

УДК 534.7

АДАПТИВНОЕ ОБНАРУЖЕНИЕ И ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ЛОКАЛЬНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ АКУСТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ОБЪЕКТОВ

В. В. КРИЖАНОВСКИЙ, В. В. КРИЖАНОВСКИЙ (мл.)

*Институт гидромеханики НАН Украины, Киев**Получено 30.01.2009*

В рамках статистического подхода рассмотрена задача синтеза адаптивного алгоритма обнаружения и визуализации изменений информативных акустических характеристик объектов. В качестве определяющей информативной характеристики использованы оценки спектральной плотности мощности регистрируемых на поверхности объекта акустических сигналов. Для оценки характеристик сигналов и помех используются обучающие выборки данных. Проанализирована структура синтезированного алгоритма и предложены варианты его модификации. Показано, что важной его составной частью является препроцессорная обработка сигналов, обеспечивающая предварительную адаптивную фильтрацию помех. Представлены результаты экспериментальной проверки эффективности предложенных статистик на основе методологии численного и имитационного моделирования. Показано, что разработанные достаточные статистики позволяют формировать акустические портреты зарегистрированных на поверхности исследуемых объектов сигналов и на основе их объективного анализа выявлять изменения информативных акустических характеристик объектов и определять область локализации этих артефактов.

У рамках статистичного підходу розглянуто задачу синтезу адаптивного алгоритму виявлення та візуалізації змін інформативних акустичних характеристик об'єктів. За визначальну інформативну характеристику правили оцінки спектральної щільності потужності зареєстрованих на поверхні об'єкта акустичних сигналів. Для оцінювання характеристик сигналів і перешкод використані навчальні вибірки даних. Проаналізовано структуру синтезованого алгоритму й запропоновані варіанти його модифікації. Показано, що важливою його складовою частиною є препроцесорна обробка сигналів, яка забезпечує попередню адаптивну фільтрацію перешкод. Представлено результати експериментальної перевірки ефективності запропонованих статистик на основі методології чисельного й імітаційного моделювання. Показано, що розроблені достатні статистики дозволяють формувати акустичні портрети зареєстрованих на поверхні досліджуваних об'єктів сигналів і на базі їх об'єктивного аналізу виявляти зміни інформативних акустичних характеристик об'єктів і визначати область локалізації цих артефактів.

The problem of synthesizing the adaptive algorithm for detecting and visualizing the changes of the objects' informative acoustic characteristics has been considered within the framework of the statistical approach. The estimations of power spectral density of the acoustic signals recorded on the object's surface are chosen as determining informative characteristics. Training data samples are used for estimating the signal's and interference's characteristics. The structure of the synthesized algorithm has been analyzed and variants of its modification have been offered. It is shown that the important component of the algorithm is the front-end signal processing, that provides the preliminary adaptive noise filtration. The results of experimental check of efficiency of the offered statistics based on the methodology of numerical and imitation modeling are presented. The developed sufficient statistics are shown to provide forming of the acoustic portraits of the signals registered on the surfaces of investigated objects. Changes in the objects' informative acoustic characteristics may be detected and regions of these artifacts localization may be determined on the basis of the objective analysis of these statistics.

ВВЕДЕНИЕ

В последнее время в медицину широко внедряются современные информационные технологии. Одним из перспективных направлений является разработка компьютерных систем для неинвазивной диагностики состояния респираторного тракта человека. Важнейший источник информации для таких систем – звуки дыхания, регистрируемые на поверхности грудной клетки человека. Этот тезис подтверждается многолетней медицинской практикой, которая показала, что звуки дыхания содержат важную диагностическую информацию о патологиях тканей легких и дыхательных путей. Поэтому актуальна задача разработки эффективных вычислительных процедур для анализа звуков дыхания.

Как известно, наибольшей информативностью

обладают визуальные методы представления сигналов (см., например, обширную библиографию по методам визуализации ультразвуковых полей в медицине, приведенную в [1]). Следует отметить, что рассмотренные в указанной монографии методы визуализации основаны на использовании трансмиссионных способов зондирования обследуемых объектов. Это накладывает определенные физиологические ограничения на мощность используемых источников ультразвука, а значит, снижает возможность визуализации сигналов от слабоконтрастных патологических образований в зондируемых тканях. В связи с этим перспективными представляются развивающиеся в последнее время подходы, основанные на регистрации, обработке и анализе естественных звуков дыхания человека [2–10]. Достоинством этих подходов, кроме их неинвазивности, является переход в область

низкочастотного звука, обладающего более высокой проникающей способностью, чем ультразвук.

Основная проблема, с которой приходится сталкиваться при формализации процедур интерпретации результатов наблюдения сигналов дыхания, связана с отсутствием адекватной модели, позволяющей получить аналитическое описание акустических процессов в респираторной системе человека. Для преодоления этой трудности часто используется хорошо известный из медицинской практики прием сравнения сигналов, характерных для нормы и патологии. Характерный пример такого подхода для диагностики респираторных сигналов – респиросонограммная форма представления спектров мощности звуков дыхания [4]. Следует, однако, отметить, что респиросонограмма не позволяет получить цельную картину распределения энергии звуков дыхания по поверхности грудной клетки. В то же время, высокая информативность анализа информации в привязке к топографии тела подтверждается практикой рентгенографической диагностики состояния органов дыхания. В связи с этим цель данной работы состоит в разработке эффективных статистик для формирования акустических портретов пространственного распределения энергии звуков дыхания на поверхности грудной клетки и выявления изменений их структуры.

Как правило, наблюдаемые полезные сигналы регистрируются на фоне помех и имеют случайный характер. Поэтому задача визуализации полезного сигнала эквивалентна задаче выделения полезных сигналов на фоне помех. Точно так же можно считать эквивалентными задачи визуализации артефактов полезных сигналов, вызванных патологическими процессами, а также различения полезных сигналов, зарегистрированных до и после появления таких артефактов. Учитывая случайную природу сигналов и помех и ограниченность априорной информации об их характеристиках, для решения указанных задач целесообразно применить статистические методы.

Прежде чем перейти к формулировке задачи синтеза алгоритмов визуализации полезных сигналов и их артефактов, заметим, что при отсутствии достаточной априорной информации о статистических характеристиках сигналов и помех обычно используются обучающие выборки записей сигналов, зарегистрированных в контролируемых условиях, близких к реальным. Поэтому при формулировке статистической задачи различения сигналов будем предполагать, что мы располагаем соответствующим набором обучающих записей сигналов.

1. СИНТЕЗ АДАПТИВНОГО АЛГОРИТМА ОБНАРУЖЕНИЯ И ВИЗУАЛИЗАЦИИ

Сформулируем следующую статистическую задачу различения сигналов. Пусть на поверхности обследуемого объекта в точках R_m , $m=1, \dots, M$ расположено M приемников акустических сигналов $u(t_i, R_m)$, которые регистрируются в дискретные моменты времени t_i , $i=1, \dots, N$ и содержат аддитивную смесь полезного сигнала $s(t_i, R_m)$ и случайной помехи $n(t_i, R_m)$.

Предположим, что мы располагаем обучающими записями сигналов $y_0(t_i, R_m)$, которые получены в известных контролируемых условиях и характеризуют определенное, принятое в качестве эталонного, акустическое состояние обследуемого объекта. Согласно [11], алгоритм обнаружения различий между тестируемыми и обучающими сигналами может быть определен из отношения правдоподобия (ОП) вида

$$\lambda(u, y_0) = \frac{W(u, y_0/H_\infty)}{W(u, y_0/H_0)}, \quad (1)$$

в котором фигурируют совместные условные плотности вероятности тестируемой $u(t_i, R_m)$ и обучающей $y_0(t_i, R_m)$ реализаций, определенные для двух статистических гипотез о принятом сигнале:

- 1) гипотеза H_0 соответствует ситуации, когда полезный сигнал $s(t_i, R_m) = s_0(t_i, R_m)$, т. е. формируется в условиях, принятых в качестве эталонных;
- 2) гипотеза H_∞ справедлива, если $s(t_i, R_m) = s_\infty(t_i, R_m)$, т. е. сигнал сформирован с учетом изменений информативных акустических характеристик объекта относительно выбранного эталона.

Для конкретизации структуры ОП необходимо определить вид фигурирующих в нем распределений плотности вероятности. Будем полагать, что поля сигнала и помехи удовлетворяют гауссовскому закону распределения вероятностей с нулевым математическим ожиданием.

Для упрощения структуры ОП (1) целесообразно провести преобразование Фурье входных сигналов по времени и воспользоваться некоррелированностью спектральных отсчетов разных частот. Для этого в каждой точке приема R_m разобьем последовательность выборок входных отсчетов $u(t_i, R_m)$ на L одинаковых квазистационарных сегментов, длительность которых превышает

интервал корреляции помехи по времени. Выполнив дискретное преобразование Фурье каждой l -ой подпоследовательности, получим

$$U_l(\omega_k, R_m) = \frac{1}{N_L} \times \sum_{i=(l-1)N_L}^{lN_L-1} u(t_i, R_m) \exp(-j\omega_k i \Delta t), \quad (2)$$

где $N_L = N/L$ – размерность быстрого преобразования Фурье; $\Delta t = t_{i+1} - t_i$.

Учитывая, что спектральные отсчеты на частотах $\omega_k \neq \omega_n$ некоррелированы, а следовательно, независимы, можем записать ОП (1) в виде

$$\lambda(u, y_0) = \prod_{l=1}^L \prod_{q=1}^Q \prod_{k=k_b}^{k_t} \frac{W(\mathbf{U}_l(\omega_k)/H_\infty)}{W(\mathbf{U}_l(\omega_k)/H_0)} \times \frac{W(\mathbf{Y}_q(\omega_k)/H_\infty)}{W(\mathbf{Y}_q(\omega_k)/H_0)}, \quad (3)$$

где номера k_b и k_t , определяют границы рабочего диапазона частот; $W(\mathbf{U}_l(\omega_k)/H_\infty)$ и $W(\mathbf{U}_l(\omega_k)/H_0)$, $W(\mathbf{Y}_q(\omega_k)/H_\infty)$ и $W(\mathbf{Y}_q(\omega_k)/H_0)$ – условные плотности вероятности соответствующих векторов комплексных отсчетов, имеющих идентичную структуру элементов. В частности, элементы вектора $\mathbf{U}_l(\omega_k)$ можно представить в виде

$$\mathbf{U}_l(\omega_k) = [\dot{U}_l(\omega_k, R_1), \dot{U}_l^*(\omega_k, R_1), \dots, \dot{U}_l(\omega_k, R_M), \dot{U}_l^*(\omega_k, R_M)].$$

Согласно [12], условную плотность вероятности вектора $\mathbf{U}_l(\omega_k)$ можно представить в форме

$$W(\mathbf{U}_l(\omega_k)) = \frac{1}{(4\pi)^M \det(\mathbf{K}_l(\omega_k))} \times \exp(-\mathbf{U}_l^+(\omega_k) \mathbf{K}_l^{-1}(\omega_k) \mathbf{U}_l(\omega_k)), \quad (4)$$

где $\mathbf{K}_l(\omega_k) = \langle \mathbf{U}_l(\omega_k) \mathbf{U}_l^+(\omega_k) \rangle$ – эрмитова матрица взаимных спектральных плотностей мощности (ВСПМ) спектральных отсчетов, а угловые скобки – символ статистического усреднения.

