

МОДЕЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ СПЕКТРАЛЬНО-КОРРЕЛЯЦИОННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ШУМОВ ДЫХАНИЯ В РЕСПИРАТОРНОМ ТРАКТЕ ЧЕЛОВЕКА

В. В. КРИЖАНОВСКИЙ

Институт гидромеханики НАН Украины, Киев

Получено 10.09.98

Выполнены модельные исследования спектрально-корреляционных характеристик шумов дыхания в респираторном тракте человека. Исследования проведены с использованием методов статистического моделирования. На основе предложенной в работе акустической модели респираторного тракта получены оценки ряда важных для компьютерной диагностики заболеваний легких спектрально-корреляционных характеристик шумов дыхания. Отмечается важность совместной корреляционной обработки данных, регистрируемых на шее и грудной клетке. Показано, что результаты такой обработки существенно зависят от степени коррелированности источников шумов дыхания, а также от размеров и местоположения области, где они сосредоточены. Определен ряд признаков, характеризующих степень коррелированности источников шума и их местоположение. Проведено сравнение полученных оценок спектрально-корреляционных характеристик с экспериментальными данными. Результаты сравнения показали, что модельные и экспериментальные оценки хорошо согласуются в случае принятия гипотезы о некоррелированности источников шумов дыхания.

ВВЕДЕНИЕ

Как известно, в медицинской практике широко используется диагностика заболеваний респираторного тракта (РТ) человека на основе выслушивания дыхательных шумов на поверхности грудной клетки. Изучение физических механизмов генерации шумов дыхания [1–3] показывает, что наиболее интенсивными их источниками являются пульсации давления турбулентного потока воздуха в больших дыхательных путях. Ряд заболеваний (например, бронхиты) [4] приводит к изменению характера турбулентности потока, и, соответственно, к вариациям параметров источников шумов дыхания. В конечном итоге это придает специфическую окраску выслушиваемым дыхательным шумам, которая и служит диагностическим признаком того или иного заболевания.

В последнее время большое внимание уделяется разработке методов компьютерной диагностики заболеваний РТ. В связи с этим ведется поиск объективных характеристик, чувствительных к изменениям акустических свойств РТ и источников дыхательных шумов. В работах [5–8] отмечается информативность при диагностике заболеваний РТ спектрально-корреляционных характеристик (СКХ) шумов дыхания, регистрируемых на поверхности грудной клетки. В перечень таких характеристик входят пространственная корреляционная функция (ПКФ) и связанные с ней функции спектральной плотности мощности (СПМ) и пространственной когерентности (ФПК).

Вместе с тем, интерпретация данных измере-

ний указанных характеристик часто затруднена из-за отсутствия информации о статистических свойствах источников и особенностях трансформации поля шумов дыхания при распространении в РТ. Необходимо также учитывать искажение сигналов окружающими помехами. Указанные трудности можно преодолеть путем накопления и систематизации большого объема экспериментальных данных в контролируемых условиях. Однако проведение таких исследований – достаточно трудоемкая и дорогостоящая задача. Более рациональным на начальном этапе исследований является использование модельных представлений. Поэтому цель данной работы – модельные исследования влияния источников, канала распространения и окружающих помех на СКХ регистрируемых шумов дыхания.

1. АКУСТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ РЕСПИРАТОРНОГО ТРАКТА

Для проведения теоретического анализа необходимо задать акустическую модель РТ. При выборе акустической модели будем исходить из требований учета моделью основных акустических параметров РТ и типичных схем выслушивания шумов дыхания. Частично указанным условиям удовлетворяет акустическая модель, предложенная в работе [9]. Однако эта модель не позволяет описывать ситуации, когда проводится спектрально-корреляционный анализ шумов дыхания, регистрируемых датчиками, расположенными на шее и грудной клетке. Вместе с тем такая

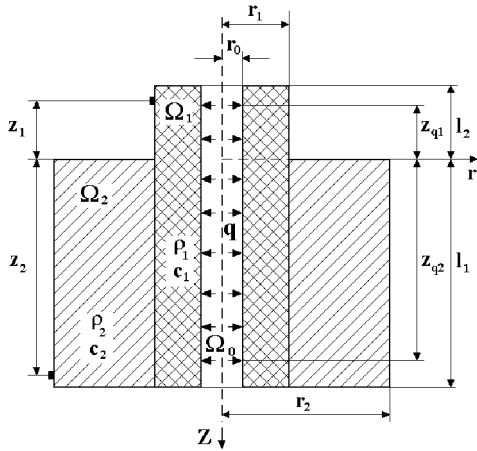


Рис. 1. Акустическая модель респираторного тракта

схема измерений, как отмечено в работе [8], полезна при исследовании акустических характеристик РТ. Поэтому в данной работе будем использовать несколько видоизмененную для целей наших исследований акустическую модель РТ.

В отличие от модели [9] примем, что РТ включает помимо части больших дыхательных путей, расположенных в грудной клетке, также участок трахеи и гортани в области шеи. В соответствии с указанным представлением будем моделировать РТ с помощью трех соосных цилиндров с радиусами $r_0 < r_1 < r_2$ (рис. 1).

При этом все три цилиндра имеют общее основание, соответствующее положению диафрагмы и плотных тканей брюшной полости. Поэтому нижнюю границу цилиндров полагаем акустически жесткой. Примем также, что высота двух внутренних цилиндров больше высоты l_1 наружного цилиндра на величину l_2 , соответствующую части дыхательных путей РТ, расположенных в области шеи. Внутренний цилиндр радиуса r_0 (область Ω_0) представляет собой модель дыхательных путей, а цилиндр радиуса r_1 (область Ω_1) моделирует тканевую и мышечную прослойку между дыхательными путями и поверхностями шеи и паренхимы легких. Наружный цилиндр радиуса r_2 (область Ω_2) соответствует паренхиме легких. Акустические параметры паренхимы ρ_2 и c_2 примем равными [10] $\rho_2 = 250 \text{ кг/м}^3$ и $c_2 = 23 \text{ м/с}$. Область Ω_1 полагаем состоящей из плотных тканей с параметрами ρ_1 и c_1 , как у воды: $\rho_1 = 1000 \text{ кг/м}^3$ и $c_1 = 1500 \text{ м/с}$. Верхний торец и наружную боковую поверхность области Ω_2 , соприкасающиеся с воздухом, полагаем акустически мягкими границами. Аналогичные граничные свойства имеет верхний торец и наружная боковая поверхность обла-

сти Ω_1 на участке длиной l_2 . Наконец, будем полагать, что на боковую поверхность внутреннего цилиндра (область Ω_0) действует случайное поле пульсаций давления $q(\omega, z)$, описывающее источники дыхательных шумов.

Определим структуру генерируемого этими источниками акустического поля на наружной боковой поверхности принятой цилиндрической модели РТ. Для этого введем потенциалы скоростей $\phi_i(\omega, z)$, $i=1, 2$ для областей Ω_1 и Ω_2 соответственно, удовлетворяющие уравнению Гельмгольца

$$\Delta \phi_i(\omega, r, z) + k_i^2 \phi_i(\omega, r, z) = 0, \quad i = 1, 2, \quad (1)$$

где $k_i = \omega/c_i$, $i=1, 2$, и граничным условиям

$$\phi_1(\omega, r, z)|_{z=-l_2} = 0, \quad (2)$$

$$\phi_2(\omega, r, z)|_{z=0} = 0 \text{ при } r_1 \leq r \leq r_2, \quad (3)$$

$$\left. \frac{\partial \phi_i(\omega, r, z)}{\partial z} \right|_{z=l_1} = 0, \quad i = 1, 2, \quad (4)$$

$$\phi_2(\omega, r, z)|_{r=r_2} = 0, \quad (5)$$

$$-j\omega \rho_1 \phi_1(\omega, r, z)|_{r=r_0} = q(\omega, z), \quad (6)$$

$$\begin{aligned} & -j\omega \rho_1 \phi_1(\omega, r, z)|_{r=r_1} = \\ & = \begin{cases} -j\omega \rho_2 \phi_2(\omega, r, z)|_{r=r_1} & \text{при } 0 \leq z \leq l_1, \\ 0 & \text{при } -l_2 \leq z \leq 0, \end{cases} \quad (7) \end{aligned}$$

$$\left. \frac{\partial \phi_1(\omega, r, z)}{\partial r} \right|_{r=r_1} = \left. \frac{\partial \phi_2(\omega, r, z)}{\partial r} \right|_{r=r_1} \quad (8)$$

при $0 \leq z \leq l_1$.

