

УДК 534.7

РАНГОВЫЕ РЕСПИРОСОНОГРАММЫ ШУМОВ ДЫХАНИЯ**В. Т. ГРИНЧЕНКО, В. В. КРИЖАНОВСКИЙ, В. В. КРИЖАНОВСКИЙ (мл.)***Институт гидромеханики НАН Украины, Киев**Получено 29.07.02*

Предложены алгоритмы визуализации данных на основе информации о рангах уровней отсчетов спектральной плотности мощности (СПМ), полученных на коротких временных интервалах входной реализации. Уровни рангов кодируются цветом и отображаются на плоскости в системе координат время – частота. Такая форма представления данных названа ранговой респиросонограммой. Ее преимуществом, по сравнению с обычными респиросонограммами, является уменьшение чувствительности к диапазону изменений абсолютных уровней СПМ звуков дыхания в информативной области частот. Это обеспечивает более надежное выделение слабых звуков дыхания. Кроме того, ранговое представление уровней СПМ позволяет разделять дополнительные звуки дыхания, отличающиеся скоростью изменения уровней по частоте. И наконец, ранговая форма удобна для сравнения респиросонограмм, с разными диапазонами изменения уровней отсчетов СПМ в информативной области частот.

Запропоновані алгоритми візуалізації даних на основі інформації про ранги рівнів відліків спектральної щільності потужності (СПЩ), отриманих на коротких часових інтервалах вхідної реалізації. Рівні рангів кодуються кольором і відображаються на площині в системі координат час – частота. Така форма представлення даних названа ранговою респиросонограмою. Її перевагою, в порівнянні зі звичайними респиросонограмами, є зменшення чутливості до діапазону змін абсолютних рівнів СПЩ звуків дихання в інформативній області частот. Це забезпечує більш надійне виділення слабких звуків дихання. Крім того, рангове представлення рівнів СПМ дозволяє розділяти додаткові звуки дихання, які відрізняються швидкістю зміни рівнів по частоті. І нарешті, рангова форма є зручною для порівняння респиросонограм з різними діапазонами зміни рівнів відліків СПЩ в інформативній області частот.

The algorithms of the data visualization are offered on the basis of the information on ranks of levels of the sample power spectral density (PSD), obtained for short time intervals of input realization. Levels of ranks are coded by color and displayed on a plane in the time – frequency coordinate system. Such form of data presentation is named as the rank respirosonogram. Its advantage, in comparison with conventional respirosonograms is a reduction of sensitivity to range of change of absolute PSD levels of the breath sounds in an informative frequency domain. This property provides more reliable allocation of weak breath sounds. Moreover, the rank representation of PSD levels allows to discriminate the additional breath sounds distinguished by the velocity of change of the levels with frequency. And at last, the rank form is convenient for comparison of respirosonograms having different ranges of change of the levels of the sample PSD in the informative frequency domain.

ВВЕДЕНИЕ

В работе [1] рассмотрены ранговые алгоритмы классификации шумов дыхания, предназначенные для выявления заболеваний респираторного тракта человека. Их достоинством является нечувствительность к интенсивности источников шумов дыхания и масштабирующим коэффициентам тракта регистрации таких сигналов. В то же время, эти алгоритмы реагируют на изменения структуры спектральной плотности мощности (СПМ) шумов дыхания, возникающей при появлении дополнительных звуков дыхания, вызванных заболеваниями респираторного тракта (сухих и влажных хрипов, крепитаций, шумов трения плевры и т. п.). Характер изменений СПМ при воздействии дополнительных звуков дыхания в значительной мере зависит от их длительности, которая, как правило, невелика. В частности, для влажных хрипов дыхания диапазон возможных длительностей составляет единицы и десятки, а для сухих – сотни миллисекунд [2].