Матрицу $\mathbf{K}_l(\omega_k)$ можно представить в виде

$$\mathbf{K}_l(\omega_k) = \mathbf{\Gamma}_N(\omega_k) + D_l \mathbf{\Gamma}_S(\omega_k),$$

где

$$\mathbf{\Gamma}_N(\omega_k) = g_N(\omega_k) \mathbf{I}; \quad \mathbf{\Gamma}_S(\omega_k) = g_S(\omega_k) \mathbf{G}_S(\omega_k).$$

D_l – коэффициенты, учитывающие динамику изменений во времени уровней излучаемой источниками сигналов энергии; $g_N(\omega_k)$ и $g_S(\omega_k)$ – спектральные плотности мощности (СПМ) источников помехи и сигнала; \mathbf{I} и $\mathbf{G}_S(\omega_k)$ – единичная и эрмитова матрицы размера $M \times M$, характеризующие ВСПМ помехи и сигнала по пространству точек приема на каждой из частот ω_k . Тогда статистика (3) может быть преобразована к эквивалентной форме

$$\ln(\lambda(u, y_0)) = \ln(\lambda(u, y_0/H_\infty)) - \ln(\lambda(u, y_0/H_0)), \quad (5)$$

компоненты, которой имеют вид

$$\begin{aligned} \ln(\lambda(u, y_0/H_i)) = & - \sum_{k=k_b}^{k_t} \left\{ (L+Q)M \ln(4\pi) + \right. \\ & + \sum_{l=1}^L \text{Sp}[\ln(\mathbf{K}_l^{(i)}(\omega_k))] + \sum_{q=1}^Q \text{Sp}[\ln(\mathbf{K}_q^{(i)}(\omega_k))] + \\ & + \text{Sp} \sum_{l=1}^L (\mathbf{K}_l^{(i)})^{-1}(\omega_k) \mathbf{U}_l^{(i)}(\omega_k) (\mathbf{U}_l^{(i)}(\omega_k))^+ + \\ & \left. + \text{Sp} \sum_{q=1}^Q (\mathbf{K}_q^{(i)})^{-1}(\omega_k) \mathbf{Y}_{0q}^{(i)}(\omega_k) (\mathbf{Y}_{0q}^{(i)}(\omega_k))^+ \right\}. \end{aligned} \quad (6)$$

Здесь индекс $i = 0, \infty$ указывает, какой статистической гипотезе соответствует данная компонента.

Полученная статистика (6) содержит неизвестные матрицы ВСПМ $\mathbf{\Gamma}_{S_i}(\omega_k)$ и $\mathbf{\Gamma}_{N_i}(\omega_k)$. Поэтому на практике вместо этих характеристик подставляют их оценки максимального правдоподобия (ОМП) [13]. При существенном превышении сигнала над помехой, которое может быть обеспечено за счет проведения предварительной адаптивной фильтрации помех [14], влиянием помехи $\mathbf{\Gamma}_{N_i}(\omega_k)$ на оценки характеристик сигнала можно пренебречь. В этом случае оценки матриц ВСПМ $\mathbf{\Gamma}_{S_i}(\omega_k)$ примут вид

$$\hat{\mathbf{\Gamma}}_{S_\infty}^{(U)}(\omega_k) = \frac{1}{L} \sum_{l=1}^L \frac{\mathbf{U}_l^{(\infty)}(\omega_k) (\mathbf{U}_l^{(\infty)}(\omega_k))^+}{\hat{D}_l}, \quad (7)$$

$$\hat{\mathbf{\Gamma}}_{S_\infty}^{(Y_0)}(\omega_k) = \frac{1}{Q} \sum_{q=1}^Q \frac{\mathbf{Y}_{0q}^{(0)}(\omega_k) (\mathbf{Y}_{0q}^{(0)}(\omega_k))^+}{\hat{D}_q}, \quad (8)$$

$$\begin{aligned} \hat{\mathbf{\Gamma}}_{S_0}(\omega_k) = & \frac{1}{L+Q} \sum_{l=1}^L \frac{\mathbf{U}_l^{(0)}(\omega_k) (\mathbf{U}_l^{(0)}(\omega_k))^+}{\hat{D}_l} + \\ & + \frac{1}{L+Q} \sum_{q=1}^Q \frac{\mathbf{Y}_{0q}^{(0)}(\omega_k) (\mathbf{Y}_{0q}^{(0)}(\omega_k))^+}{\hat{D}_q}. \end{aligned} \quad (9)$$

Фигурирующие здесь оценки модулирующих коэффициентов \hat{D}_l и \hat{D}_q могут быть получены на основе анализа временной структуры сигнала по алгоритмам, описанным в работе [15]. Как показано в статье [16], структуру полученного алгоритма можно существенно упростить если пренебречь влиянием когерентности сигналов между точками приема. С учетом этого, подставив указанные оценки в соотношение (6), получим для искомого адаптивного алгоритма выражение

$$\begin{aligned} \ln(\lambda(u, y_0)) = & \sum_{k=k_b}^{k_t} \left\{ M \sum_{l=1}^L \ln \left(\frac{\hat{D}_{l\infty}}{\hat{D}_{l0}} \right) + \right. \\ & + M \sum_{q=1}^Q \ln \left(\frac{\hat{D}_{q\infty}}{\hat{D}_{q0}} \right) + \\ & + L \sum_{m=1}^M \ln \left(\frac{\hat{\Gamma}_{S\infty}^{(U)}(\omega_k, R_m)}{\hat{\Gamma}_{S_0}(\omega_k, R_m)} \right) + \\ & \left. + Q \sum_{m=1}^M \ln \left(\frac{\hat{\Gamma}_{S\infty}^{(Y_0)}(\omega_k, R_m)}{\hat{\Gamma}_{S_0}(\omega_k, R_m)} \right) \right\}, \end{aligned} \quad (10)$$

где $\hat{\Gamma}_{S_0}(\omega_k, R_m)$, $\hat{\Gamma}_{S\infty}^{(U)}(\omega_k, R_m)$ и $\hat{\Gamma}_{S\infty}^{(Y_0)}(\omega_k, R_m)$ – диагональные элементы матриц $\hat{\Gamma}_{S_0}(\omega_k)$, $\hat{\Gamma}_{S\infty}^{(U)}(\omega_k)$ и $\hat{\Gamma}_{S\infty}^{(Y_0)}(\omega_k)$ соответственно. Значение этой статистики растет при увеличении различия модулирующих функций и уровней СПМ тестируемой и обучающей реализаций сигнала, количества спектральных отсчетов, точек регистрации сигналов и длительности реализаций сигналов.

Следует отметить, что эффективность обнаружения различий тестируемого и обучающего сигналов зависит также от ряда мешающих факторов. В частности, при оценивании СПМ сигналов имеют место как аппаратные систематические ошибки, так и ошибки, связанные с вариабельностью физиологии различных объектов обследования. Кроме того, присутствуют статистические ошибки оценивания СПМ. Поэтому на практике следует сравнивать статистику (10) с некоторым порогом Π , ниже которого СПМ считаются идентичными. Величину этого порога для статистических ошибок можно оценить соотношением

$$\Pi = \frac{M}{2} \Delta k \left(1 + \frac{1}{\sqrt{0.5M\Delta k}} \Phi^{-1}(1 - F_{ed}) \right), \quad (11)$$

где $\Phi^{-1}(x)$ – функция, обратная интегралу вероятности

$$\Phi(x) = (2\pi)^{-0.5} \int_{-\infty}^{\infty} \exp(-z^2/2) dz;$$

F_{ed} – вероятность ошибки обнаружения патологии; $\Delta k = k_b - k_t + 1$.

Таким образом, величина порога возрастает по мере увеличения количества спектральных отсчетов и числа точек приема. Если пренебречь указанными ошибками, а также учесть, что на практике обычно $L=Q$, то алгоритм обработки (10) можно существенно упростить:

$$\ln(\lambda(u, y_0)) = L \sum_{k=k_b}^{k_t} \sum_{m=1}^M \ln \left[1 + \frac{\hat{P}_{S\infty}(\omega_k, R_m) - \hat{P}_{S_0}(\omega_k, R_m)}{\hat{P}_{S_0}(\omega_k, R_m)} \right], \quad (12)$$

где

$$\hat{P}_{S\infty}(\omega_k, R_m) = \hat{D}_{\infty} \hat{\Gamma}_{S\infty}^{(U)}(\omega_k, R_m);$$

$$\hat{P}_{S_0}(\omega_k, R_m) = \hat{D}_0 \hat{\Gamma}_{S_0}(\omega_k, R_m) -$$

взвешенные оценки СПМ сигналов в обучающей и тестируемой выборках, а

$$\hat{D}_{\infty} = \prod_{l=1}^L (\hat{D}_{l\infty})^{1/L} \quad \text{и} \quad \hat{D}_0 = \prod_{l=1}^L (\hat{D}_{l0})^{1/L}. \quad (13)$$

Анализ структуры алгоритма показывает, что его эффективность однозначно зависит от относительной разницы уровней СПМ сравниваемых сигналов, накопленной по всем их секциям, частотам и точкам регистрации. Это позволяет использовать указанную структуру в качестве базовой для формирования статистик, обеспечивающих визуализацию различий в структуре СПМ сигналов, обусловленных изменениями акустических характеристик прозвучиваемых объектов. Рассмотрим варианты таких статистик и их особенности.

2. ДОСТАТОЧНЫЕ СТАТИСТИКИ ДЛЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ РАЗЛИЧИЙ СПМ СИГНАЛОВ

Для упрощения расчетов целесообразно исключить из соотношения (12) несущественную для решаемой задачи операцию логарифмирования. В результате с точностью до константы структура алгоритма примет следующий вид:

$$T_{\Sigma S_u S_{y_0}} = L \sum_{m=1}^M \sum_{k=k_b}^{k_t} T_{S_u S_{y_0}}(m, k), \quad (14)$$

где

$$T_{S_u S_{y_0}}(m, k) = L \frac{\hat{P}_{S\infty}(\omega_k, R_m) - \hat{P}_{S_0}(\omega_k, R_m)}{\hat{P}_{S_0}(\omega_k, R_m)}. \quad (15)$$

В. В. Крижановский, В. В. Крижановский (мл.)

Отметим, что знак накопленной статистики зависит от соотношения уровней сравниваемых сигналов. Здесь целесообразно выделить два типичных случая. В первом из них предполагается, что СПМ сравниваемых полезных сигналов изменяются монотонно. Это характерно, например, для СПМ нормального и жесткого (или усиленного) дыхания. Тогда можно считать, что знаки частичных относительных разностей при накоплении в информативной полосе частот (ИПЧ) [17] не изменяются. Следовательно, по знаку накопленной статистики можно определять, в какой из сравниваемых точек СПМ больше. Кроме того, уровень накопленной статистики может давать объективную оценку величины различий СПМ и служит признаком силы патологии (например, связанной с жестким дыханием). Во втором случае полагается, что сравниваемые СПМ полезных сигналов имеют близкие средние уровни, но существенно немонотонны по частоте. Это характерно, например, для сухих хрипов. Тогда накапливаемые разности в силу их знакопеременности могут нивелировать друг друга. Этот фактор может существенно снизить эффективность обнаружения различий в структуре СПМ сравниваемых сигналов.

Чтобы обеспечить устойчивость синтезированного алгоритма к различению таких сигналов, целесообразно его модифицировать. Наиболее простым вариантом может быть переход к накоплению модулей частичных разностей СПМ. Недостатком этого варианта является то, что мы не в состоянии однозначно определить СПМ какого сигнала превалирует, а значит, теряем информацию о месте локализации патологии. Поэтому рассмотрим другой вариант модификации. Для этого целесообразно использовать инверсную статистику, которая получается из выражения (15), если поменять местами СПМ тестируемой и обучающей выборки. Она может быть записана в виде

$$T_{\Sigma S_{y_0} S_u} = L \sum_{m=1}^M \sum_{k=k_b}^{k_t} T_{S_{y_0} S_u}(m, k), \quad (16)$$

где

$$T_{S_{y_0} S_u}(m, k) = L \frac{\widehat{P}_{S_0}(\omega_k, R_m) - \widehat{P}_{S_\infty}(\omega_k, R_m)}{\widehat{P}_{S_\infty}(\omega_k, R_m)}. \quad (17)$$

Сравнительный анализ показывает, что знаки одноименных относительных разностей этих статистик противоположны. Следовательно, одна из них, как бы, дополняет другую. Характерным примером практического использования такого подхода, при котором обучающий и тести-

руемый сигналы меняются местами, может служить известный из медицинской практики прием, когда врач, выслушивая пациента, сравнивает звуки дыхания в симметричных относительно сагиттальной плоскости точках. При этом в качестве обучающего эталона он может выбрать сигналы как из правых, так и из левых точек на поверхности грудной клетки. Совместное использование предложенных статистик позволяет полностью учесть все различия в структуре СПМ сравниваемых сигналов. Для этого необходимо в каждой из них при накоплении учитывать только положительные относительные разности СПМ в пределах ИПЧ. После вычисления обеих статистик достаточно определить, какая из них больше. Таким образом, удастся однозначно указать область локализации источника сигнала.