С учетом записанных граничных условий потенциалы $\phi_i(\omega, z)$, $i=1, 2$ можно представить в виде

$$\begin{aligned} \phi_1(\omega, r, z) = \sum_m [A_m(\omega) \hat{J}_0(k_{1m} r) - \\ - C_m(\omega) \hat{N}_0(k_{1m} r)] \sin(\alpha_{1m}(l_2 + z)), \quad (9) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \phi_2(\omega, r, z) = \sum_m D_m(\omega) Z_{02}(k_{2m} r) \times \\ \times \cos(\alpha_{2m}(l_1 - z)), \quad (10) \end{aligned}$$

где

$$k_{im} = \sqrt{(k_i - j\nu_i)^2 - \alpha_{im}^2}, \quad i = 1, 2, \quad (11)$$

$$\alpha_{1m} = \frac{(2m-1)\pi}{2(l_1+l_2)}, \quad \alpha_{2m} = \frac{(2m-1)\pi}{2l_1}, \quad (12)$$

$$Z_{0i}(k_{im}r) = \hat{N}_0(k_{im}r)\hat{J}_0(k_{im}r_1) - \hat{J}_0(k_{im}r)\hat{N}_0(k_{im}r_1), \quad (13)$$

$$\hat{J}_0(k_{im}r) = \begin{cases} J_0(k_{im}r) & \text{при } k_i \geq \alpha_{im}, \\ I_0(k_{im}r) & \text{при } k_i < \alpha_{im}, \end{cases} \quad (14)$$

$$\hat{N}_0(k_{im}r) = \begin{cases} N_0(k_{im}r) & \text{при } k_i \geq \alpha_{im}, \\ K_0(k_{im}r) & \text{при } k_i < \alpha_{im}. \end{cases} \quad (15)$$

Здесь J_0 и N_0 – функции Бесселя и Неймана; I_0 и K_0 – модифицированные функции Бесселя; ν_i – коэффициенты затухания звука в соединительных тканях ($i=1$) и паренхиме ($i=2$). Неизвестные коэффициенты $A_m(\omega)$, $C_m(\omega)$ и $D_m(\omega)$ определяются из системы граничных условий (6)–(8).

Представленные выражения для потенциалов скоростей с точностью до констант описывают структуру акустического поля давления. Вместе с тем, согласно [11], более эффективно проводить измерение поля колебательной скорости (или ускорения). Поэтому в дальнейшем будем исследовать СКХ этих полей. Учитывая простую связь поля колебательной скорости $v(\omega, r, z)$ с полем ускорений $a(\omega, r, z) = -j\omega v(\omega, r, z)$, можно легко установить соотношения между оценками СКХ для них. В связи с этим начнем анализ с определения структуры поля колебательной скорости. Учитывая известное соотношение

$$v_i(\omega, z) = \left. \frac{\partial \phi_i(\omega, r, z)}{\partial r} \right|_{r=r_i}, \quad i = 1, 2, \quad (16)$$

из (9)–(10) получаем для полей колебательной скорости на наружной боковой поверхности выражения

$$v_1(\omega, z) = \sum_m [A_m(\omega)\hat{J}_1(k_{1m}r_1) - C_m(\omega)\hat{N}_1(k_{1m}r_1)] \sin(\alpha_{1m}(l_2+z)) \quad (17)$$

при $-l_2 \leq z \leq 0$,

$$v_2(\omega, z) = \frac{2}{\pi r_2} \sum_m D_m(\omega) \sin(\alpha_{2m}z) \quad (18)$$

при $0 \leq z \leq l_1$,

где \hat{J}_1 и \hat{N}_1 определяются аналогично (14)–(15) с заменой индекса “0” на “1”. Опуская громоздкие, но простые по сути, преобразования, связанные с вычислением неизвестных коэффициентов A_m ,

C_m и D_m , запишем поля колебательной скорости $v_i(\omega, z)$, $i = 1, 2$ в следующем окончательном виде:

$$v_i(\omega, z) = \sum_p Q_p(\omega) B_{ip}(\omega, z), \quad (19)$$

где

$$Q_p(\omega) = \int_{-l_2}^{l_1} q(\omega, z) \sin(\alpha_{1p}(l_2+z)) dz, \quad (20)$$

а коэффициенты $B_{ip}(\omega, z)$, $i = 1, 2$ описываются выражениями

$$B_{1p}(\omega, z) = \sum_m E_{mp}(\omega) \sin(\alpha_{1m}(l_2+z)), \quad (21)$$

$$B_{2p}(\omega, z) = \frac{4}{\pi r_2 l_1} \sum_n \frac{\sum_m \psi_{mn} E_{mp}(\omega)}{k_{2n} Z_{12}(k_{2n} r_2)} \times \sin(\alpha_{2n}z), \quad (22)$$

в которых

$$E_{mp}(\omega) = \frac{k_{1m}}{\hat{J}_0(k_{1m}r_0)} \times \left[Z_{11}(k_{1m}r_0) L_{mp} + \frac{2j\hat{J}_1(k_{1m}r_1)\delta_{mp}}{\omega\rho_1(l_1+l_2)} \right], \quad (23)$$

$$Z_{1n}(k_{np}r_i) = [\hat{N}_0(k_{np}r_i)\hat{J}_1(k_{np}r_1) - \hat{J}_0(k_{np}r_i)\hat{N}_1(k_{np}r_1)], \quad (24)$$

$n = 1, 2, \quad i = 0, 1$,

$$\psi_{mn} = \int_0^{l_1} \sin(\alpha_{1m}(l_2+z)) \sin(\alpha_{2n}z) dz, \quad (25)$$

и L_{mp} находится из системы уравнений

$$\sum_m F_{nm} L_{mp} = T_{np}, \quad (26)$$

где

$$F_{nm} = \frac{\rho_1(l_1+l_2)l_1}{4\rho_2} \frac{Z_{01}(k_{1n}r_0)}{\hat{J}_0(k_{1n}r_0)} \delta_{nm} - \sum_i \frac{k_{1n} Z_{02}(k_{2i}r_2) Z_{11}(k_{1n}r_0) \psi_{ni} \tilde{\psi}_{mi}}{k_{2i} Z_{12}(k_{2i}r_2) \hat{J}_0(k_{1n}r_0)}, \quad (27)$$

$$T_{np} = \frac{2jP_{np}}{\omega\rho_1(l_1+l_2)\hat{J}_0(k_{1p}r_0)}, \quad (28)$$

$$P_{np} = \sum_l \frac{k_{1p} \psi_{pl} \tilde{\psi}_{nl}}{k_{2l} Z_{12}(k_{2l} r_2)} Z_{02}(k_{2l} r_2) \hat{J}_1(k_{1p} r_1) - \frac{\rho_1(l_1 + l_2) l_1}{4 \rho_2} \hat{J}_0(k_{1p} r_1) \delta_{pn}, \quad (29)$$

$$\tilde{\psi}_{mn} = \int_{-l_2}^{l_1} \sin(\alpha_{2m} z) \sin(\alpha_{1n}(l_2 + z)) dz, \quad (30)$$

δ_{mn} – символ Кронекера. Из (19) видно, что поле колебательной скорости на боковой поверхности исследуемой модели РТ определяется двумя характеристиками: функциями возбуждения $Q_p(\omega)$ и передаточными функциями среды B_{ip} для мод соответствующего номера p . При этом структура выражений для передаточных функций (21) – (22) указывает на существенную связь полей между областями Ω_1 и Ω_2 , которая должна проявляться при исследовании СКХ этих полей.

Рассмотрим СКХ для поля колебательной скорости. Используя (19), запишем ПКФ поля колебательной скорости $v_i(\omega, z)$ в форме

$$K_{vik}(\omega, z_1, z_2) = \langle v_i(\omega, z_1) v_k^*(\omega, z_2) \rangle = \sum_p \sum_m R_{pm}(\omega) B_{ip}(\omega, z_1) B_{km}^*(\omega, z_2), \quad (31)$$

$i, k = 1, 2,$

где

$$R_{pm}(\omega) = \langle Q_p(\omega) Q_m^*(\omega) \rangle = \int_{z_{q1}}^{z_{q2}} \int_{z_{q1}}^{z_{q2}} K_q(\omega, z', z'') \sin(\alpha_{1p}(l_2 + z')) \times \sin(\alpha_{1m}(l_2 + z'')) dz' dz'', \quad (32)$$

$\langle \cdot \rangle$ – символ статистического усреднения, а $K_q(\omega, z', z'')$ – ПКФ поля источников $q(\omega, z)$, расположенных на интервале $[z_{q1}, z_{q2}]$. Для проведения теоретического анализа и численных модельных экспериментов будем использовать модель корреляционной функции, предложенную Корксом [12]:

$$K_q(\omega, z', z'') = \Phi_q(\omega) \times \exp\left(-\frac{|z' - z''|}{\Omega_z}\right) \exp(-jk_c(z' - z'')), \quad (33)$$

где $k_c = \omega/u_c$, u_c – конвективная скорость турбулентного потока; Ω_z – продольный интервал пространственной корреляции пульсаций давления.