На практике для выявления кратковременных дополнительных звуков дыхания используют

спектральный анализ Фурье на коротких временных интервалах. На основе этих данных формируются респиросонограммы [3–5], отображающие с помощью заданной палитры цветов распределение уровней энергии звуков дыхания в координатах время – частота. Указанная идея может быть использована для формирования нового класса респиросонограмм, которые будем называть ранговыми. В отличие от традиционных, для ранговых респиросонограмм распределение уровней характеризует степень неравномерности по частоте оценок СПМ звуков дыхания в системе координат время – частота. Достоинством этого представления является меньшая чувствительность к диапазону изменений абсолютных уровней СПМ звуков дыхания в пределах всей респиросонограммы. В частности, это позволяет в ряде случаев более надежно выделять сравнительно слабые звуки дыхания на фоне сильных. Кроме того, ранговое представление позволяет эффективно разделять дополнительные звуки дыхания, отличающиеся характером неравномерности изменения СПМ по частоте. И наконец, ранговые респиросонограммы более удобно сравнивать между собой, так как

здесь учитываются только изменения рангов спектральных отсчетов, а не их абсолютные уровни.

В связи с этим целью данной работы является разработка алгоритмов формирования ранговых респиросонограмм и анализ структуры полученных образов шумов дыхания.

1. АЛГОРИТМЫ ФОРМИРОВАНИЯ РАНГОВЫХ РЕСПИРОСОНОГРАММ

В качестве базового будем использовать дисперсионный ранговый алгоритм, предложенный в работе [1]. Его структуру можно представить в виде

$$F(p, q) = \sum_{k=k_0}^p (R_q(k, p) - R_0(k, p))^2, \quad (1)$$

где $R_q(k, p)$ – компоненты q -го рангового вектора отсчетов, определяемого соотношением

$$R_q(k, p) = \sum_{n=k_0}^p \text{sign}(P_q(k) - P_q(n)). \quad (2)$$

Здесь в качестве аргументов знаковой функции

$$\text{sign}(z) = \begin{cases} 1, & \text{если } z > 0, \\ 0, & \text{если } z \leq 0 \end{cases} \quad (3)$$

используются взвешенные с оконной функцией $W(t)$ периодограммные оценки СПМ

$$P_q(k) = \left| \frac{1}{M} \sum_{i=qM+1}^{(q+1)M} W(t_i) u(t_i) \exp(-j\omega_k i \Delta t) \right|^2 \quad (4)$$

для q -го сегмента тестируемой реализации звуков дыхания $u(t_q)$, $t_q \in [(qM+1)\Delta t, (q+1)M\Delta t]$. Параметры k_0 и p определяют минимальный и максимальный номера частот k ранжируемого массива спектральных отсчетов $P_q(k)$, а M и Δt – размер q -го сегмента и интервал дискретизации. Эталонный ранговый вектор $R_0(k, p)$ соответствует монотонно спадающей СПМ звуков дыхания и может быть представлен в виде

$$R_0(k, p) = p - k + 1, \quad k = k_0, \dots, p. \quad (5)$$

Рассмотрим две формы представления данных для ранговых респиросонограмм. Первая из них использует значения статистики (1), нормированные на максимум по номерам частот p при фиксированных значениях номеров сегментов q :

$$I_1(p, q) = \frac{F(p, q)}{F_p(q)}, \quad F_p(q) = \max_p(F(p, q)). \quad (6)$$

Особенностью второго представления является нормировка на максимум по сегментам q при фиксированных значениях номеров верхних частот p :

$$I_2(p, q) = \frac{F(p, q)}{F_q(p)}, \quad F_q(p) = \max_q(F(p, q)). \quad (7)$$

Таким образом, первая форма характеризует скорость изменения базовой ранговой статистики (1) с ростом номера верхней частоты p ранжируемых отсчетов СПМ в пределах каждого сегмента сигнала. Вторая форма определяет степень неоднородности значений статистики (1) по времени (номеру сегмента q) при фиксированных значениях номера p верхней частоты ранжируемого массива СПМ.

Возможны еще две формы ранговых респиросонограмм, получающиеся путем дополнительной нормировки формы (6) на ее максимумы по номерам сегментов q , а формы (7) – на ее максимумы по номерам частот p . Заметим, однако, что они практически не дают новой информации о структуре шумов дыхания.