В ряде случаев, когда осуществляется мониторинг состояния органов дыхания (например, в процессе пролечивания или профилактического осмотра), для сравнения могут использоваться записи сигналов, сделанные в одной и той же точке в разное время. В этих ситуациях важно установить только степень различия сравниваемых СПМ сигналов. Для этого целесообразно использовать устойчивую к знакопеременным аргументам статистику, получаемую путем линейной комбинации прямой (15) и инверсной (17) статистик. При этом структура алгоритма сравнения СПМ принимает следующую форму:

$$T_{\Sigma SS} = L \sum_{m=1}^M \sum_{k=k_b}^{k_t} T_{SS}(m, k), \quad (18)$$

где

$$T_{SS}(m, k) = \frac{(\widehat{P}_{S_\infty}(\omega_k, R_m) - \widehat{P}_{S_0}(\omega_k, R_m))^2}{\widehat{P}_{S_\infty}(\omega_k, R_m) \widehat{P}_{S_0}(\omega_k, R_m)}. \quad (19)$$

Заметим, что структура представленной статистики подобна структуре оптимального алгоритма обнаружения неоднородностей в стенках конечной трубы, рассмотренного в [18]. Отличие состоит в том, что оптимальный алгоритм содержит дополнительную процедуру предварительной фильтрации помех. Такая препроцессорная обработка повышает отношение сигнал/помеха, что согласуется с требованиями обеспечения превалирования полезного сигнала над помехой. Поэтому задача различения сигналов должна решаться после проведения предварительной фильтрации помех. В работе [14] было показано, что структура такого фильтра может быть получена на основе оценок СПМ помехи.

Кроме этого, в указанной работе была решена задача синтеза адаптивного алгоритма обнаружения сигналов дыхания на фоне помехи. Как уже отмечалось, она эквивалентна задаче различения полезного сигнала и помехи. Анализ структуры адаптивного алгоритма обнаружения, синтезированного в [14], показывает, что она тоже может быть приведена к виду (19). При этом фигурирующую здесь оценку СПМ тестируемого полезного сигнала $\hat{P}_{S\infty}(\omega_k, R_m)$ следует заменить на оценку СПМ смеси сигнала и помехи в тестируемой реализации $\hat{P}_{SN\infty}(\omega_k, R_m)$. Одновременно оценку СПМ обучающего полезного сигнала надо заменить на оценку СПМ помехи в обучающей выборке $\hat{P}_{N0}(\omega_k, R_m)$. Таким образом, структура достаточной статистики для задачи различения полезного сигнала и помехи представляется в форме

$$T_{\Sigma SN} = L \sum_{m=1}^M \sum_{k=k_b}^{k_t} T_{SN}(m, k), \quad (20)$$

где

$$T_{SN}(m, k) = \frac{(\hat{P}_{SN\infty}(\omega_k, R_m) - \hat{P}_{N0}(\omega_k, R_m))^2}{\hat{P}_{SN\infty}(\omega_k, R_m) \hat{P}_{N0}(\omega_k, R_m)}. \quad (21)$$

Как видно, в этом случае достаточная статистика полностью определяется относительной разницей в структуре СПМ сигнала и помехи для каждого спектрального отсчета и точки регистрации.

Следует отметить, что достоинством фигурирующих в рассмотренных статистиках процедур некогерентного накопления является повышение эффективности обнаружения различий сравниваемых сигналов. Вместе с тем, указанные процедуры могут оказаться неэффективными с точки зрения одновременного решения задачи локализации различий в пространстве параметров, по которым может производиться некогерентное накопление. Поэтому параметры накопления должны выбираться в зависимости от содержания решаемой задачи. В связи с этим могут быть использованы различные модификации описанных статистик. Рассмотрим конкретные варианты их структур.

В ряде практических случаев представляет интерес исследование динамики изменений информативных акустических характеристик во времени. В частности, такая задача возникает при анализе временных изменений структуры СПМ звуков дыхания в случае появления кратковременных дополнительных респираторных звуков. В этих ситуациях можно использовать модификацию статистики (15), получаемую при переходе от оценки СПМ сигнала по всем секциям к оценке СПМ

по группам из ΔL секций, длительность которых согласована с типичными артефактами сигналов. Тогда статистика (15) преобразуется к виду

$$T_{\Sigma S_u N_{y_0}} = \sum_{p=1}^{\frac{k_t}{\Delta L}} \sum_{m=1}^M \sum_{k=k_b}^{k_t} T_{S_u N_{y_0} \Delta L}(p, m, k), \quad (22)$$

где

$$T_{S_u N_{y_0} \Delta L}(p, m, k) = \frac{\hat{P}_{SN\Delta L p}(\omega_k, R_m) - \hat{P}_{N0}(\omega_k, R_m)}{\hat{P}_{N0}(\omega_k, R_m)}; \quad (23)$$

$$\hat{P}_{SN\Delta L p}(\omega_k, R_m) = \frac{1}{\Delta L} \sum_{l=(p-1)\Delta L}^{p\Delta L} |U_l(\omega_k, R_m)|^2. \quad (24)$$

Заметим, что при фиксированном номере точки регистрации m и $\Delta L=1$ получаем статистику $T_{S_u N_{y_0}}(l, m, k)$, описывающую так называемую респиросонограмму. Как известно, она широко используется для анализа динамики изменения периодограммной оценки СПМ звуков дыхания в процессе дыхания. Однако, в отличие от традиционной процедуры вычисления респиросонограмм [19], предлагаемая статистика обеспечивает визуализацию сигнала, предварительно очищенного от помехи. Ряд примеров таких образов приведен в работе [14]. Заметим, что при малых значениях параметра ΔL оценки СПМ $\hat{P}_{SN\Delta L p}(\omega_k, R_m)$ могут иметь заметные осцилляции. Для повышения устойчивости целесообразно использовать модификацию указанной статистики, структура которой идентична (21):

$$T_{SN\Delta L}(p, m, k) = \frac{(\hat{P}_{SN\Delta L p}(\omega_k, R_m) - \hat{P}_{N0}(\omega_k, R_m))^2}{\hat{P}_{SN\Delta L p}(\omega_k, R_m) \hat{P}_{N0}(\omega_k, R_m)}. \quad (25)$$

Другим интересным для практики случаем использования предложенных статистик является визуализация с их помощью распределения энергии звуков дыхания на поверхности обследуемых объектов. Для этого следует использовать модификации статистик, зависящие от координат точек регистрации, которые позволяют получать акустические портреты сигналов на обследуемой поверхности, несущие информацию об области локализации источников сигналов и особенностях структуры прозвученных ими материалов (подобно ультразвуковым или рентгенографиче-

ческим изображениям [1]). При этом должна учитываться энергия сигналов в пределах ИПЧ. Укажем также на то, что при посекционном формировании акустических портретов может быть сгенерирован видеоряд изображений, позволяющий анализировать динамику распределения энергии сигналов на обследуемой поверхности.

Здесь целесообразно сделать ряд замечаний. Как уже упоминалось, для повышения эффективности анализа изменений информативных акустических характеристик необходимо проводить предварительную адаптивную фильтрацию помех. Так как для этого необходимы оценки СПМ помехи, которые в общем случае зависят от координат точек регистрации, это может приводить к неидентичности характеристик адаптивных фильтров, используемых для подавления помех в разных точках регистрации сигналов. Как результат, статистика (19) будет зависеть не только от различия СПМ сравниваемых сигналов, но и от неидентичности характеристик адаптивных фильтров. Поэтому необходимо проводить регистрацию и препроцессорную обработку данных так, чтобы либо характеристики оцениваемых помех были идентичны, либо использовался один и тот же адаптивный фильтр.

В заключение этого раздела надо отметить, что в общем случае предложенные статистики – функции четырех параметров: времени, частоты и двух пространственных координат. Это позволяет получить не менее шести вариантов комбинаций различных пар указанных переменных при фиксировании значений остальных из них (или усреднении данных по этим параметрам). Каждая из таких комбинаций может быть использована для визуализации изменений информативных акустических характеристик в системе координат, соответствующей выбранной паре параметров. Это существенно расширяет диагностические возможности визуального анализа на основе предложенных статистик. Ниже будут представлены экспериментальные результаты визуализации акустических артефактов.

3. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ПРОВЕРКА ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОЦЕДУР ВИЗУАЛИЗАЦИИ

Для того, чтобы обеспечить контролируемость условий, при которых получены экспериментальные результаты, и адекватность их интерпретации, будем использовать методологию численного и имитационного моделирования. Сначала приведем результаты численного эксперимента по про-

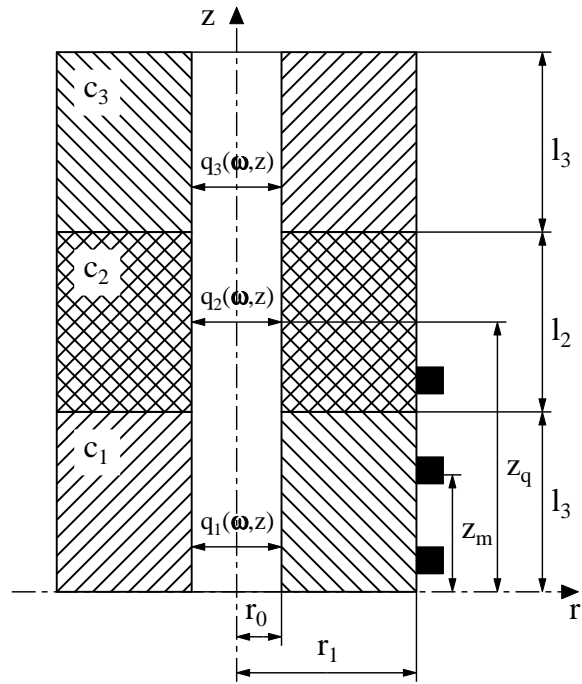


Рис. 1. Модель трехслойной кусочно-однородной цилиндрической трубы

верке эффективности использования синтезированного алгоритма для решения задачи обнаружения и визуализации слоя неоднородности кусочно-однородной цилиндрической трубы. Так как в рассматриваемой задаче труба использовалась в качестве модели респираторного тракта человека, то выбор основных расчетных параметров численного моделирования соответствовал задаче выявления патологии тканей легких, проявляющейся в форме локальных изменений их акустических свойств.

Конкретный численный анализ проведен на примере обнаружения и визуализации неоднородности промежуточного отрезка кусочно-однородной цилиндрической трубы (рис. 1), акустическая модель которой была детально описана в работе [20]. Согласно заданной модельной ситуации, предполагается, что неоднородность проявляется в виде отличия скорости распространения звука c_2 в среднем отрезке трубы от скорости звука в смежных отрезках $c_1 = c_3$. В качестве источников звука выступают случайные пульсации давления $q_i(\omega_k, z)$, $i = 1, 2, 3$, равномерно распределенные вдоль внутренней стенки трубы радиуса r_0 на участках $z_{q1} \in [0, l_1]$, $z_{q2} \in [l_1, l_1 + l_2]$ и $z_{q3} \in [l_1 + l_2, l_1 + l_2 + l_3]$. Регистрация сигналов производится датчиками,

расположенными вдоль образующей наружной поверхности цилиндрической трубы радиуса r_1 в точках z_m . При этом в качестве обучающих выборок рассматриваются сигналы, регистрируемые на поверхности аналогичной цилиндрической трубы с однородными стенками. В силу того, что мы полагаем источники сигнала стационарными, то модулирующие коэффициенты $D_{l\infty} = D_{l0} = 1$.