Вычисленное при сделанных предположениях выражение функции взаимной корреляции возбуждаемых источниками мод R_{pm} имеет громоздкий вид. Поэтому анализ его проведем для частных случаев сильной ($\Omega_z/|z_{q2} - z_{q1}| \gg 1$) и слабой

($\Omega_z/|z_{q2} - z_{q1}| \ll 1$) корреляции источников. При слабой корреляции источников получим

$$R_{pm} = R_{pm1} - R_{pm2}, \quad (34)$$

где

$$R_{pmi} = \Omega_z \left[\frac{\sin((\alpha_{1p} - (-1)^i \alpha_{1m})(l_2 + z_{q2}))}{\alpha_{1p} - (-1)^i \alpha_{1m}} - \frac{\sin((\alpha_{1p} - (-1)^i \alpha_{1m})(l_2 + z_{q1}))}{\alpha_{1p} - (-1)^i \alpha_{1m}} \right],$$

$i = 1, 2.$

Если источники распределены по всей длине дыхательных путей, т.е. $z_{q1} = -l_2$, $z_{q2} = l_1$, то из (34) получим

$$R_{pm} = \Omega_z(l_1 + l_2) \delta_{mp}. \quad (35)$$

Здесь мы учли ортогональность базисных функций (мод) $\sin(\alpha_{1p}(z + l_2))$ разных номеров p на интервале $[-l_2, l_1]$ вдоль оси цилиндров. Как видим, в данном случае возбуждаемые источником моды некоррелированы между собой. В случае сильной корреляции источников будем иметь

$$R_{pm} = R_p R_m^*, \quad (36)$$

где

$$R_m = \tilde{R}_{m1} - \tilde{R}_{m2}, \quad (37)$$

$$\tilde{R}_{mi} = \frac{\exp(-jk_c(l_2 + z_{qi}))}{\alpha_{1m}^2 - k_c^2} \times [\alpha_{1m} \cos(\alpha_{1m}(l_2 + z_{qi})) - jk_c \sin(\alpha_{1m}(l_2 + z_{qi}))],$$

$i = 1, 2.$

Следовательно, в данном случае возбуждаемые источниками моды полностью когерентны между собой. Эти результаты полностью согласуются с выводами работы [9]. Следует заметить, что даже в случае слабой коррелированности источников мы можем наблюдать высокую степень корреляции шумов дыхания в пространственно разнесенных точках приема. Такая ситуация имеет место, если число интенсивных возбуждаемых мод мало (например, на низких частотах), или когда источники сосредоточены в некоторой области пространства. Непосредственно с ПКФ $K_v(\omega, z_1, z_2)$ связан ряд других важных СКХ, к исследованию которых мы перейдем ниже. Заметим, что модельные оценки этих СКХ мы будем сравнивать с экспериментальными данными, полученными пьезодатчиками, регистрирующими поле ускорений. Поэтому целесообразно проводить их описание в

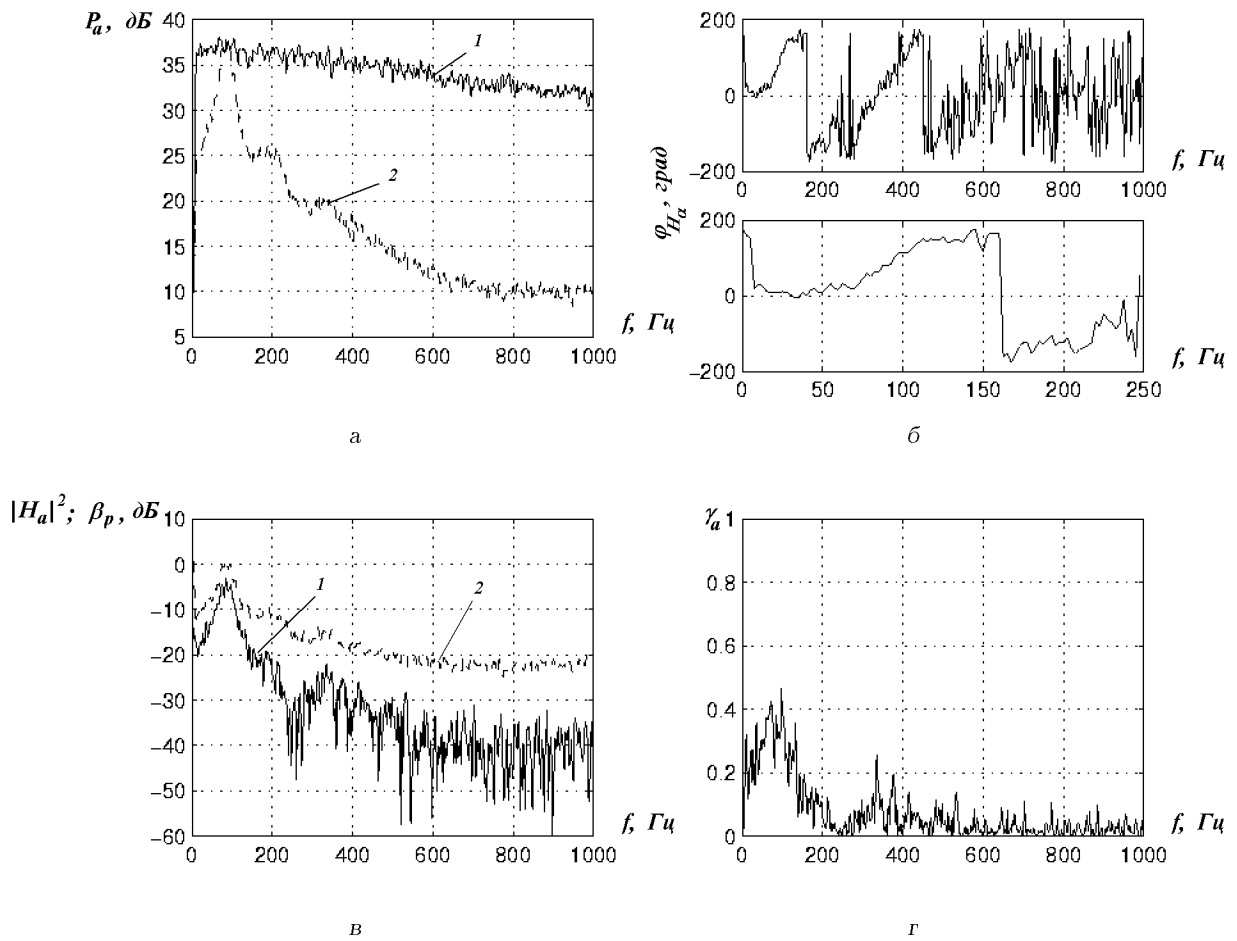


Рис. 2. СКХ для слабокоррелированных источников (результаты моделирования):

а - СПМ в точках $z_1 = -0.8l_2$ (кривая 1) и $z_2 = 0.8l_1$ (кривая 2), б - фаза функции H_a ,
 в - модуль функции H_a (кривая 1) и отношение β_P СПМ в точках z_1 и z_2 (кривая 2),
 г - ФПК сигналов в точках z_1 и z_2

терминах поля ускорений. Тогда для ПКФ поля ускорений будем иметь

$$K_a(\omega, z_1, z_2) = \omega^2 K_v(\omega, z_1, z_2). \quad (38)$$

Определим теперь ряд других СКХ, которые удобны для анализа и будут нами использованы при моделировании. К ним относятся СПМ поля ускорений в точках z на наружной боковой поверхности модели РТ

$$P_a(\omega, z) = K_a(\omega, z, z); \quad (39)$$

нормированная взаимная СПМ полей ускорений в точках z_1 и z_2

$$H_a(\omega, z_1, z_2) = \frac{K_a(\omega, z_1, z_2)}{P_a(\omega, z_1)}, \quad (40)$$

которая представлена в расчетах в виде компонент амплитудного $|H_a(\omega, z_1, z_2)|$ и фазового φ_{H_a}

спектров; ФПК полей ускорений в точках приема z_1 и z_2 [14]:

$$\gamma_a(\omega, z_1, z_2) = \frac{|K_a(\omega, z_1, z_2)|^2}{P_a(\omega, z_1)P_a(\omega, z_2)}. \quad (41)$$

Заметим, что нормированные характеристики (40) и (41) для полей колебательной скорости и ускорений совпадают. Из структуры соотношений (31), (36) и (41) также следует важный признак сильно коррелированных источников – уровень ФПК достигает своего максимального значения во всем рабочем диапазоне частот. Однако на практике использовать этот признак удается только при условии слабой помехи. Если же уровень помех увеличивается, то когерентность регистрируемых сигналов падает, особенно на высоких частотах, что затрудняет возможность определения степени коррелированности сигналов по

уровню ФПК. Поэтому при проведении модельных исследований необходимо учитывать помеху. Достаточно полное представление о влиянии этого фактора может дать добавление к сигналу некоррелированной помехи с равномерным спектром. Тогда ПКФ $K_a(\omega, z_1, z_2)$ регистрируемых на поверхности сигналов будет представлять сумму корреляционных функций шумов дыхания $K_{aS}(\omega, z_1, z_2)$ и помехи $K_{aN}(\omega, z_1, z_2)$, которая может быть записана в матричном виде:

$$\mathbf{K}_a = g_S \mathbf{K}_{aS} + g_N \mathbf{I}, \quad (42)$$

где $g_S = g_S(\omega)$ – СПМ источника сигнала; $g_N = g_N(\omega)$ – СПМ источника помехи; \mathbf{I} – единичная матрица размером $M \times M$ (M – количество точек приема); \mathbf{K}_{aS} – матрица ПКФ сигнала, элементы которой отличаются от (38) нормировкой на максимум, определенный на заданной частоте f_0 . С учетом сделанных предположений было проведено моделирование поля ускорений в характерных точках наружной поверхности рассматриваемой акустической модели РТ. Перейдем к анализу результатов моделирования.

2. РЕЗУЛЬТАТЫ МОДЕЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

В процессе моделирования реализации поля колебательных ускорений шумов дыхания формировались на основе вычисленных значений ПКФ (38) статистическим цифровым методом [13]. К ним добавлялись реализации поля некоррелированной помехи в весовой пропорции, определяемой значениями $g_S(\omega)$ и $g_N(\omega)$ на заданной частоте f_0 . Полученные в результате цифрового моделирования реализации сигналов имели такую же структуру, как и экспериментальные записи сигналов. Поэтому модельные и экспериментальные статистические оценки описанных выше СКХ производились по одним и тем же известным алгоритмам [14].