Укажем на одно важное свойство ранговой статистики (1), связанное с ошибками оценивания СПМ шумов дыхания. Как известно, оценки СПМ $P_q(k)$ (1) по сегментам сигнала являются несостоятельными, так как их дисперсия имеет конечную величину, независимо от размера сегментов [6]. Вместе с тем, оказывается, что конечность величины ошибок оценивания СПМ расширяет диапазон действия базовой ранговой статистики (1). В частности, $F(p, q)$ становится чувствительной к крутизне наклона СПМ шумов дыхания. Это позволяет выявлять с помощью ранговых респиросонограмм не только области с неравномерностью изменения уровней СПМ, но и с разным наклоном СПМ по частоте. Покажем чувствительность базового рангового алгоритма к последнему фактору. Для гауссовской модели описания ошибок оценивания СПМ справедливо представление

$$\hat{P}_q(k) = P_q(k) + \xi_q(k), \quad (8)$$

где $\langle \hat{P}_q(k) \rangle = P_q(k)$; $\xi_q(k)$ – гауссовская случайная величина с числовыми характеристиками $\langle \xi_q(k) \rangle = 0$; $\langle \xi_q^2(k) \rangle = P_q^2(k)/B$; B – параметр сглаживания оценки СПМ. С учетом этого оценки рангового вектора для монотонно спадающей СПМ можно представить в виде

$$\begin{aligned} \hat{R}_q(k, p) &= \sum_{n=k_0}^p \text{sign}(P_q(k) - P_q(n) + \\ &+ \xi_q(k) - \xi_q(n)) = R_0(k, p) + \eta_q(k), \end{aligned} \quad (9)$$

где $R_0(k, p)$ – истинное значение ранга k -го отсчета СПМ $P_q(k)$; $\eta_q(k)$ – целочисленная случайная величина, характеризующая ошибку оценивания ранга этого отсчета СПМ. Влиянием ошибки оценивания с высокой степенью вероятности можно пренебречь, если для любых номеров отсчетов $m > k$ выполняется неравенство

$$\frac{P_q(m)}{P_q(k)} < \frac{\sqrt{2B-1}-1}{\sqrt{2B-1}+1}. \quad (10)$$

В противном случае, для заданных значений параметра сглаживания B и наклона СПМ можно указать разность номеров частот отсчетов СПМ $\Delta_q = |k - n|_q$, для которой ошибки оценивания уже практически не влияют на процедуру ранжирования. При этом область целочисленных значений ошибок оценивания будет определяться следующей системой неравенств:

$$\begin{aligned} -\Delta_q &\leq \eta_q(k) \leq \Delta_q, \\ 1 &\leq R_0(k, p) + \eta_q(k) \leq p - k_0 + 1. \end{aligned} \quad (11)$$

Подставив оценку (9) в формулу (1), получим

$$F(q, p) = \sum_{k=k_0}^p \eta_q^2(k). \quad (12)$$

Таким образом, базовая ранговая статистика (1) в этой ситуации определяется суммой квадратов независимых целочисленных случайных величин. Оценить числовые характеристики этой суммы в общем виде не удастся. Поэтому воспользуемся упрощенной моделью вероятностного описания полученных результатов в форме последовательности независимых испытаний [7]. Предположим, что случайная величина $\eta_q(k)$ в каждом слагаемом суммы (12) может принимать одно из $2\Delta_q + 1$ несовместимых между собой значений с вероятностью p_i ($i=1, \dots, 2\Delta_q+1$), а число случаев появления i -го значения равно m_i . При этом должны выполняться условия нормировки:

$$\sum_{i=1}^{2\Delta_q+1} p_i = 1, \quad (13)$$

$$\sum_{i=1}^{2\Delta_q+1} m_i = p - k_0 + 1. \quad (14)$$

Тогда вероятность такой комбинации случайных слагаемых определяется полиномиальным распределением следующего вида [7]:

$$\begin{aligned} P_{p-k_0+1}(m_1, \dots, m_{2\Delta_q+1}) &= \\ &= \frac{(p - k_0 + 1)!}{m_1! \dots m_{2\Delta_q+1}!} p_1^{m_1} \dots p_{2\Delta_q+1}^{m_{2\Delta_q+1}}. \end{aligned} \quad (15)$$

На основе этого распределения вероятностей можно формально записать выражение для оценки моментов рассматриваемой ранговой статистики. Однако оно не имеет практической ценности ввиду значительных вычислительных трудностей. Исходя из этого, рассмотрим интересный частный случай, соответствующий наиболее вероятной комбинации слагаемых в рассматриваемой статистике. Предположим, что все значения случайной величины $\eta_q(k)$ равновероятны, т. е. $p_i = p_0 \quad \forall i=1, \dots, 2\Delta_q + 1$. Тогда вероятность каждого значения определяется из условия нормировки (13) и составляет

$$p_0 = \frac{1}{2\Delta_q + 1}. \quad (16)$$

При этом максимальное значение полиномиальной вероятности достигается при условии, что каждое из возможных значений появляется одинаковое число раз, $m_i = m_0 \quad \forall i=1, \dots, 2\Delta_q + 1$. Оно определяется соотношением

$$m_0 = \left[\frac{p - k_0 + 1}{2\Delta_q + 1} \right], \quad (17)$$

где $[\cdot]$ – символ выделения целой части.