Отметим, что задача синтеза и анализа эффективности оптимального алгоритма обнаружения неоднородностей стенок для указанной модели цилиндра рассматривалась ранее в работе [18]. Это позволяет сопоставить эффективность предлагаемой здесь статистики с эффективностью оптимального алгоритма в идентичных условиях.

Сравнительный анализ структуры синтезированного выше алгоритма визуализации и структуры оптимального алгоритма [18] показывает, что они становятся эквивалентными при больших значениях отношения сигнал/помеха. Для выяснения степени влияния указанного параметра на эффективность визуализации неоднородностей были проведены расчеты по алгоритму (19), в котором использовались оценки СПМ смеси сигнала и помехи при разных значениях отношения сигнал/помеха. Для сопоставимости результатов в качестве такого параметра применялась характеристика, определенная в работе [18] следующим образом. Пусть источники сигнала и помехи имеют постоянный уровень СПМ, т. е. $g_s(\omega) = g_{s0}$, $g_N(\omega) = g_{N0}$. Тогда можно пронормировать оценки элементов матриц СПМ, входящих в соотношение (19) на уровень СПМ помехи g_{N0} и выделить в каждой матрице параметр $\mu_0 = g_{s0}/g_{N0}$, характеризующий отношение сигнал/помеха на источнике. Практически удобнее использовать величину отношения сигнал/помеха в точке приема. Так как уровень сигнала зависит и от точки приема, и от частоты, то при проведении сравнительных оценок будем использовать параметр $\gamma = \mu_0 G_{S0 \max}$. Здесь

$$G_{S0 \max} = \max_{k,m} \underbrace{(G_{S0}(\omega_k, R_m))}_{k,m} \quad (26)$$

характеризует максимальный уровень СПМ полезного сигнала на поверхности эталонной однородной цилиндрической трубы, определенный по всему массиву частот и точек приема. В результате выражение (19) преобразуется к виду

$$T_{SS}(m, k) = \frac{(\hat{P}_{\infty}(\omega_k, R_m) - \hat{P}_0(\omega_k, R_m))^2}{\hat{P}_{\infty}(\omega_k, R_m) \hat{P}_0(\omega_k, R_m)}, \quad (27)$$

где

$$\hat{P}_0(\omega_k, R_m) = 1 + \gamma \frac{\hat{P}_{S0}(\omega_k, R_m)}{G_{S0 \max}}; \quad (28)$$

$$\hat{P}_{\infty}(\omega_k, R_m) = 1 + \gamma \frac{\hat{P}_{S\infty}(\omega_k, R_m)}{G_{S0 \max}}. \quad (29)$$

Фигурирующий здесь параметр γ будет использоваться при сравнительном анализе результатов расчетов.

На рис. 2 представлены рельефы зон визуализации неоднородного слоя цилиндра, полученные на основе некогерентного накопления статистики (27) в пределах ИПЧ, ограниченной частотами $f(k_b) = 50$ Гц и $f(k_t) = 1000$ Гц:

$$T_{\Sigma SS}(m) = \sum_{k=k_b}^{k_t} T_{SS}(m, k). \quad (30)$$

Графики отличаются значениями параметра $\gamma = 1, 10^3, 10^6$, при которых они получены. По оси абсцисс отложены координаты точек приема z_m в метрах вдоль образующей наружной стенки цилиндрической трубы, а по оси ординат – скорость звука c_2 в стенке промежуточного отрезка трубы. Этот параметр определяет диапазон изменений акустической неоднородности по скорости. При этом скорость звука в смежных слоях полагается фиксированной – $c_1 = c_3 = 30$ м/с. Здесь и далее уровни статистик, заданные в децибелах, закодированы градиациями серого цвета согласно цветовой шкале.

Для сравнения на рис. 3 приведен рельеф уровней параметра γ в децибелах, полученный при фиксированных значениях вероятностей ложной тревоги $F_{ed} = 0.01$ и правильного обнаружения $D = 0.9$, который характеризует эффективность обнаружения неоднородного слоя с помощью оптимального алгоритма. Как видно, для сравниваемых алгоритмов при увеличении отношения сигнал/помеха (параметра γ) возрастает сходство структур рельефов обнаруженных зон неоднородности. Таким образом, предложенная статистика обеспечивает эффективное обнаружение изменений акустических параметров среды, сквозь которую проходят регистрируемые акустические сигналы. На практике такие изменения среды могут быть связаны, например, с патологическими процессами в тканях легких человека. Поэтому целесообразно формировать банк записей сигналов дыхания при ежегодных профилактических обследованиях пациентов и использовать их для выявления изменений состояния респираторного тракта с помощью предложенной статистики.

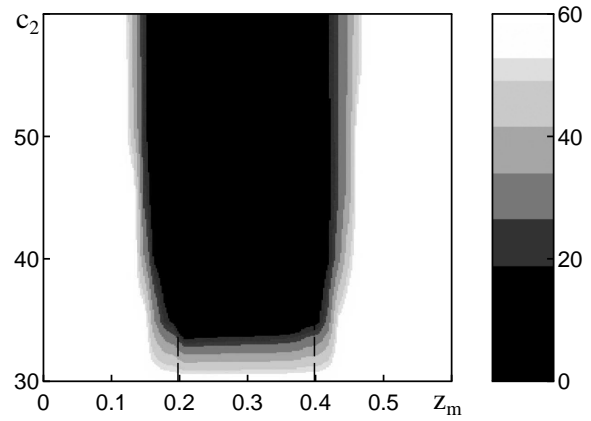
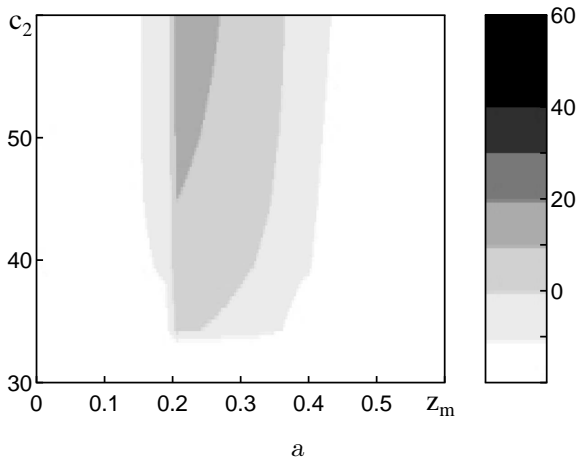


Рис. 3. Рельеф зоны обнаружения неоднородного слоя для оптимального алгоритма

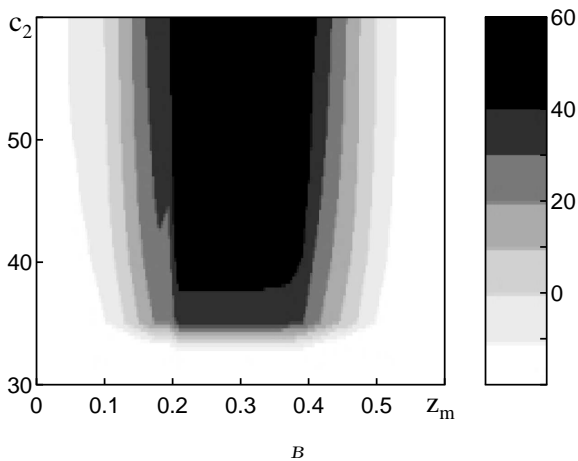
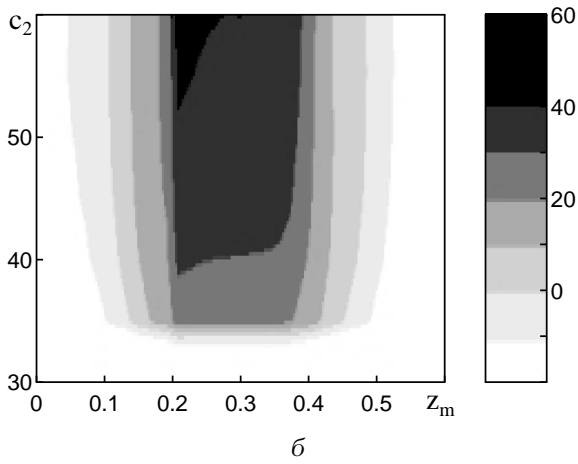


Рис. 2. Рельефы зон визуализации неоднородного слоя, полученные на основе статистики (19) при разных значениях параметра обнаружения:
 а - $\gamma=1$, б - $\gamma=10^3$, в - $\gamma=10^6$

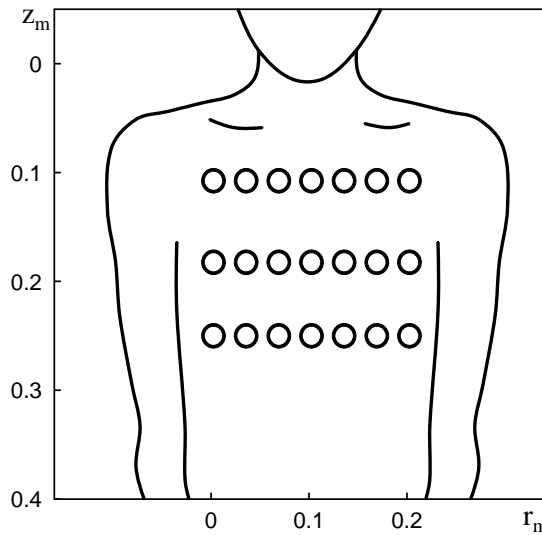


Рис. 4. Условная схема размещения точек регистрации звуков дыхания на поверхности грудной клетки при имитационном моделировании

Следующая серия графиков иллюстрирует результаты использования статистики (19) для визуализации различий в сигналах дыхания. При формировании данной группы результатов использовалось полуимитационное моделирование. На основе реальных записей сигналов дыхания формировалось поле сигналов, имитирующее многоканальную регистрацию звуков дыхания на поверхности грудной клетки. Условная схема размещения точек регистрации представлена на рис. 4. При этом было сформировано несколько характерных модельных ситуаций. В частности, на

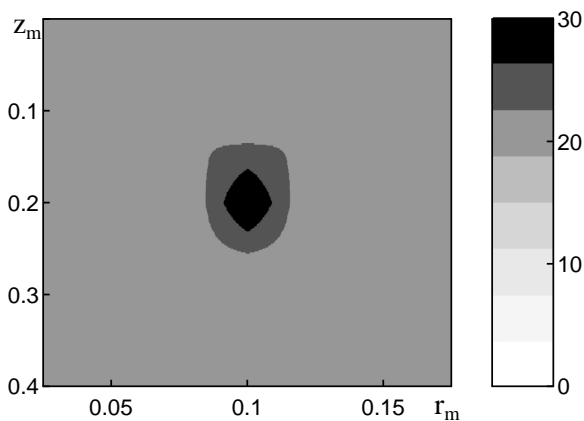


Рис. 5. Акустический портрет сосредоточенного источника сухих свистящих хрипов

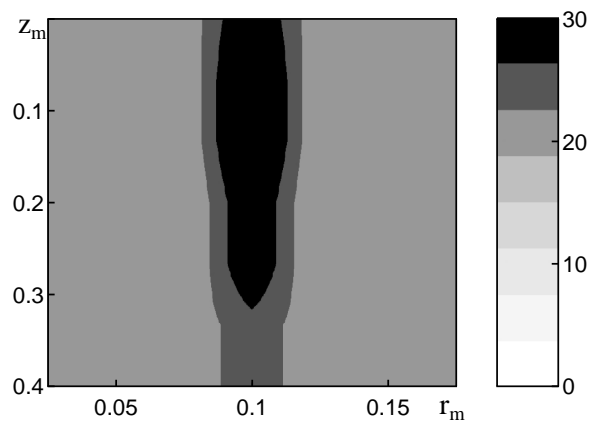


Рис. 6. Акустический портрет распределенного источника сухих гудящих хрипов

рис. 5 приведен рельеф, на котором представлен акустический портрет сосредоточенного источника дополнительных звуков дыхания в форме сухих хрипов, полученный на основе статистики (19), путем ее некогерентного накопления согласно алгоритму (30) в ИПЧ, ограниченной частотами $f(k_b) = 65$ Гц и $f(k_t) = 680$ Гц [17]. В качестве данных обучающей выборки использовались оценки СПМ сигналов дыхания, характерных для состояния нормы (под нормой подразумевалось отсутствие дополнительных звуков дыхания). Тестируемая выборка была сформирована так, чтобы центральной точке поверхности, имитирующей грудную клетку человека, соответствовал сигнал, содержащий сухие хрипы. По осям на графике отложены координаты точек регистрации сигналов дыхания на поверхности грудной клетки (в метрах). Всего на условной поверхности было размещено $M = 7 \times 7 = 49$ точек регистрации данных в узлах сетки с равномерным шагом. Как видно, визуальный образ акустического сигнала хорошо локализован и его положение соответствует заданной модельной ситуации.