Рассмотрим результаты моделирования в диапазоне рабочих частот $f \in [0, 1000]$ Гц. Сравним оценки СКХ для распределенных по всей длине дыхательных путей $l_0 = l_1 + l_2$ слабокоррелированных, $\Omega_z = 0.01 l_0$ (рис. 2), и сильнокоррелированных, $\Omega_z = 100 l_0$ (рис. 3), источников.

Оценки СКХ получены для двух пространственно-разнесенных точек приема $z_1 = -0.8l_2$ (наружная боковая поверхность области Ω_1) и $z_2 = 0.8l_1$ (наружная боковая поверхность области Ω_2). При моделировании соотношение уровней СПМ полезного сигнала и помехи на частоте $f_0 = 100$ Гц составляло $g_S(\omega)/g_N(\omega) = 10^3$. Скорость потока

была задана равной $u_c = 5$ м/с. Геометрические характеристики модели РТ определены следующим образом: $l_1 = 0.25$ м, $l_2 = 0.1$ м, $r_0 = 0.0085$ м, $r_1 = 0.065$ м, $r_2 = 0.15$ м. По оси абсцисс на всех рисунках отложена частота f (Гц). По оси ординат на рис. 2, а и рис. 3, а отложен уровень СПМ P_a (дБ) для точек z_1 (кривая 1) и z_2 (кривая 2). На рис. 2, б и рис. 3, б по оси ординат задано значение фазы φ_{Ha} (градусы), свернутое в интервал главных значений $[-\pi, +\pi]$. Для более детального анализа фазочастотной зависимости здесь же приведено дополнительное окно с укрупненным ее фрагментом в полосе частот $f \in [0, 250]$ Гц. На рис. 2, в и рис. 3, в по оси ординат отложен уровень H_a (дБ). Для удобства последующего анализа здесь представлены графики квадрата модуля этой характеристики $|H_a(\omega, z_1, z_2)|^2$ (кривые 1). Кроме того, приведены кривые 2, характеризующие отношение СПМ в рассматриваемых точках приема. Более подробно о свойствах этих кривых будет сказано ниже. Наконец, на рис. 2, г и рис. 3, г по оси ординат отложен уровень ФПК γ_a . Сравнение рис. 2 и рис. 3 показывает, что рассматриваемые СКХ существенно зависят от степени коррелированности источников. В частности, хорошо видно, что уровень ФПК для коррелированных источников возрастает. Однако из-за влияния помехи это имеет место только в диапазоне низких частот, где СПМ шумов дыхания существенно превышает уровень СПМ помехи. Модельные оценки показывают, что при $g_S(\omega)/g_N(\omega) > 10^9$ ФПК для коррелированных источников достигает своего теоретического максимального уровня, равного 1 во всем рабочем диапазоне частот. Однако на практике эти условия не могут быть реализованы. Поэтому влияние помехи существенно снижает возможность правильной оценки степени коррелированности источников по виду ФПК. В связи с этим представляет интерес выявление других признаков коррелированности источников.

Результаты моделирования показывают, что для этой цели можно использовать анализ структуры СПМ P_a и фазовой характеристики φ_{Ha} . Как видно из сравнения рис. 2, а и рис. 3, а СПМ P_a в точке z_1 для слабокоррелированных источников мало меняется в рабочей полосе частот. Такое поведение СПМ объясняется следующими факторами. Во-первых, согласно (35), слабокоррелированные источники возбуждают некоррелированные моды, что исключает их интерференцию в точке приема. Во-вторых, диагональные элементы R_{pp} матрицы (35), определяющие мощность возбуждения мод, не зависят от частоты и одинаковы для всех мод. Наконец, передаточные функ-

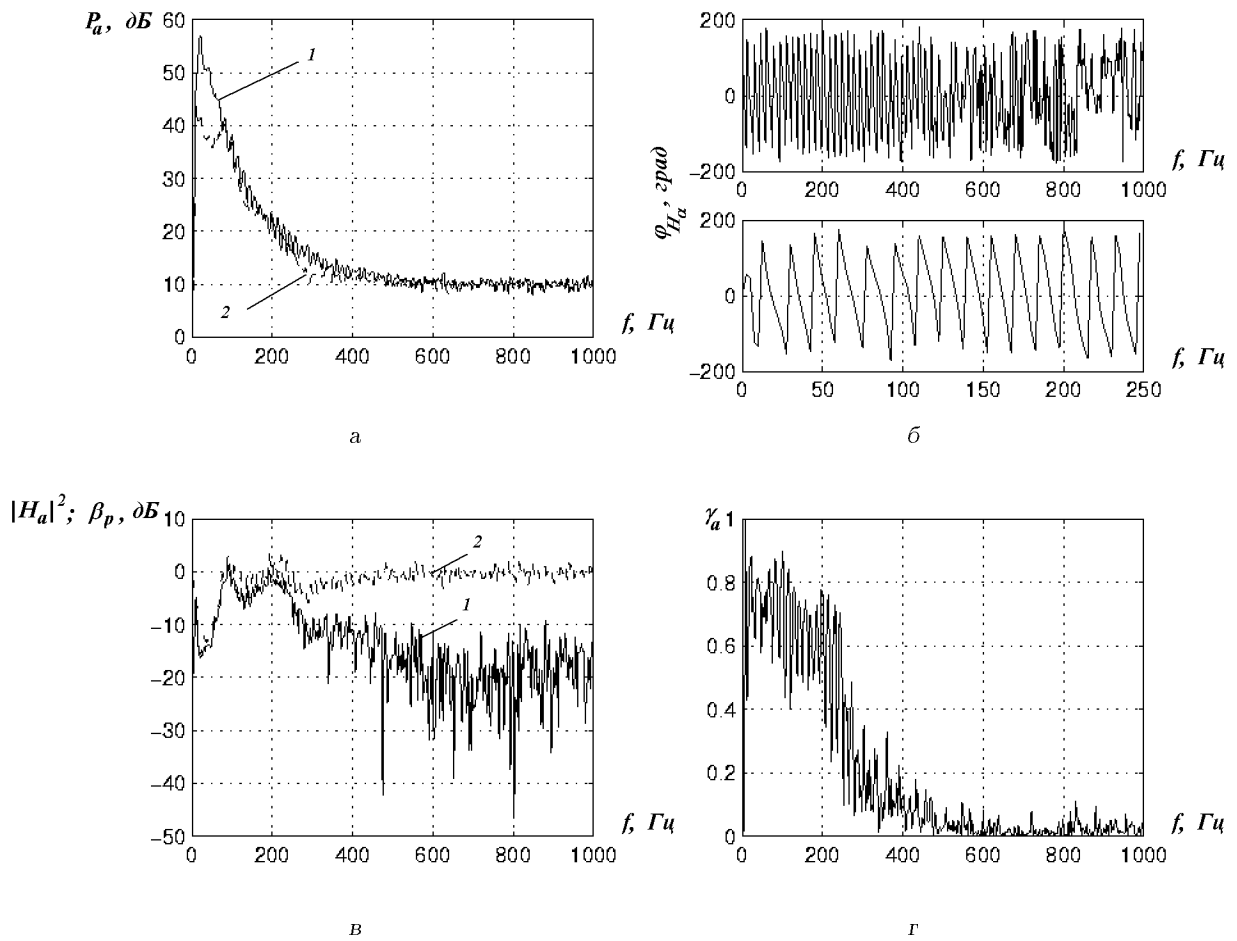


Рис. 3. СКХ для сильнокоррелированных источников (результаты моделирования):

а - СПМ в точках $z_1 = -0.8l_2$ (кривая 1) и $z_2 = 0.8l_1$ (кривая 2), б - фаза функции H_a ,
 в - модуль функции H_a (кривая 1) и отношение β_P СПМ в точках z_1 и z_2 (кривая 2),
 г - ФПК сигналов в точках z_1 и z_2

ции $V_{1p}(\omega, z_1)$ также имеют слабо выраженную частотную зависимость. Для сильнокоррелированных источников в этой же точке z_1 наблюдается быстрый спад СПМ P_a с ростом частоты. В этом случае, согласно (37), источники возбуждают соседние моды в противофазе. Поэтому их интерференция резко снижает общий уровень сигнала в точке приема. Кроме того, как видно из (36) и (37), элементы матрицы $R_{pm}(\omega)$ быстро спадают с ростом частоты. Указанные особенности являются проявлением частотно-зависимых направленных свойств излучающей области, занятой коррелированными источниками шумов дыхания. Таким образом, структура СПМ шумов дыхания в точках, расположенных на шее, может служить индикатором коррелированности источников шумов дыхания. Для точек z_2 , соответствующих поверхности грудной клетки, структура

СПМ менее чувствительна к изменениям характера коррелированности источников шумов дыхания, что уже отмечалось в работе [9]. Это связано с тем, что в области Ω_2 поле определяется в основном первой, наиболее интенсивной модой, амплитуда которой быстро спадает с ростом частоты. Поэтому различие СПМ в ситуациях сильной и слабой коррелированности источников определяется только частотной зависимостью функции мощности возбуждения $R_{pp}(\omega)$, где $p=1$. Ее влияние при сильной коррелированности источников приводит к мало заметному увеличению крутизны спада СПМ.

