечного квадрупольного по сравнению с монополем (таблица). Таким образом, при  $kr > 7$  для приближительной оценки расстояний уже имеет смысл пользоваться полученными асимптотическими выражениями. Заметим, что увеличение  $kr$  связано со снижением отношения  $\text{Re}(W)/\text{Im}(W)$ , и именно последнее будет определять допустимую точность оценки расстояния до источника. Для обеспечения приемлемой точности это отношение вряд ли может быть существенно меньше 0.1.

Что касается допущения о точечности источников в волновом смысле, то, согласно данным таблицы, источники свистов с частотами до 500–550 Гц, судя по анатомическому правдоподобию получаемых расстояний, еще отвечают данному предположению. Напротив, для источников свистов с частотами более 1000 Гц получаются нереалистичные расстояния в пределах толщины грудной стенки, и одной из причин этого может быть невыполнение рассматриваемого допущения в высокочастотном диапазоне.

Возможность существования моделей излучения более высокого, чем квадруполь, порядка [24, 25] в данном случае представляется сомнительной из-за малости сдвигового модуля биологических тканей. Что касается сочетания рассмотренных моделей источников, то, поскольку интенсивметрическая обработка (взаимный спектр) является мультипликативной, аддитивная комбинация моделей уже приводит к их нелинейному вкладу в результат. В общем случае этот вклад требует отдельного рассмотрения. Однако в частных случаях возможны упрощения. Так, если какой-либо из источников существенно преобладает по мощности, вкладом второго можно будет пренебречь. В случае комбинации монополярного и дипольного источников при  $kr > 2.5-3$ , как показано на примере свистов вдоха (таблица), разница в оценке дистанции между этими типами источников практически нивелируется, таким образом, почти не искажая оценки расстояния, выполненные для каждого из источников в отдельности.

Наибольший вклад в смещение оценки расстояния до источника свиста могут вносить неизвестность/неоднородность скорости звука в тканях легких и неоднозначность выбора возможного типа источника.

Действительно, скорость звука в паренхиме легких зависит от ее воздухонаполнения и потому может изменяться от одного организма к другому, и даже в пределах одного организма в различных участках легких, а при выполнении дыхательных маневров – и над одним и тем же участком [8]. Уточнение возможных значений скоростей звука по трассам его распространения от источника может быть выполнено путем предварительного измерения при зондировании легких искусственными сигналами [26]. Однако полного совпадения трасс распространения звука при этом обеспечить, очевидно, не удастся.

Неоднозначность выбора типа источника может быть в значительной мере снижена путем синхронного или последовательного определения дистанции из нескольких участков поверхности грудной клетки. Для этого необходимо найти пересечения сферических поверхностей, построенных из центров положений не менее чем 3–4 датчиков. После исключения тех решений по дальности, которые не обеспечивают пересечения сферических поверхностей в пределах размеров грудной клетки, из оставшихся необходимо построить криволинейный многогранник невязок. Затем путем перебора типов источников и варьирования скоростей звука в небольших пределах можно минимизировать задаваемую метрику этого многогранника невязок. В результате может быть достигнута минимизация смещения оценки и расстояний и местоположения источника свиста, возникающего как за счет неоднозначности выбора возможного типа источника, так и неоднородности скорости звука в легочных тканях. Дальнейшие исследования необходимы для уточнения возможностей и ограничений такого подхода.

Следует заметить, что, в отличие от известных триангуляционных методов [3, 4], требующих синхронных фазовых измерений характеристик свистов системой (решеткой) датчиков, рассмотренный подход принципиально позволяет выполнять измерения одним последовательно перемещаемым датчиком, не требуя изолированных технических средств и делая оценку местоположения стабильных источников свистов осуществимой в условиях рутинной аускультации легких.

## ВЫВОДЫ

1. Получен расширенный набор уравнений для определения интенсивметрическим способом расстояния от поверхности грудной клетки до источника свистящего звука в легких человека в виде монополя, диполя, поперечного квадрупольного.

2. При пробной реализации интенсивметрического способа обработки акустических сигналов, регистрируемых на поверхности грудной клетки, экспериментально получены анатомически правдоподобные оценки расстояний источников свистящих звуков в легких человека от поверхности грудной клетки в частотном диапазоне 175–550 Гц.



3. Экспериментально продемонстрировано, что при различии пиковых частот свистящих звуков расстояния до их источников, получаемые с помощью интенсивметрического способа, могут быть разрешены.

4. Проанализированы основные ограничения интенсивметрического способа определения расстояния от поверхности грудной клетки до источника свистящего звука в легких человека, которые состоят в выполнимости допущений о функционировании каналов комбинированного датчика на поверхности грудной клетки, структурном проведении звука по паренхиме легких и точности источника в волновом смысле, неоднородности скорости звука в тканях, неоднозначности выбора модели излучения источника.

5. Дальнейшие исследования необходимы для уточнения возможностей реализации дальномерного метода трехмерной оценки местоположения источников свистящих звуков в легких человека на основе интенсивметрического способа при одновременной или последовательной регистрации сигналов над различными участками поверхности грудной клетки.