Аналогично, на рис. 6 приведен рельеф, на котором представлен акустический портрет распределенного источника дополнительных звуков дыхания. Для него в тестируемой выборке использовался набор записей, имитирующих в центральной области на условной плоскости регистрации протяженный по оси ординат источник сухих хрипов. Как видно, в этом случае структура полученного акустического образа также полностью соответствует заданной модельной ситуации.

Следует отметить, что в рассмотренных приме-

рах мы игнорировали различие в ритмике дыхания при оценках СПМ сравниваемых сигналов. Однако это не повлияло на структуру рельефов, потому что при выборе массива записей, характеризующих состояние нормы, были подобраны пары сигналов дыхания, регистрируемых синхронно в симметричных относительно сагиттальной плоскости грудной клетки точках. Это обеспечило, во-первых, идентичность помеховых условий, а, во-вторых, совпадение характеристик, определяющих ритмику дыхания в сравниваемых точках.

Наконец, на рис. 7 и 8 приведены результаты визуализации акустических портретов сигналов дыхания на поверхности грудной клетки пациентов в состояниях нормы и патологии соответственно. При этом, как и выше, под нормой подразумевалось отсутствие дополнительных звуков дыхания. Графики получены на основе использования статистики (21) путем ее некогерентного накопления в ИПЧ, ограниченной частотами $f(k_b) = 65$ Гц и $f(k_t) = 680$ Гц [17]:

$$T_{\Sigma SN}(m) = \sum_{k=k_b}^{k_t} T_{SN}(m, k). \quad (31)$$

К достоинствам этой статистики следует отнести возможность локализации с ее помощью патологий путем анализа получаемого визуального образа распределения энергии звуков дыхания на поверхности грудной клетки. Для имитации указанных выше модельных ситуаций были использованы массивы из $M = 8 \times 8 = 64$ записей звуков дыхания, характерных для состояния нормы, и столько же записей, зарегистрированных у пациентов в со-

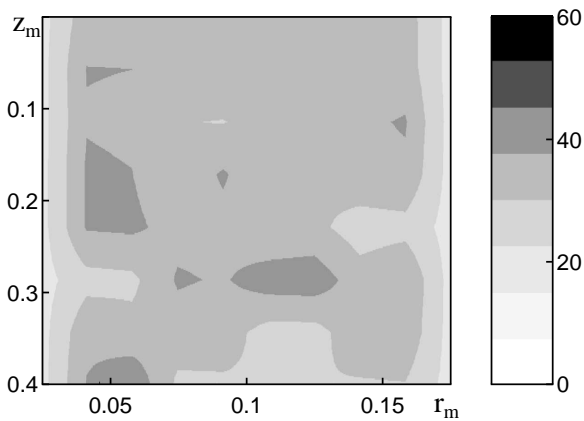


Рис. 7. Акустический портрет распределения энергии звуков дыхания на поверхности грудной клетки в состоянии нормы

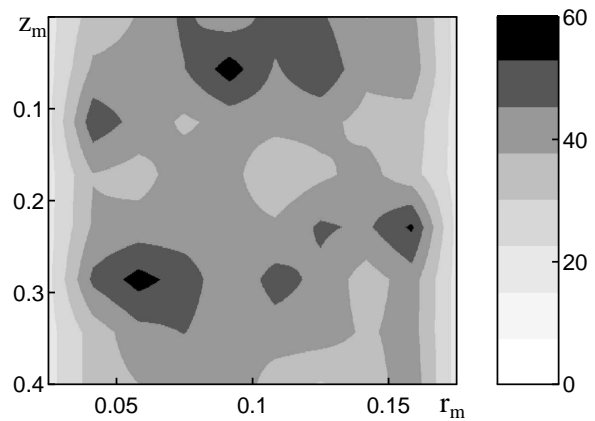


Рис. 8. Акустический портрет распределения энергии звуков дыхания на поверхности грудной клетки в состоянии патологии

стоянии патологии респираторного тракта. Характерная особенность этой группы результатов состоит в том, что в качестве массива данных обучающих выборок были использованы участки записей, соответствующих паузам дыхания, где преобладают фоновые помехи.

Как видно из сравнительного анализа этих рисунков, акустические портреты для нормы и патологии заметно отличаются. В частности, на рис. 7 выделяются затемненные участки, соответствующие жесткому или усиленному дыханию, и осветленные участки с ослабленным дыханием. Аналогично, на рис. 8 хорошо видны три зачерненные области с артефактами сигнала, обусловленными дополнительными звуками дыхания в виде сухих хрипов.

Следует отметить, что указанная группа графиков получена на основе использования оценок СПМ, вычисленных путем накопления данных на интервалах длительностью порядка 20 секунд. Такое временное окно, сравнимое с типичными длительностями регистрируемых записей сигналов, позволяет выявить и локализовать области, где действуют либо периодически повторяющиеся артефакты сигналов дыхания, либо кратковременные артефакты достаточно большой, по сравнению с помехами, интенсивности. Однако на практике очень часто артефакты сигналов дыхания носят кратковременный характер, составляющий доли или единицы секунд. Более того, они могут наблюдаться в течение только одного полного цикла дыхания и иметь умеренную интенсивность. Поэтому для выявления и их анализа динамики в

звуках дыхания целесообразно использовать видеоряды, полученные на основе статистики (25), некогерентно накопленной в пределах ИПЧ по некоторому количеству секций сигнала, определяемому заданным временем экспозиции динамических процессов дыхания.

В качестве иллюстрации на рис. 9 и 10 приведены видеоряды акустических портретов сигналов дыхания на поверхности грудной клетки пациентов в состояниях нормы и патологии, полученные по фрагментам сигнала длительностью порядка 3 секунд, что в среднем соответствует одному полному циклу дыхания. Результаты получены для ИПЧ, ограниченной частотами $f(k_b) = 65$ Гц и $f(k_t) = 680$ Гц [17]. Из анализа этих графиков видно, что благодаря сужению временного окна экспозиции на рис. 10 гораздо лучше выделяются области с патологией. Кроме того, хорошо прослеживается динамика изменения этих областей в процессе дыхания. В то же время, видеоряд рельефов, полученных для состояния нормы (см. рис. 9), имеет более однородный характер, близкий к усредненному по всей длительности реализаций сигнала (ср. с рис. 7). Это объясняется тем, что усиленность, жесткость и ослабленность дыхания характеризуют его особенности, проявляющиеся на каждом цикле в одинаковой степени. Аналогичным образом можно получить видеоряды с экспозицией отдельных фаз вдоха и выдоха. Указанная информация также может иметь важное диагностическое значение.

В заключение представим экспериментальные результаты комплексного использования предло-

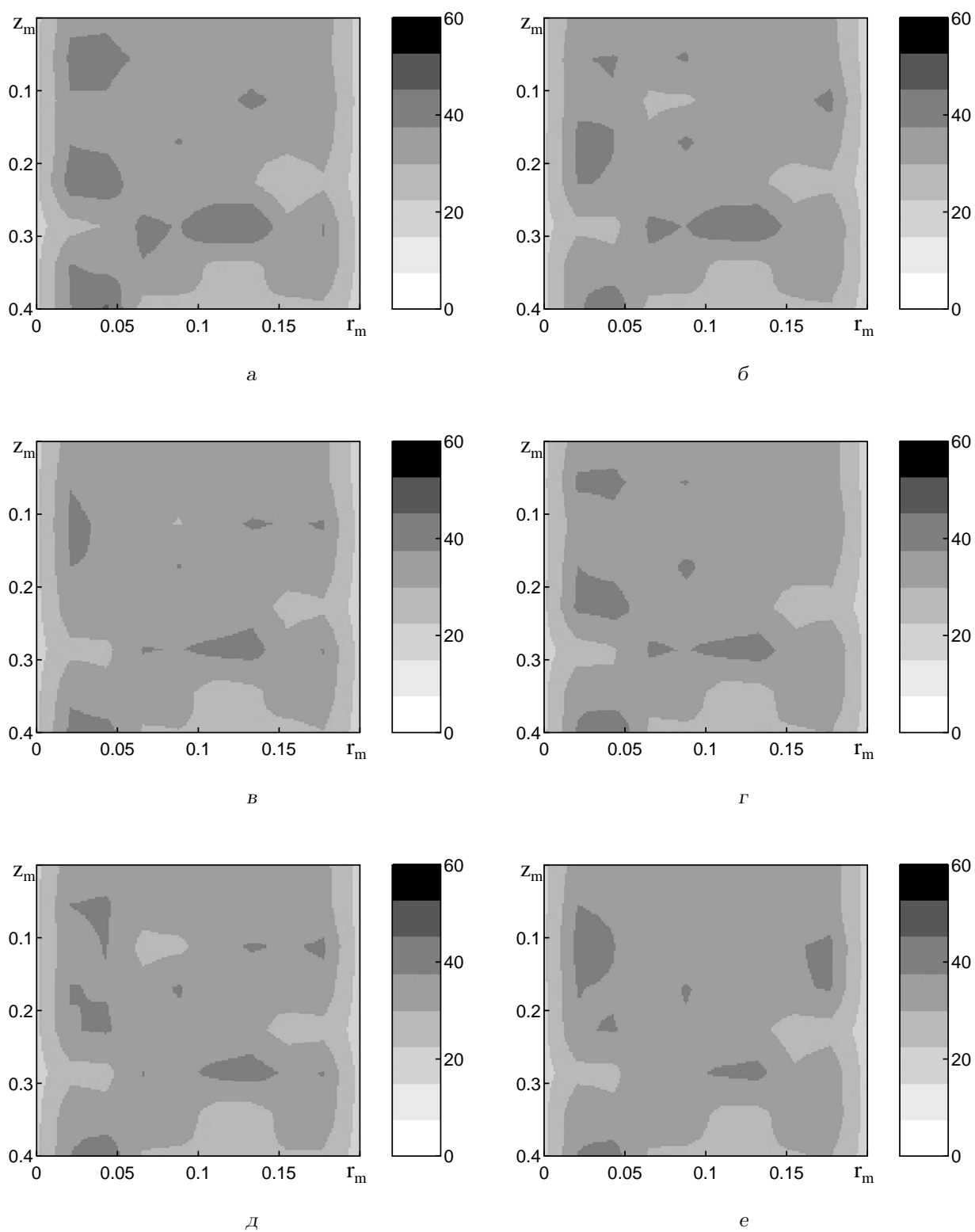


Рис. 9. Видеоряд акустических портретов распределения энергии звуков дыхания на поверхности грудной клетки в состоянии нормы