Еще один признак коррелированности источников можно извлечь из анализа структуры фазовой характеристики $\varphi_{H_a}(\omega)$. Как видно из рис. 2, б, при слабой коррелированности источников изменение фазы на 2π имеет явную периодичность по

частоте. При одной интенсивной p -ой моде эта периодичность приближенно определяется соотношением

$$\Delta f \approx \frac{c_{2p}(\omega)}{r_2 - r_1}, \quad (43)$$

т. е. зависит от фазовой скорости $c_{2p} = \omega/k_{2p}$ наиболее интенсивной моды колебаний в паренхиме легких и соотношения радиальных размеров шеи и грудной клетки. Эта зависимость находится в хорошем соответствии с представлениями о фазовых задержках сигналов при распространении от трахей до грудной клетки, приведенными в [15].

Фазовая характеристика на рис. 3, б тоже имеет четкий период по частоте, в пределах которого фаза изменяется на 2π . Однако в этом случае период равен

$$\Delta f \approx \frac{u_c}{|z_{q2} - z_{q1}|}, \quad (44)$$

т. е. зависит от конвективной скорости потока и продольного размера источника. Таким образом, анализ фазовой характеристики может дать дополнительную информацию о степени коррелированности источников, размерах области, занимаемой ими, а также о скорости потока и направлении его движения.

Сопоставим приведенные результаты моделирования с экспериментальными оценками СКХ реальных шумов дыхания. Следует заметить, что в модели корреляционной функции источников (33) не учитывается изменение скорости потока u_c в процессе дыхания. Этот фактор, вообще говоря, может влиять на периодическую структуру фазочастотной характеристики $\varphi_{H_a}(\omega)$, полученной в эксперименте при обычном дыхании. Поэтому был проведен эксперимент, в котором пациент во время записи шумов дыхания производил длинный равномерный выдох, благодаря чему сохранялась постоянной величина скорости потока u_c . В эксперименте первый пьезодатчик (акселерометр) крепился на шею, а второй – под правой лопаткой. Методика измерений была изложена в [8]. Результаты оценок СКХ, полученных в условиях эксперимента, приведены на рис. 4.

Все обозначения на рис. 4 аналогичны обозначениям на рис. 2 и рис. 3. Как видно из рис. 4, а, СПМ P_a в точке на шее (кривая 1) является медленно спадающей функцией частоты, что характерно для слабокоррелированных источников шумов дыхания. Это также следует из периодической структуры фазочастотной характеристики $\varphi_{H_a}(\omega)$, изображенной на рис. 4, б. Кроме того, из рис. 4, г видно, что практически отсутствует когерентность сигналов в рассматриваемых точках приема. Физически этот факт свидетельствует о

том, что скорость потока воздуха при дыхании не достаточно велика. В результате создаются условия, достаточные для развития только мелко-масштабной турбулентности, которая и порождает слабокоррелированные пульсации давления. Таким образом, приведенные результаты модельных и экспериментальных исследований указывают на справедливость гипотезы о слабой коррелированности источников шумов дыхания.

Полезную информацию можно извлечь из структуры модуля амплитуды нормированной взаимной СПМ $|H_a(\omega, z_1, z_2)|$. Традиционно данная характеристика используется в задачах оценивания передаточных функций акустических волноводов [14]. При этом одна точка приема связана с источником сигналов на входе волновода, а вторая располагается на выходе волновода. За счет нормировки взаимной СПМ удается исключить влияние источника и оценить передаточную функцию волновода. В нашей задаче источник сигналов нам не доступен. Тем не менее, эта характеристика дает представление о степени когерентности сигналов в разных точках РТ и соотношении их уровней в рабочем диапазоне частот. Эта информация полезна для грубой оценки положения локализованных в ограниченных областях РТ источников, что мы проиллюстрируем ниже. Для удобства анализа на графиках рис. 2, в и рис. 3, в представлен квадрат модуля $|H_a(\omega, z_1, z_2)|^2$ этой характеристики (в дБ) (кривая 1). Здесь же, для сравнения, приведены значения параметра $\beta_P(\omega, z_1, z_2)$ (в дБ) (кривая 2), определяющего отношение СПМ $P_a(\omega, z_1)$ и $P_a(\omega, z_2)$ в точках приема z_1 и z_2 :

$$\beta_P(\omega, z_1, z_2) = P_a(\omega, z_2)/P_a(\omega, z_1).$$

Учитывая справедливость соотношения

$$|H_a(\omega, z_1, z_2)|^2 \leq \beta_P(\omega, z_1, z_2), \quad (45)$$

где знак равенства имеет место при полной когерентности сигналов в наблюдаемых точках, мы можем с помощью этих характеристик оценивать изменение когерентности сигналов в рабочем диапазоне, сохраняя при этом информацию об их относительных уровнях. Анализ результатов моделирования, представленных на рис. 2, в и рис. 3, в подтверждает справедливость неравенства (45). При этом характеристики $|H_a(\omega, z_1, z_2)|^2$ и $\beta_P(\omega, z_1, z_2)$ тем лучше согласуются между собой, чем выше уровень когерентности сигналов. Подобная картина наблюдается и для экспериментальных оценок СПМ, приведенных на рис. 4, в.

В области рабочих частот, где уровни сигналов существенно превышают помеху, введенная

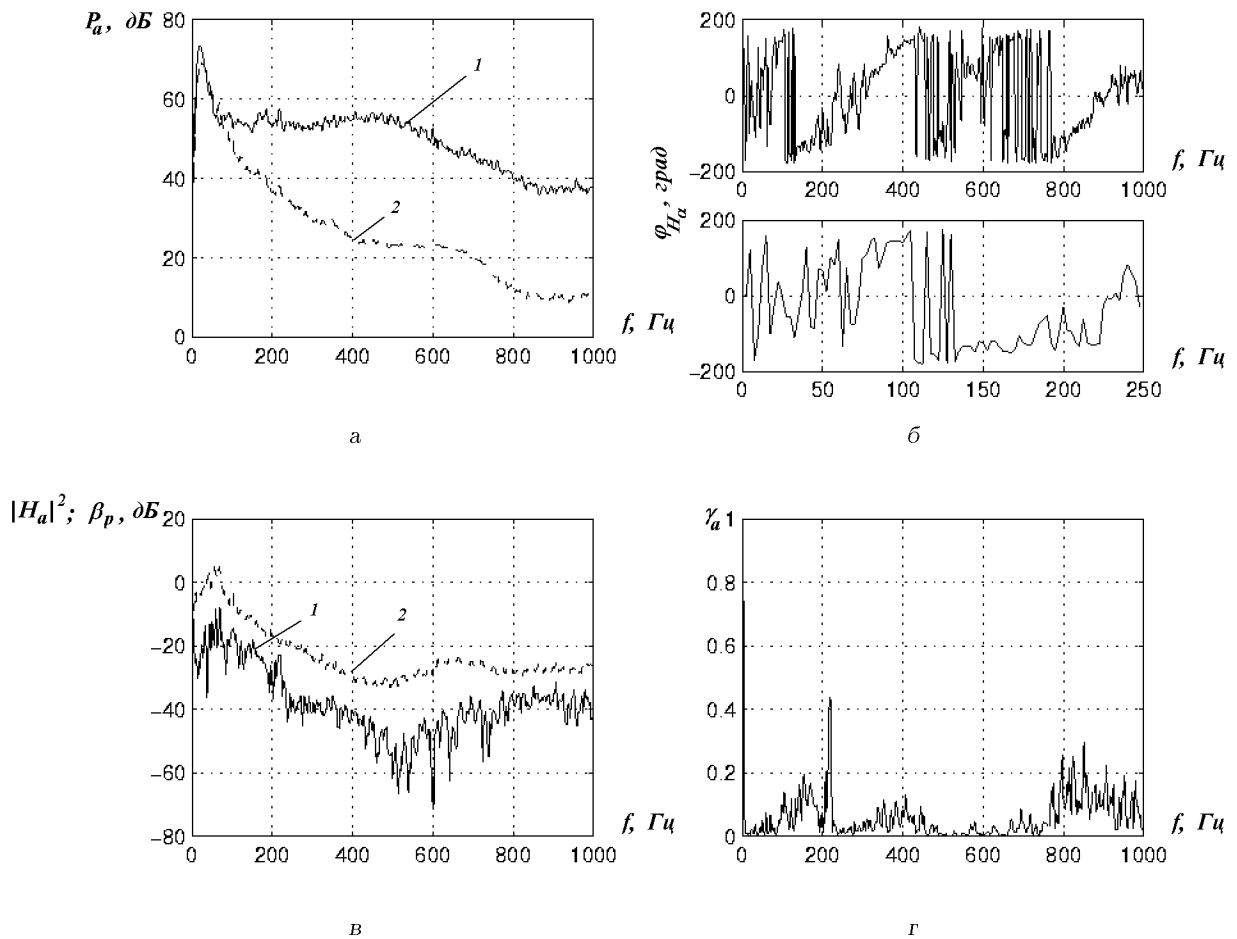


Рис. 4. Экспериментальные оценки СКХ:

а - СПМ в точках приема на уровне шеи (кривая 1) и под правой лопаткой (кривая 2), б - Фаза функции H_a ,
 в - Модуль функции H_a (кривая 1) и отношение β_p СПМ в точках приема (кривая 2),
 г - ФПК сигналов в точках приема

при определении $|H_a(\omega, z_1, z_2)|$ нормировка позволяет исключить влияние частотной зависимости СПМ $g_S(\omega)$ шумов дыхания на источнике. В ряде случаев это позволяет непосредственно оценивать соотношение передаточных функций исследуемых трактов для выбранных точек приема, например, когда источник сосредоточен или возбуждает только одну интенсивную моду. Если же источник распределенный, то в общем случае разделить влияние источника (его направленности) и канала распространения не удастся. Ситуация несколько упрощается если для одной из точек приема можно пренебречь частотной зависимостью передаточной функции канала. В нашем исследовании таким условиям могут удовлетворять некоторые точки приема, расположенные на шее. Расчеты показывают, что они должны располагаться ближе к нижней границе шеи. В этом случае мы

можем оценивать передаточные функции РТ для других точек приема, но с учетом влияния направленности излучения источников. Таким образом, при правильном планировании экспериментов за счет рационального выбора точек измерения можно повысить информативность полученных данных.