Исследования выполнены при частичной поддержке грантов РФФИ 13-08-00010-а, 16-08-00075-а.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Sen I., Saraclar M., Kahua Y.P.* Acoustic mapping of the lung based on source localization of adventitious respiratory sound components // 32th Annual Int. Conf of IEEE EMBS, Buenos Aires, Argentina, 2010. Book Series: IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference Proceedings. P. 3670–3673.
2. *Murphy R., Vyshedskiy A., Power-Charnitsky V., Bana D.S., Marinelli P.M., Wong-Tse A., Paciej R.* Automated lung sound analysis in patients with pneumonia // *Respir. Care*. 2004. V. 49. № 12. P. 1490–1497.
3. Patent US 5844997. Method and apparatus for locating the origin of intrathoracic sounds / *Murphy R.L.H.* Filled 10.10.1996. Published 01.12.1998.
4. *Kompis M., Pasterkamp H., Wodicka G.R.* Acoustic imaging of the human chest // *Chest*. 2001. V. 120(4). P. 1309–1321.
5. *Коренбаум В.И.* Защита акустических устройств от ближних полей собственных помех. Дис. доктора техн. наук: 01.04.06. Владивосток, 1999.
6. *Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Кулаков Ю.В.* Особенности акустических явлений, наблюдаемых при аускультации легких // *Акуст. журн.* 2003. Т. 49. № 3. С. 376–388.
7. *Гордиенко В.А., Гончаренко Б.И.* Векторно-фазовые методы исследования акустических полей // *Вестник МГУ. Сер. 3*. 1994. Т. 35. № 6. С. 93–104.
8. *Peng Y., Dai Z., Mansy H.A., Sandler R.H., Balk R.A., Royston T.J.* Sound transmission in the chest under surface excitation: an experimental and computational study with diagnostic applications // *Med. Biol. Eng. Comput.* 2014. V. 52. P. 695–706.
9. *Bertram C.D.* Flow-induced oscillation of collapsed tubes and airway structure // *Respir. Physiol. & Neurobiol.* 2008. V. 163. P. 256–265.
10. *Hardin J.C., Patterson J.L.* Monitoring the state of the human airways by analysis of respiratory sound // *Acta Astronautica*. 1979. V. 6. P. 1137–1151.
11. *Коренбаум В.И., Рассказова М.А., Почекутова И.А., Фершалов Ю.Я.* Механизмы шумообразования свистящих звуков, наблюдаемых при форсированном выдохе здорового человека // *Акуст. журн.* 2009. Т. 55. № 4–5. С. 516–525.
12. *Hardin J.C., Pope D.S.* Sound generation by a stenosis in a pipe // *AIJA Journal*. 1992. V. 30. P. 312–317.
13. *Коренбаум В.И., Кулаков Ю.В., Тагильцев А.А.* Акустические эффекты в системе дыхания человека при форсированном выдохе // *Акуст. журн.* 1997. Т. 43. № 1. С. 78–83.
14. *Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Кулаков Ю.В.* Особенности передачи звука голоса человека на стенку грудной клетки // *Акуст. журн.* 1998. Т. 44. № 3. С. 380–390.
15. Патент РФ 2496421. Способ регистрации дыхательных звуков на поверхности грудной клетки и комбинированный приемник для осуществления способа / *Коренбаум В.И., Тагильцев А.А.* Заявл. 03.08.2012. Оpubл. 27.10.2013. Бюл. № 30.
16. *Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Костив А.Е., Горовой С.В., Почекутова И.А., Бондарь Г.Н.* Акустическая аппаратура для исследования дыхательных звуков человека // *Приборы и техника эксперимента*. 2008. Т. 51. № 2. С. 147–154.
17. *Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Дьяченко А.И., Костив А.Е.* Сравнение характеристик акустических датчиков различных типов при регистрации дыхательных звуков на поверхности грудной клетки человека // *Акуст. журн.* 2013. Т. 59 № 4. С. 530–538.
18. *Ржевкин С.Н.* Курс лекций по теории звука. Изд-во Московского университета, 1960. С. 163.
19. *Скучик Е.* Основы акустики. Т. 2. М.: Мир, 1976. С. 10–31.
20. *Fredberg J.J., Holford S.K.* Discrete lung sounds: crackles (rales) as stress-relaxation quadrupoles // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1983. V. 73. № 3. P. 1036–1046.
21. *Rueter D., Hauber H.-P., Droeman D., Zabel P., Uhlig S.* Low-frequency ultrasound permeates the human thorax and lung: a novel approach to non-invasive monitoring // *Ultraschall in Med.* 2010. V. 31. P. 53–62.
22. *Коренбаум В.И., Сафронова М.А., Маркина В.В., Почекутова И.А., Дьяченко А.И.* Исследование механизмов формирования свистящих звуков форсированного выдоха здорового человека при дыхании газовыми смесями с разной плотностью // *Акуст. журн.* 2013. Т. 59. № 2. С. 268–278.
23. *Ширяев А.Д., Коренбаум В.И.* Частотные характеристики воздушно-структурного и структурного звукопроводения в легких человека // *Акуст. журн.* 2013. Т. 59. № 6. С. 759–767.
24. *Бобровницкий Ю.И.* Физическая модель и характеристики ближнего поля мультиполя // *Акуст. журн.* 1998 Т. 44. № 1. С. 11–20.
25. *Кузнецов Г.Н., Степанов А.Н.* Интерференционная структура поля инфразвуковых направленных источников в мелком море // *Акуст. журн.* 2014. Т. 60. № 1. С. 36–47.
26. *Коренбаум В.И., Нужденко А.В., Тагильцев А.А., Костив А.Е.* Исследование прохождения сложных звуковых сигналов в дыхательной системе человека // *Акуст. журн.* 2010. Т. 56. № 4. С. 537–544.