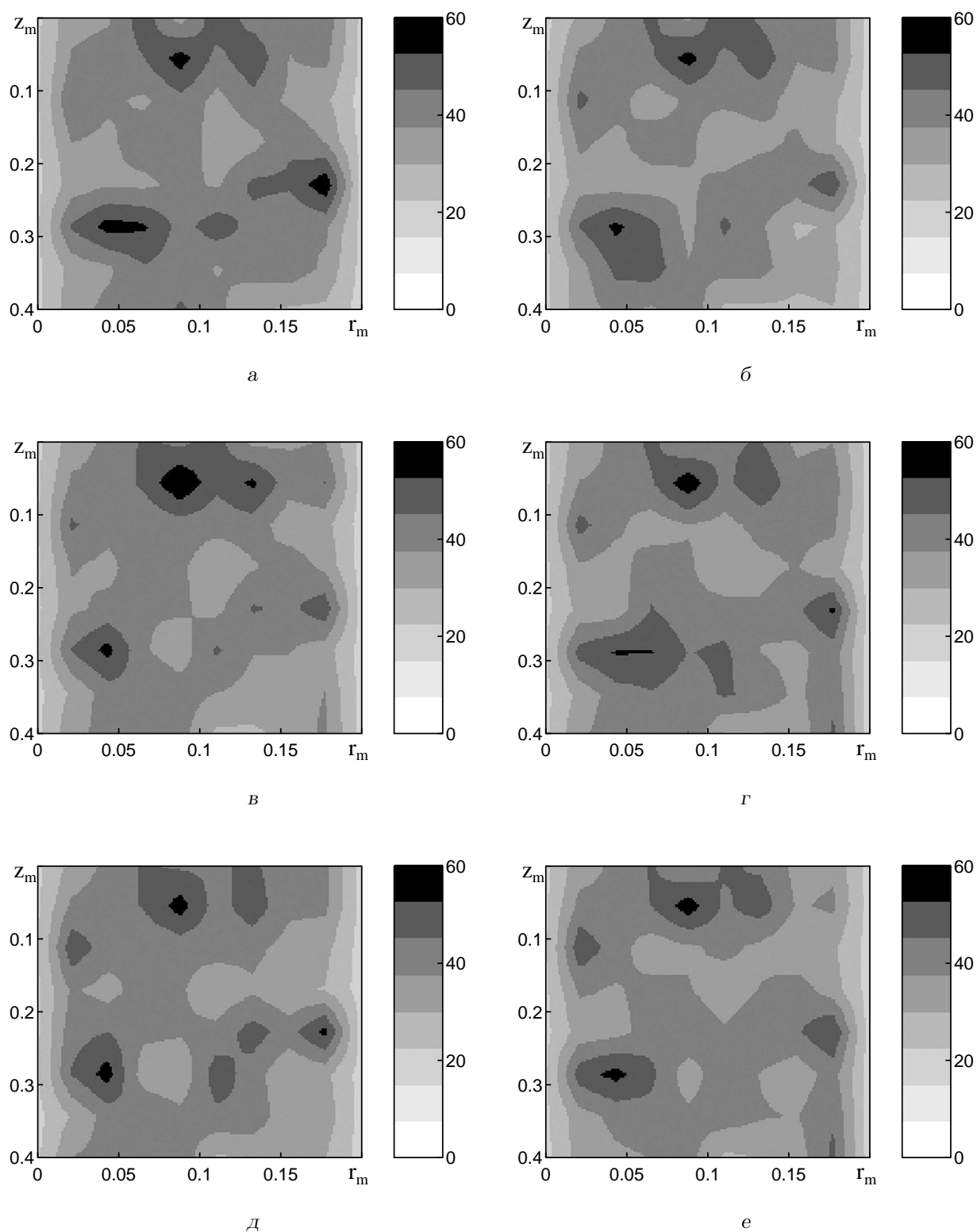


Рис. 10. Видеоряд акустических портретов распределения энергии звуков дыхания на поверхности грудной клетки в состоянии патологии

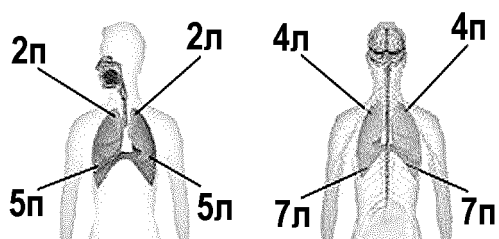


Рис. 11. Схема размещения точек регистрации акустических сигналов на поверхности грудной клетки для контрольной группы из пяти пациентов

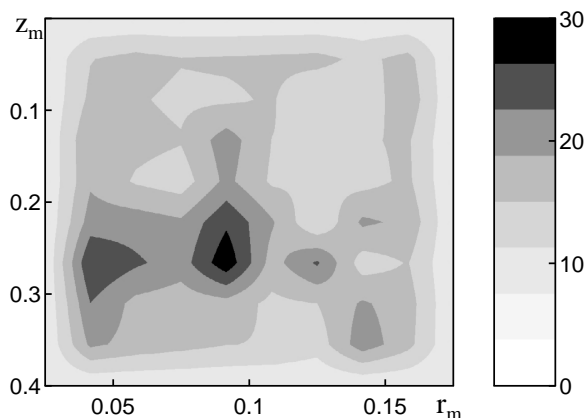


Рис. 12. Рельеф статистики (31) для звуков дыхания контрольной группы из пяти пациентов в состоянии патологии $N_s=1, \dots, 7$ и нормы $N_s=8$, соответствующих точкам регистрации с $N_p=1, \dots, 8$

женных статистик для выявления артефактов органов дыхания группы пациентов, мониторинг которых проводился в реальных клинических условиях. В состав обследуемой группы были включены пять пациентов. Двое из них имели диагноз “пневмония”, еще двое поступили с диагнозом “бронхит”, а состояние органов дыхания пятого пациента диагностировалось как нормальное. Цель эксперимента состояла в проверке работоспособности предложенных статистик для выявления заболеваний органов дыхания.

В качестве исходной информации использовались две группы наборов записей. Первая из них включала наборы записей звуков дыхания, сделанные на поверхности грудной клетки в определенной системе точек, представленной на рис. 11. Вторая группа состояла из наборов записей произносимого пациентом звука “И”, сделанных в тех же точках и практически в то же время. Ка-

ждой такой записи соответствовала дополнительная синхронно сделанная запись звука “И” на шею в области верхней границы трахеи. С целью мониторинга результатов лечения состояние первого пациента (пневмония) было представлено тремя наборами записей сигналов, регистрация которых проводилась с интервалом в три дня. Аналогично, состояние третьего пациента (бронхит) определялось двумя наборами данных, полученными с интервалом в пять дней. Состояние остальных пациентов характеризовалось только одним набором данных в каждой группе записей. Таким образом, всего в каждой группе записей было по восемь наборов данных, каждый из которых объединял записи, соответствующие одному пациенту, сделанные в одно и то же время. Количество записей в одном наборе соответствовало числу точек регистрации.

Первая группа записей обрабатывалась с использованием статистики (31). Как было показано выше, она обеспечивает визуализацию артефактов, обусловленных появлением дополнительных звуков дыхания. При этом система координат для отображения указанной статистики формировалась из номеров наборов записей $N_s=1, \dots, 8$ (ось абсцисс) и номеров точек регистрации $N_p=1, \dots, 8$ (ось ординат). Здесь наборы записей $N_s=1, 2, 3$ соответствовали первому, а $N_s=4$ – второму пациенту с пневмонией. Наборы записей $N_s=5, 6$ соответствовали третьему, а $N_s=7$ – четвертому пациенту с бронхитом. Наконец, набор записей $N_s=8$ отвечал пятому пациенту с диагнозом “норма”. Точки регистрации были пронумерованы следующим образом:

N_p	1	2	3	4	5	6	7	8
точка	2Л	2П	4Л	4П	5Л	5П	7Л	7П

Результаты расчета уровней рельефа статистики (31) в децибелах для первой группы записей представлены на рис. 12.

Для более детального анализа частотной зависимости наблюдаемых артефактов дополнительно были проведены аналогичные расчеты уровней рельефов статистики (21) в децибелах, отображаемые на рис. 13 в системе координат $N_p - f$ (номер точки регистрации – частота), а на рис. 14 – $f - N_s$ (частота – номер набора данных). Параметром серии графиков на рис. 13 является номер набора данных N_s , а на рис. 14 – номер точки регистрации N_p .

Из анализа структуры приведенных рельефов видно, что для первого пациента с пневмонией (наборы записей $N_s=1, 2, 3$) наблюдается постепенное исчезновение артефактов в виде хрипов в нижних

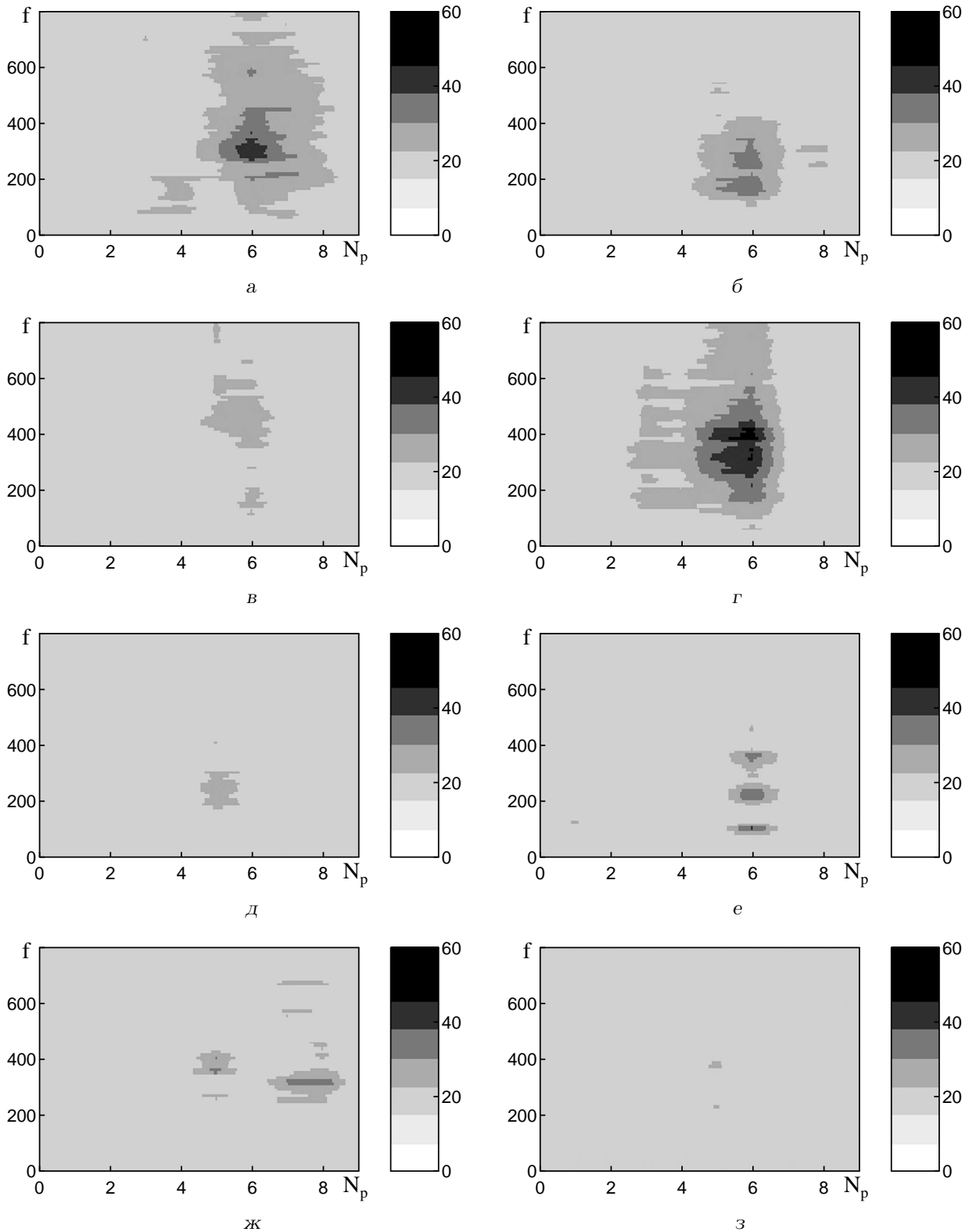


Рис. 13. Рельефы статистики (21) для звуков дыхания контрольной группы из пяти пациентов:
 а - $N_s=1$, б - $N_s=2$, в - $N_s=3$, г - $N_s=4$, д - $N_s=5$, е - $N_s=6$, ж - $N_s=7$, з - $N_s=8$