Рассмотрим теперь зависимость оценок СКХ от положения и размеров области, занимаемой источниками. Последующий анализ будем проводить при гипотезе о некоррелированности источников шумов дыхания. Исследуем два интересных для практики случая. В первом случае будем полагать, что источники сосредоточены в верхней части области дыхательных путей Ω_0 : $z_{q1} = -l_2$; $z_{q2} = 0$, т.е. на уровне шеи. Примером этой ситуации может служить дыхание при отеках или опухолях в горле, затрудняющих дыхание и уси-

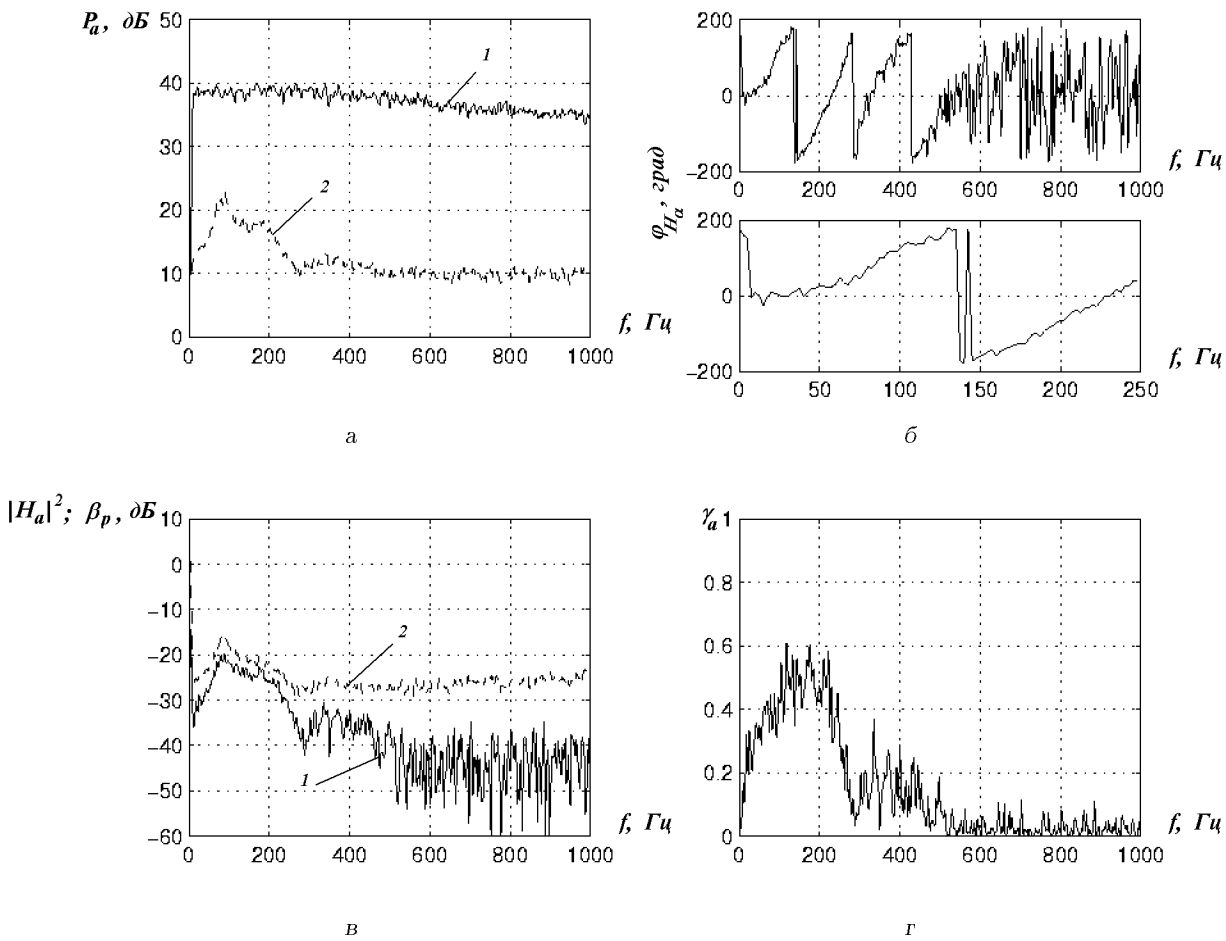


Рис. 5. СКХ для слабокоррелированных источников в верхней области дыхательных путей Ω_0 $z_{q1} = -l_2$; $z_{q2} = 0$ (результаты моделирования):
 а - СПМ в точках $z_1 = -0.8l_2$ (кривая 1) и $z_2 = 0.8l_1$ (кривая 2), б - фаза функции H_a ,
 в - модуль функции H_a (кривая 1) и отношение β_p СПМ в точках z_1 и z_2 (кривая 2),
 г - ФПК сигналов в точках z_1 и z_2

ливающих пульсации давления источников шумов дыхания в данной области. Результаты расчетов для этой ситуации представлены на рис. 5.

Из сравнения рис. 2, а и рис. 5, а видно, что в этой ситуации заметно снижается уровень СПМ в точке z_2 . Анализ (34) показывает, что это связано с проявлением направленности излучения отдельных мод областью, занятой источниками. При этом слабо возбуждается первая мода, определяющая поле на поверхности области Ω_2 (т. е. на грудной клетке). Из-за падения уровня сигнала возрастает влияние помехи, что нарушает регулярный характер изменения фазочастотной характеристики. В частности, на рис. 2, б и рис. 5, б видно быстрое изменение фазы $\varphi_{H_a}(\omega)$ в окрестности частоты $f \approx 270$ Гц. Анализ показывает, что в этой области частот передаточные функции ин-

тенсивных мод сигнала $B_{2p}(\omega, z_2)$ имеют наиболее низкий минимум. Это подтверждает высказанное в работе [8] предположение о возможности существования в этой области частот антирезонанса. Анализ рис. 5, в показывает, что из-за слабого возбуждения шумов дыхания в области грудной клетки уровень характеристики $|H_a(\omega, z_1, z_2)|^2$ заметно падает. Вместе с тем, из-за сосредоточенности источников повышается когерентность регистрируемых сигналов, что хорошо заметно из сравнения графиков на рис. 2, г и рис. 5, г.

Перейдем к анализу второго случая, когда источники сосредоточены в нижней части области дыхательных путей Ω_0 : $z_{q1} = 0$; $z_{q2} = l_1$, т. е. на участке ниже уровня шеи. Такая ситуация может возникнуть при стенозе дыхательных путей из-за опухоли или накопления слизи в бронхах и трахее.

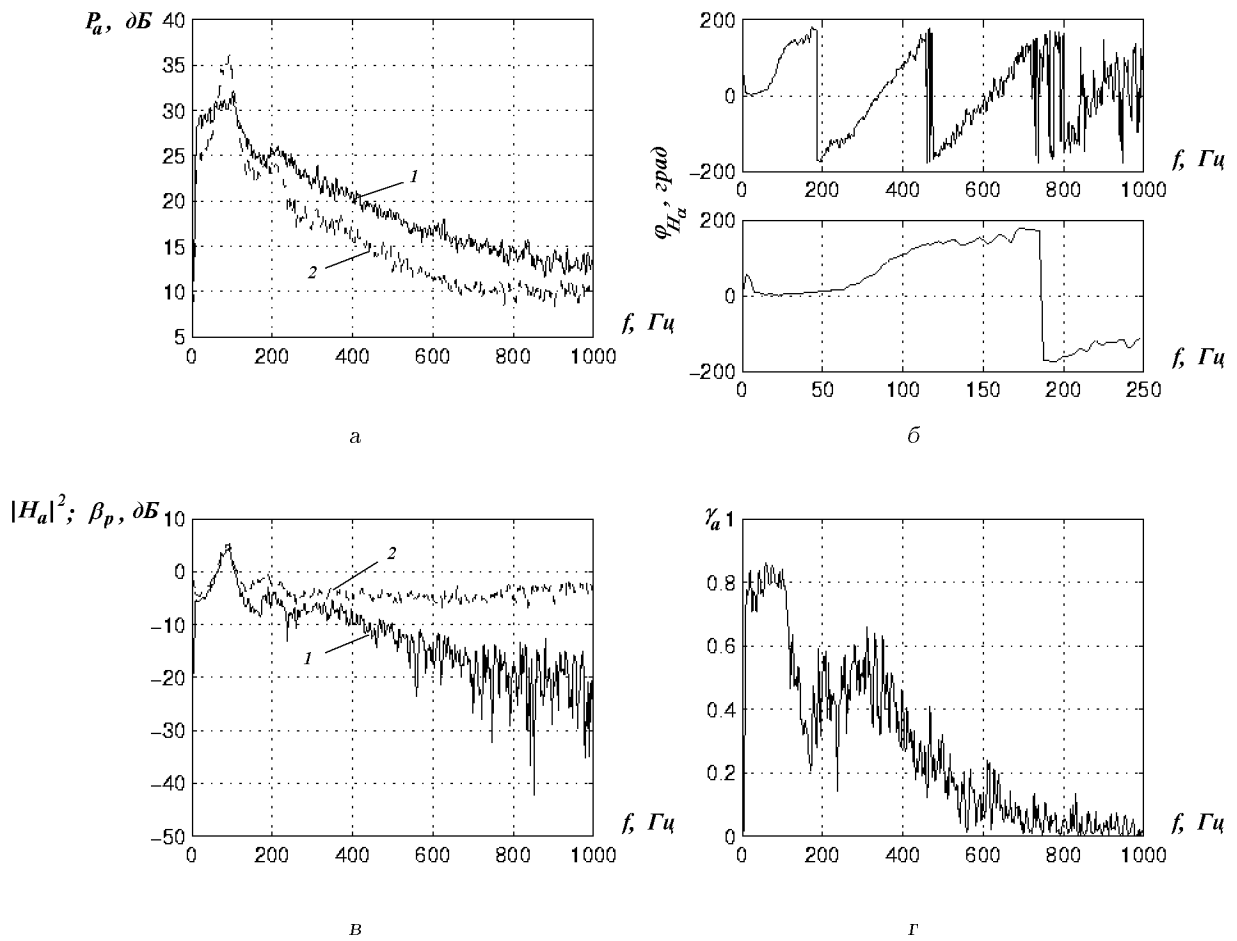


Рис. 6. СКХ для слабокоррелированных источников в нижней области дыхательных путей Ω_0 $z_{q1}=0$; $z_{q2}=l_1$ (результаты моделирования):
 а - СПМ в точках $z_1 = -0.8l_2$ (кривая 1) и $z_2 = 0.8l_1$ (кривая 2), б - фаза функции H_a ,
 в - модуль функции H_a (кривая 1) и отношение β_P СПМ в точках z_1 и z_2 (кривая 2),
 г - ФПК сигналов в точках z_1 и z_2

Результаты моделирования для этого случая приведены на рис. 6.

Как видно из рис. 6, а, здесь имеет место противоположная картина, т.е. снижается уровень и увеличивается крутизна спада СПМ P_a в точке z_1 . Из (34) следует, что это обусловлено возбуждением только одной интенсивной моды, которая и определяет характер частотной зависимости СПМ. Отметим, что преобладание одной моды обеспечивает более отчетливую картину периодического изменения фазочастотной характеристики $\varphi_{Pa}(\omega)$ на рис. 6, б. Кроме того, при этом возрастает уровень ФПК (рис. 6, г). Сравнительный анализ рис. 5, в и рис. 6, в показывает, что в данной ситуации уровень $|H_a(\omega, z_1, z_2)|^2$ заметно возрастает. Следовательно, величина этой характеристики чувствительна к изменению места

расположения наиболее интенсивных источников шумов дыхания.

Для проверки этой закономерности был проведен эксперимент, который состоял из двух опытов. В первом регистрировались сигналы при обычном глубоком дыхании, а во втором пациент в процессе глубокого дыхания сокращал дыхательное отверстие глотки мышцами гортани. За счет этого интенсивность источников шумов дыхания на уровне шеи существенно возростала. Съём данных, как и в предыдущем эксперименте, производился в точках на шее и под правой лопаткой. Результаты приведены на рис. 7 (первый опыт) и рис. 8 (второй опыт).

Как видно из сравнения графиков на рис. 7, в и рис. 8, в характеристики $|H_a(\omega, z_1, z_2)|^2$ на них заметно отличаются. Уменьшение уровня этой ха-

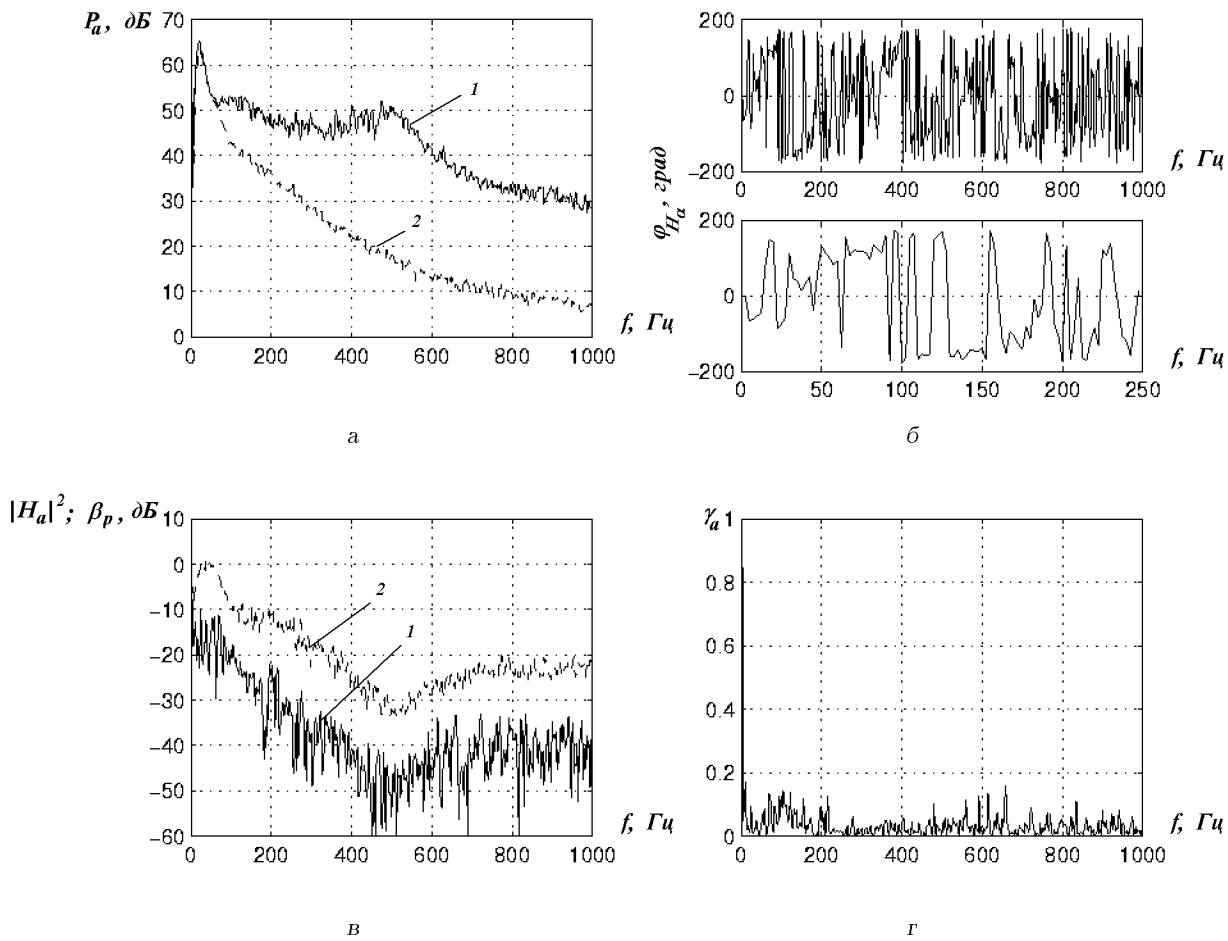


Рис. 7. Экспериментальные оценки СКХ при обычном глубоком дыхании:
 а - СПМ в точках приема на уровне шеи (кривая 1) и под правой лопаткой (кривая 2), б - фаза функции H_a ,
 в - модуль функции H_a (кривая 1) и отношение β_p СПМ в точках приема (кривая 2),
 г - ФПК сигналов в точках приема

рактические характеристики на рис. 8, в указывает на усиление шумов, генерируемых источниками, расположенными на уровне шеи. Заметим, что локализация интенсивных источников приводит к повышению уровня ФПК на рис. 8, г. Интересно также отметить, что даже при форсированном дыхании суженной гортанью характер периодичности фазочастотной характеристики на рис. 8, б соответствует гипотезе о некоррелированности источников шумов дыхания. При этом за счет повышения уровня сигнала более четко проявляется периодичность изменения фазочастотной характеристики в полосе рабочих частот.