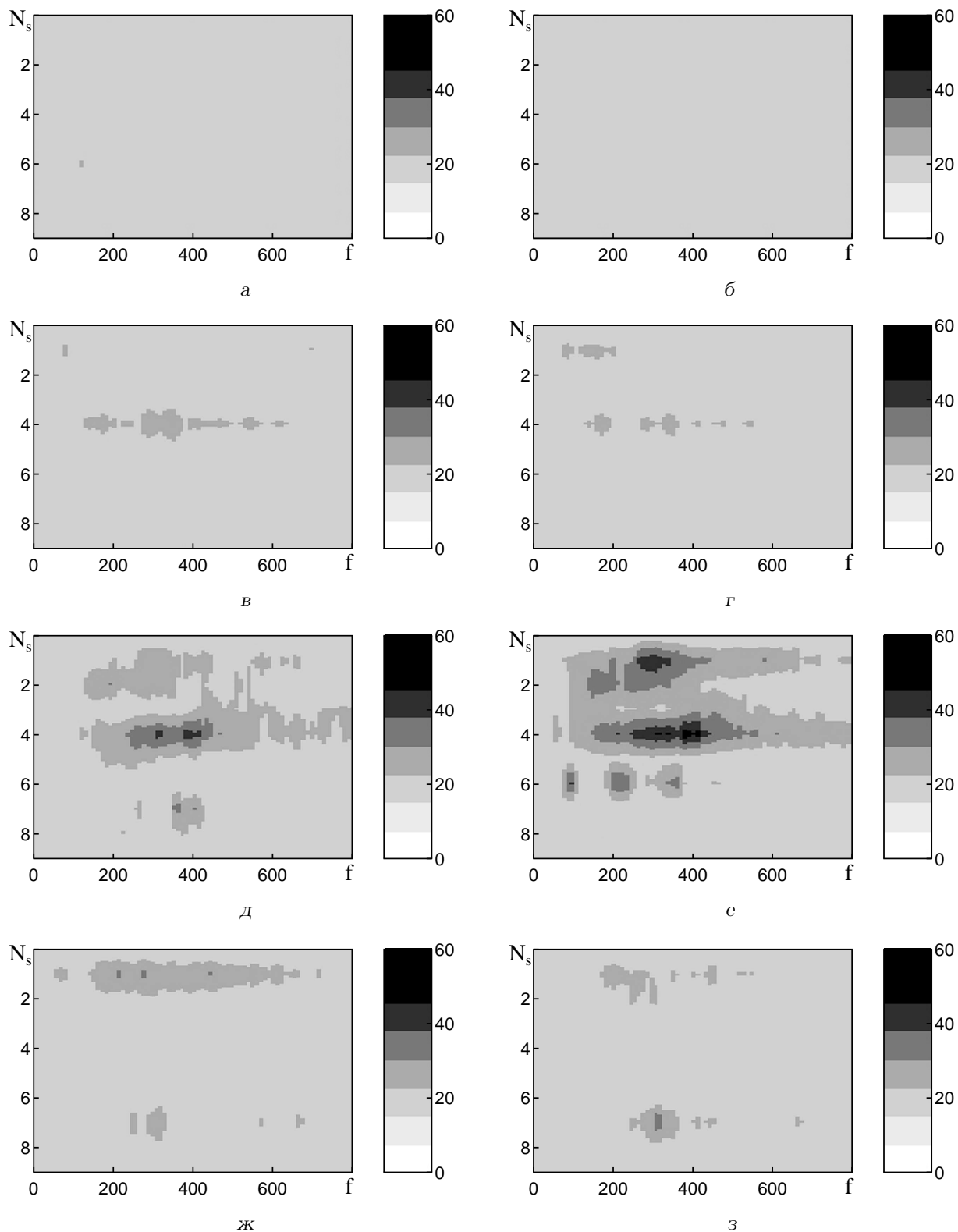


Рис. 14. Рельефы статистики (21) для звуков дыхания контрольной группы из пяти пациентов:
 а - $N_p=1$, б - $N_p=2$, в - $N_p=3$, г - $N_p=4$, д - $N_p=5$, е - $N_p=6$, ж - $N_p=7$, з - $N_p=8$

долях легкого. Для второго пациента (набор данных $N_s=4$) на начальном этапе обострения пневмонии наблюдаются существенные артефакты в виде хрипов в нижних долях легких. Для третьего пациента с диагнозом “бронхит” наборы данных $N_s=5, 6$ показывают, что по мере развития заболевания появляются артефакты в виде хрипов. Аналогичная картина наблюдается для четвертого пациента (бронхит, $N_s=7$). Наконец, у пятого пациента с диагнозом “норма” (набор данных $N_s=8$) артефакты отсутствуют.

Вторая группа записей обрабатывалась на основе статистики (30), при формировании которой использовались пары записей звуков “И”, сделанных синхронно на поверхности шеи в области смыкания гортани с трахеей и на поверхности грудной клетки. Как показано в работе [21], СПМ акустических сигналов, регистрируемых на шее в области трахеи, практически совпадает с СПМ акустических сигналов, генерируемых локальными источниками, действующими в этой области на внутренней стенке трахеи. Учитывая высокую когерентность звуков “И”, такую пару записей можно использовать для оценки передаточной функции акустического канала между точками регистрации данных. Как известно, в настоящее время приняты две гипотезы о путях распространения голосовых звуков на поверхность грудной клетки: по воздушным каналам бронхиального дерева [22] и через ткани легких и скелет грудной клетки [23]. Поэтому наличие патологий в этих структурах может менять передаточную функцию акустического канала. Можно показать, что статистика (30) позволяет оценить изменения этой передаточной функции. На рис. 15 представлены результаты расчета уровней рельефа статистики (30) в децибелах, полученные на основе второй группы записей (обозначения по осям полностью соответствуют рис. 12). Для более детального анализа частотной зависимости наблюдаемых артефактов дополнительно были проведены аналогичные расчеты уровней рельефов статистики (19) в децибелах, отображаемые на рис. 16 и 17 в тех же системах координат, что и для рис. 13 и 14 соответственно.

Анализ представленных графиков показывает, что наиболее заметные изменения передаточной функции акустического канала наблюдаются в нижних отделах легких, что особенно выражено у пациентов с пневмонией. Это согласуется с существующими представлениями о том, что пневмония приводит к изменениям структуры тканей легких. Характерной особенностью этого случая является то, что, несмотря на исчезновение дополни-

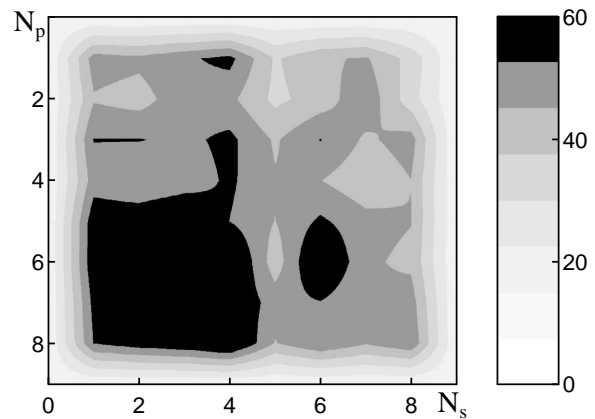


Рис. 15. Рельеф статистики (30) для звуков “И” контрольной группы из пяти пациентов в состоянии патологии $N_s=1, \dots, 7$ и нормы $N_s=8$, соответствующих точкам регистрации с $N_p=1, \dots, 8$

тельных звуков дыхания после пролечения, артефакты передаточной функции имеют более длительную ремиссию. Несколько иная картина наблюдается для третьего пациента, имеющего диагноз бронхит. У него также обнаруживается локальный артефакт передаточной функции акустического канала, положение которого полностью соответствует точке, в которой зарегистрированы выраженные дополнительные звуки дыхания (это подтверждается рельефами на рис. 12–14). Однако в случае бронхита снижение эффективности передачи звука на поверхность грудной клетки обусловлено локальной частичной закупоркой и обволакиванием вязкой слизью стенок воздушных путей бронхиального дерева [24]. Этот артефакт передаточной функции пропадает при исчезновении дополнительных звуков дыхания, что свидетельствует об очищении от слизи бронхиальных путей в соответствующей области. В целом, сравнение рельефов на рис. 12 и 15 показывает, что наблюдается хорошее соответствие областей локализации артефактов, обнаруживаемых как по звукам дыхания, так и по звукам “И”. Это позволяет более надежно диагностировать характер и область локализации патологии органов дыхания.

Завершая обсуждение, отметим, что в силу неинвазивности процедур получения данных об акустических сигналах дыхания и голосовых сигналах, а также информативности предложенных для их визуализации статистик, диагностические возможности данного подхода можно считать кон-

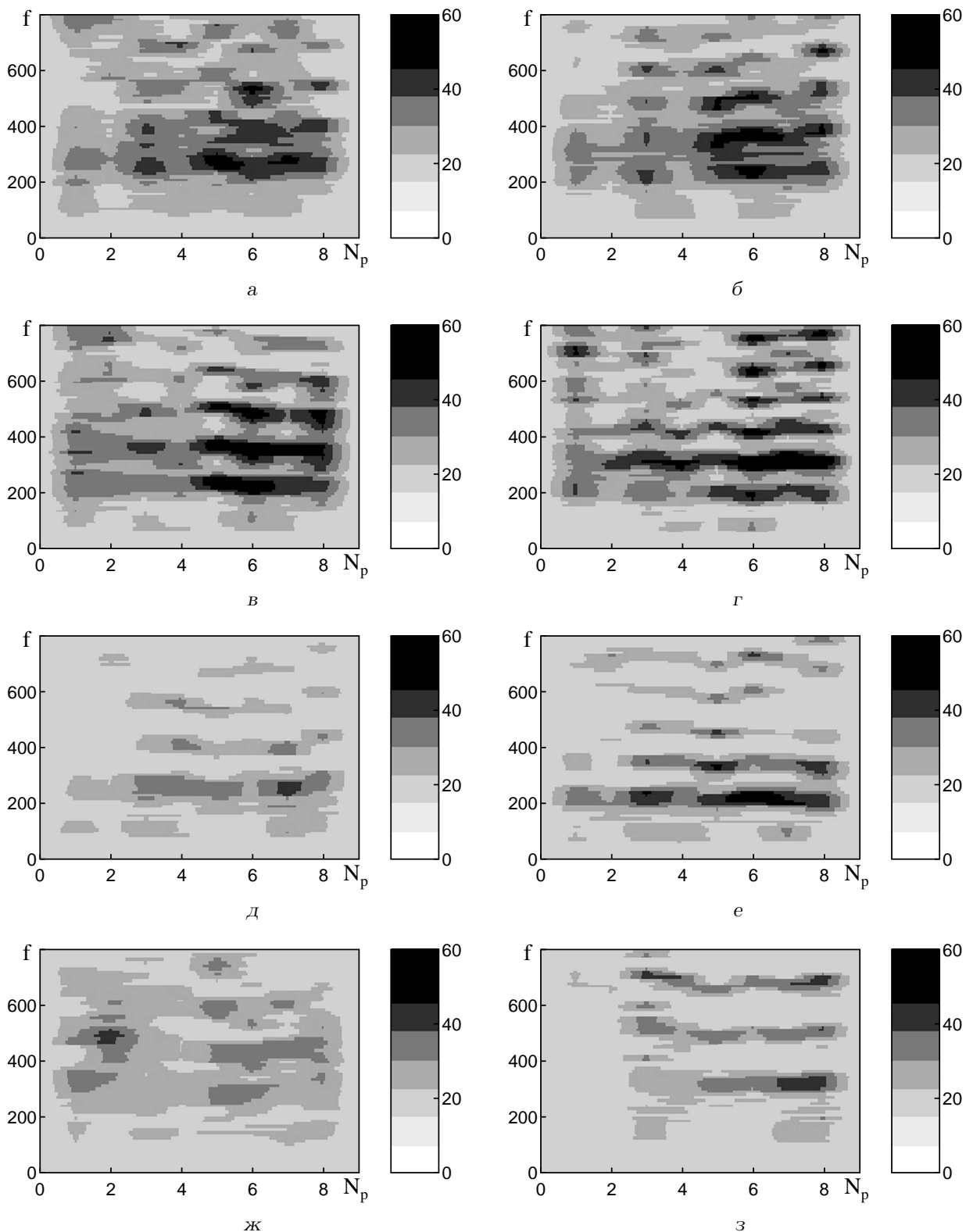


Рис. 16. Рельефы статистики (21) для звуков “И” контрольной группы из пяти пациентов:
 а - $N_s=1$, б - $N_s=2$, в - $N_s=3$, г - $N_s=4$, д - $N_s=5$, е - $N_s=6$, ж - $N_s=7$, з - $N_s=8$