В заключение заметим, что аналогичные исследования были выполнены для случаев, когда обе точки приема располагались либо на поверхности области Ω_1 (шея), либо на поверхности Ω_2 (грудная клетка). Анализ результатов показывает, что

в этих ситуациях фазовая характеристика $\varphi_{H_a}(\omega)$ в области сильных сигналов слабо зависит от частоты. При одной интенсивной моде это хорошо видно из (43), где надо положить $r_1=r_2$. Небольшие отклонения фазы наблюдаются на частотах, где поле в точках приема формируется интенсивными модами разного номера, или группами мод. По сути, в этом случае поведение фазы $\varphi_{H_a}(\omega)$ будет определяться разностью незначительно отличающихся фазовых скоростей этих мод. Что же касается ФПК, то для распределенного некоррелированного источника она выше для точек приема на грудной клетке. Это связано с переносом энергии в этой области в основном одной интенсивной модой. Поэтому когерентность имеет высокий уровень в области частот, где эта мода преобладает над помехой. Для сосредоточенного источника уровень шумов дыхания в полосе рабочих

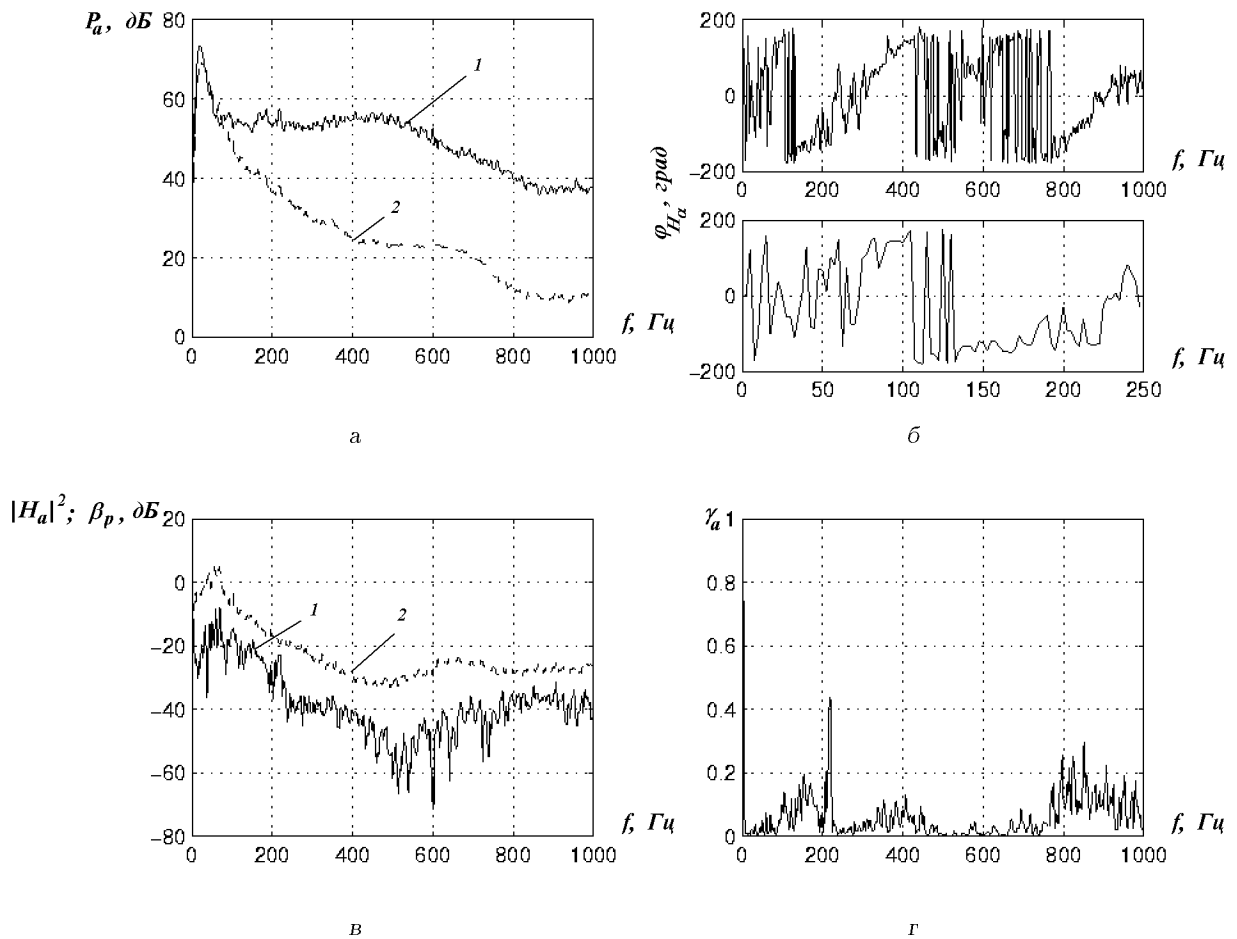


Рис. 8. Экспериментальные оценки СКХ при глубоком дыхании с мышечным сокращением дыхательного отверстия глотки:

а - СПМ в точках приема на уровне шеи (кривая 1) и под правой лопаткой (кривая 2), б - фаза функции H_a ,
 в - модуль функции H_a (кривая 1) и отношение β_P СПМ в точках приема (кривая 2),
 г - ФПК сигналов в точках приема

частот существенно меняется при изменении положения источника. Если источник расположен на уровне шеи, то в области грудной клетки возбуждаются слабые сигналы и это снижает уровень когерентности снимаемых там сигналов. В то же время, ФПК для точек приема на шее, где возбуждаются сильные сигналы, заметно возрастает. В противоположной ситуации, когда источники расположены ниже уровня шеи, когерентность сигналов в точках на шее и грудной клетке примерно одинакова. В данном случае ФПК определяется одной интенсивной модой, и поэтому имеет существенный уровень на низких частотах, где эта мода заметно превышает помеху.

ВЫВОДЫ

1. Рассмотрена акустическая модель РТ, учиты-

вающая распространение больших дыхательных путей в область шеи. Получены выражения для передаточных характеристик этого тракта при осесимметричном расположении источников шумов дыхания.

- С помощью методов статистического моделирования исследованы СКХ сигналов, формируемых на поверхности РТ источниками, пространственная корреляция которых удовлетворяет модели Коркоса. Результаты моделирования сопоставлены с экспериментальными СКХ. Показано, что хорошее соответствие этих оценок имеет место для гипотезы о некоррелированности источников.
- Выполнен анализ факторов, влияющих на структуру СКХ для ряда типичных случаев.

В терминах СКХ определена система признаков, позволяющая различать сильнокоррелированные и слабокоррелированные источники, а также оценивать их пространственное расположение.

4. Установлена связь геометрических и акустических параметров модели с величиной скорости изменения по частоте фазового сдвига сигналов между пространственно-разнесенными точками приема.

Представленные результаты показывают, что использование модельных представлений позволяет более целенаправленно проводить исследования характеристик РТ и выявлять характерные особенности структуры СКХ и причины их изменения, возникающие при заболеваниях РТ. Это расширяет возможности компьютерной диагностики заболеваний РТ.

БЛАГОДАРНОСТИ

Автор глубоко признателен коллегам проф. докт. физ.-мат. наук И. В. Вовку за полезные замечания по выбору структуры акустической модели, а также канд. физ.-мат. наук В. Н. Олийнюку за помощь при проведении экспериментальных исследований.

1. *Forgacs P.* Lung sounds // *Brit. J. Dis. Chest.*– 1969.– **63**.– P. 1–12.
2. *Ploysongsang Y., Martin R. R., Ross W. R. D., Loudon R. G., Machlem P.* Breath sounds and regional ventilation // *Am. Rev. Respir. Dis.*– 1977.– **116**.– P. 187–199.
3. *Loudon R., Murphy R. L. H.* Lung sounds // *Am. Rev. Respir. Dis.*– 1984.– **130**.– P. 663–673.
4. *Болезни органов дыхания: Руководство для врачей.* В 4-х томах / Ред. Н. Р. Палева. Т. 2. Частная пульмонология.– М: Медицина, 1989.– 512 с.
5. *Замотаев И. П., Магазаник Н. А., Водолазский Л. А., Голиков В. А., Щедрина О. И.* Спектральный анализ важнейших аускультативных признаков // *Клиническая медицина.*– 1974.– **52**, N 5.– С. 97–101.
6. *Gavriely N., Palti Y., Alroy G.* Spectral characteristics of normal breath sounds // *J. Appl. Physiol.*– 1981.– **50**, N 2.– P. 307.
7. *Макаренков А. П., Рудницкий А. Г.* Возможности диагностики легочных патологий при двухканальной обработке дыхательных шумов человека // *Акуст. ж.*– 1995.– **41**, N 2.– С. 272–277.
8. *Вовк И. В., Дахнов С. Л., Крижановский В. В., Олийнюк 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.
9. *Вовк И. В., Залуцкий К. Э., Красный Л. Г.* Акустическая модель респираторного тракта человека // *Акуст. ж.*– 1994.– **40**, N 5.– С. 762–767.
10. *Wodichka G. R., Stevens K. N., Golub H. L., Crawahol E. G., Shannon D. C.* A model of acoustic transmission in the respiratory system // *IEEE Trans. Biomed. Eng.*– 1989.– **36**, N 9.– P. 925–933.
11. *Вовк И. В., Гринченко В. Т., Красный Л. Г., Макаренков А. П.* Проблемы регистрации и классификации шумов дыхания человека // *Акуст. ж.*– 1994.– **40**, N 1.– С. 50–56.
12. *Corcos G. M.* The structure of the turbulent pressure field in boundary-layered flows // *J. Fluid. Mech.*– 1964.– **18**.– P. 353–378.
13. *Быков В. В.* Цифровое моделирование в статистической радиотехнике.– М: Советское радио, 1971.– 328 с.
14. *Бендат Дж., Пирсол А.* Применения корреляционного и спектрального анализа.– М: Мир, 1983.– 312 с.
15. *Wodichka G. R., Aguire A., DeFrain P. D., Shannon D. C.* Phase delay of pulmonary acoustic transmission from trachea to chest wall // *IEEE Trans. Biomed. Eng.*– 1992.– **39**, N 10.– P. 1053–1058.