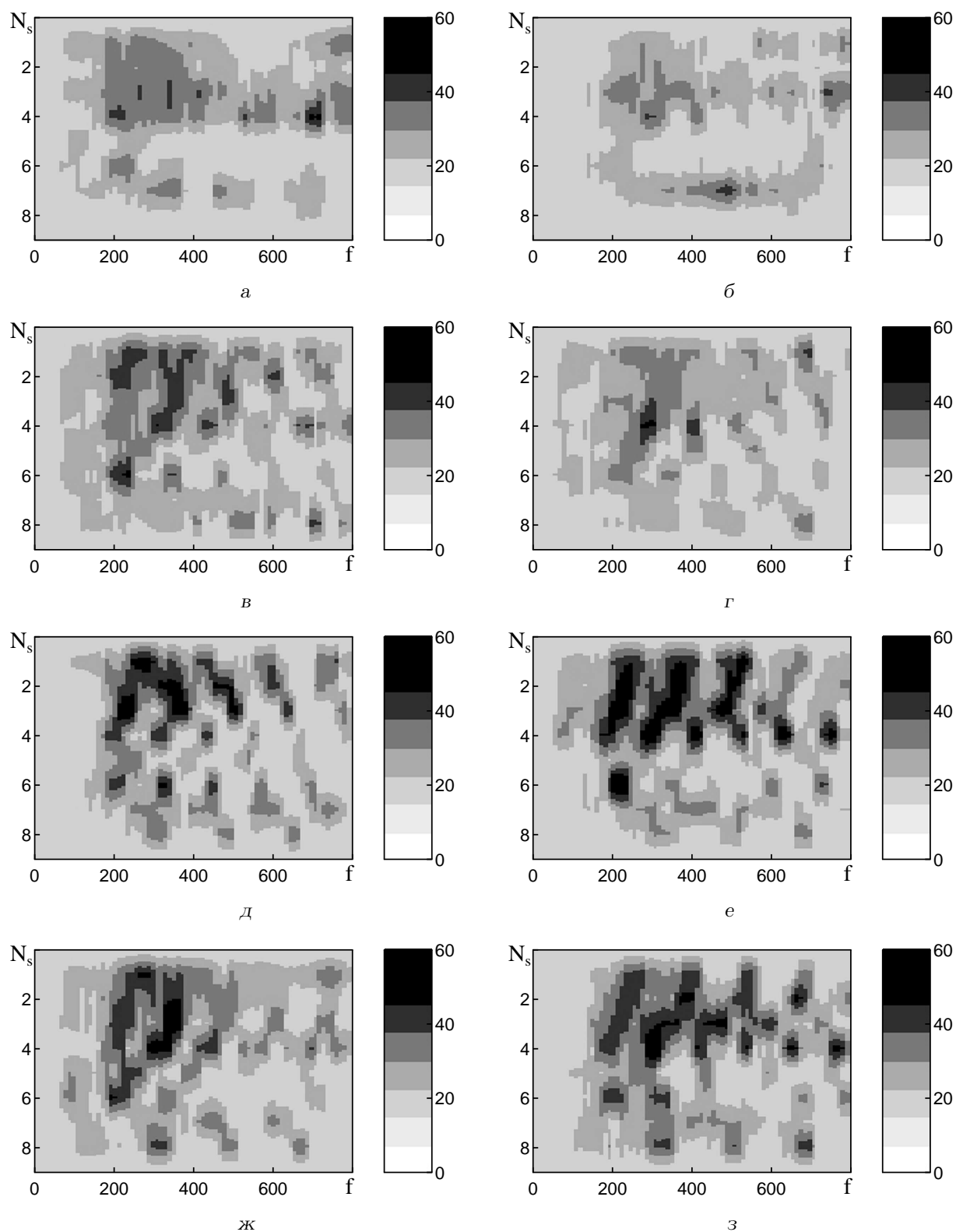


Рис. 17. Рельефы статистики (21) для звуков “И” контрольной группы из пяти пациентов:
 а - $N_p=1$, б - $N_p=2$, в - $N_p=3$, г - $N_p=4$, д - $N_p=5$, е - $N_p=6$, ж - $N_p=7$, з - $N_p=8$

курентоспособными по сравнению с рентгенографическими методами обследования состояния органов дыхания.

ВЫВОДЫ

1. Выполнен синтез и анализ структуры адаптивного алгоритма обнаружения и визуализации локальных изменений информативных акустических характеристик объектов. Показано, что структура алгоритма зависит от двух компонент, первая из которых определяет различия нормированных спектральных плотностей мощности тестируемой и обучающей реализаций сигналов дыхания, а вторая характеризует отличия в ритмике дыхания.
2. Рассмотрены модификации адаптивного алгоритма в форме достаточных статистик, устойчивые к влиянию немонотонных изменений СПМ сигналов, характерных для сухих хрипов. Приведены варианты совместного использования достаточных статистик, обеспечивающие однозначную локализацию патологий. Предложена структура адаптивной статистики, учитывающая динамику изменения акустических сигналов. Отмечены ее преимущества перед традиционными респиронограммами.
3. Представлены результаты численного эксперимента, подтверждающие эффективность предложенной достаточной статистики для выявления изменений акустических параметров объекта на примере кусочно-однородной цилиндрической трубы, моделирующей респираторный тракт человека.
4. На основе полумитационного эксперимента показана эффективность использования разработанных статистик для получения акустических образов сосредоточенного и распределенного источников дополнительных звуков дыхания.
5. Представлены акустические портреты звуков дыхания на поверхности грудной клетки человека в состоянии нормы и патологии, полученные на основе имитации реальных условий регистрации данных. Показано, что предложенные статистики позволяют локализовать области с усиленным или ослабленным дыханием, а также формировать видеоряды для выявления кратковременных артефактов процессов дыхания.

6. Приведены экспериментальные результаты, подтверждающие эффективность комплексного использования предложенных статистик для выявления и локализации патологий респираторного тракта на основе анализа СПМ звуков дыхания и голосовых звуков. Отмечены отличительные особенности проявления патологий при пневмонии и бронхите.
7. Предложенный подход к пространственной визуализации звуков дыхания и голосовых звуков в силу его неинвазивности может конкурировать с рентгенографическими методами профилактического обследования.

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы глубоко признательны академику НАН Украины проф. В. Т. Гринченко за постоянное внимание и поддержку данного направления исследований.

1. *Применение ультразвука в медицине. Физические основы.* / Под ред. К. Хилла.– М.: Мир, 1989.– 568 с.
2. *Gavriely N. Breath sounds methodology.*– Boca Raton: CRC Press, 1995.– 223 p.
3. *Hirshberg J. Acoustic analysis of pathological cries, stridors and coughing sound in infancy // Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.*– 1980.– 2.– P. 287–300.
4. *Pasterkamp H., Carson C., Daien D., Oh Y. Digital respirosography. New images of lung sounds // Chest.*– 1989.– 96, N 6.– P. 1405–1412.
5. *Pasterkamp H., Kraman S. S., Wodicka G. R. Respiratory sounds: advances beyond the stethoscope // Amer. J. Respir. Crit. Care Med.*– 1997.– 156.– P. 974–987.
6. *Murphy R. Method and apparatus for locating the origin of intrathoracic sounds.*– US Patent 5 844 997.– Dec. 1, 1998.– P. 1–15.
7. *Murphy R. Method and apparatus for displaying lung sounds and performing diagnosis based on lung sound analysis* US Patent 6 394 967.– May 28, 2002.– P. 1–18.
8. *Kompis M., Pasterkamp H., Oh Y., et al. Spatial representation of thoracic sounds // Proc. Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*– 1998.– 20.– P. 1661–1664.
9. *Kompis M., Pasterkamp H., Wodicka G. R. Acoustic imaging of the human chest // Chest.*– 2001.– 120, N 4.– P. 1301–1321.
10. *Gavriely N. Phonopneumograph system.*– US Patent 6 261 238.– July 17, 2001.– P. 1–68.
11. *Сысоев Л. П. Оценки параметров, обнаружение и различение сигналов.*– М.: Наука, 1969.– 229 с.
12. *Манзинго Р. А., Миллер Т. У. Адаптивные антенные решетки.*– М.: Радио и связь, 1986.– 448 с.
13. *Левин Б. Р. Теоретические основы статистической радиотехники. Том 3.*– М.: Сов. радио, 1976.– 288 с.

14. Крижановский В. В., Крижановский В. В. (мл.) Адаптивная обработка сигналов дыхания при ограниченной априорной информации // Акуст. вісн.– 2008.– 11, N 1.– С. 32–50.
15. Гринченко В. Т., Крижановский В. В., Крижановский В. В. (мл.) Алгоритмы адаптивной и ранговой классификации шумов дыхания // Акуст. вісн.– 2002.– 5, N 3.– С. 19–27.
16. Гринченко В. Т., Крижановский В. В., Крижановский В. В. (мл.) Модельные оценки потенциальной эффективности обнаружения коаксиальных неоднородностей внутри стенки конечной цилиндрической трубы // Акуст. вісн.– 2004.– 7, N 2.– С. 42–54.
17. Крижановский В. В., Крижановский В. В. (мл.), Чернец В. А. Экспериментальная оценка эффективности дихотомии звуков дыхания в условиях частичной априорной неопределенности // Акуст. вісн.– 2007.– 10, N 1.– С. 39–53.
18. Крижановский В. В., Крижановский В. В. (мл.) Оценка эффективности обнаружения неоднородности стенки конечного кусочно-однородного цилиндра // Акуст. вісн.– 2005.– 8, N 1-2.– С. 60–84.
19. Charbonneau G., Ademovic E., Cheetham B. M. G., Malmberg L. P., Vanderschoot J., Sovijarvi A. R. A. Basic techniques for respiratory sound analysis // Eur. Respir. Rev.– 2000.– 77, N 10.– P. 625–635.
20. Крижановский В. В., Крижановский В. В. (мл.) Звуковое поле в кусочно-однородном цилиндре, возбуждаемое осесимметричной случайной нагрузкой на границе // Акуст. вісн.– 2001.– 4, N 4.– С. 36–50.
21. Крижановский В. В. Модельные исследования спектрально-корреляционных характеристик шумов дыхания в респираторном тракте человека // Акуст. вісн.– 1998.– 1, N 4.– С. 33–46.
22. Forgacs P. The functional basis of pulmonary sound // Chest.– 1978.– 73, N 6.– P. 399–405.
23. Wodicka G., Stevens K., Golub H., Cravalho E., Shannon D. A model of acoustic transmission in the respiratory system // IEEE Trans. Biomed. Eng.– 1989.– 36.– P. 925–934.
24. Болезни органов дыхания / Под ред. Н. Р. Палеева. Том 1. Общая пульмонология.– М.: Медицина, 1989.– 512 с.