Тогда для ранговой статистики (1) справедлива оценка

$$F(p, q) = (p - k_0 + 1) \frac{(\Delta_q + 1)\Delta_q}{3}. \quad (18)$$

Как видно, для $F(p, q)$ характерна квадратичная зависимость от параметра Δ_q . Поскольку этот параметр зависит от наклона СПМ, то рассматриваемая статистика является чувствительной к скорости спада уровня СПМ шумов дыхания по частоте. Заметим, что на практике структура оцениваемой СПМ зависит не только от шумов дыхания, но и от помех. Как известно, при нормальном состоянии респираторного тракта скорость спада уровня СПМ шумов дыхания при увеличении частоты лежит в диапазоне от 7 до 13 дБ/окт [8] (конкретные значения зависят как от характера дыхания, так и от положения точки регистрации). В то же время, уровень СПМ помех в практически интересной для анализа шумов дыхания области частот мало меняется с ростом частоты. Поэтому уже на частотах выше 400 ÷ 600 Гц уровни шумов дыхания становятся ниже уровня помех, а наклон СПМ результирующего сигнала приближается к горизонтальному. Следует заметить, что даже небольшие отличия в скорости изменения уровня СПМ шумов дыхания влияют на положение границы перехода на горизонтальный участок оценки СПМ. В частности, это можно наблюдать при

анализе структуры ранговой респиросонограммы в окрестности моментов времени, соответствующих фазам вдоха и выдоха.

2. РАНГОВЫЕ РЕСПИРОСОНОГРАММЫ ШУМОВ ДЫХАНИЯ И ИХ АНАЛИЗ

Рассмотрим ранговые респиросонограммы (6) и (7) на ряде конкретных примеров шумов дыхания, зарегистрированных под левой лопаткой. Для начала проанализируем структуру респиросонограмм шумов дыхания пациента, не имеющего дыхательных патологий. На рис. 1, а изображена традиционная респиросонограмма, представляющая частотно-временное распределение периодограммной оценки СПМ (4). Результаты получены при следующих параметрах обработки: $M=256$, $\Delta t=0.4$ мс, $W(\cdot)$ – окно Хэннинга. Для сравнения, на рис. 1, б приведена ранговая респиросонограмма, сформированная на основе соотношения (6). На обоих графиках уровни заданы в децибелах, согласно приведенным цветовым шкалам.

Как видно, структуры рассмотренных респиросонограмм имеют зеркально совпадающую периодичность, согласованную с фазами вдоха и выдоха. При этом более выраженными являются фазы вдоха. Аналогичная периодическая картина наблюдается на ранговой респиросонограмме (рис. 1, в), полученной в соответствии с соотношением (7). Здесь выделяются две характерные частотные области. Первая из них расположена ниже 500 Гц и имеет периодичность максимальных уровней статистики (7), согласованную по времени с фазами вдоха. Вторая область расположена выше 500 Гц. Для нее характерна периодичность изменения уровней, совпадающая с фазами выдоха. Указанные особенности структуры ранговой респиросонограммы связаны со следующим обстоятельством. В первой области значения ранговой статистики (7), определяемые шумами дыхания, быстрее растут в фазах вдоха. При переходе во вторую область ранговая статистика (7) определяется в основном оценками СПМ помехи. Так как граница перехода для фаз выдоха по частоте расположена ниже, чем для фаз вдоха, то статистика (7) на протяжении выдоха растет быстрее. Это и приводит к соответствующим изменениям в структуре ранговой респиросонограммы рис. 1, в.

По этой же причине статистика (7) позволяет выявлять паузы в циклах дыхания, так как она быстрее всего возрастает в моменты времени, соответствующие этим паузам. Это хорошо видно из сравнительного анализа структур традиционной (рис. 2, а) и ранговой (рис. 2, б) респиросонограмм

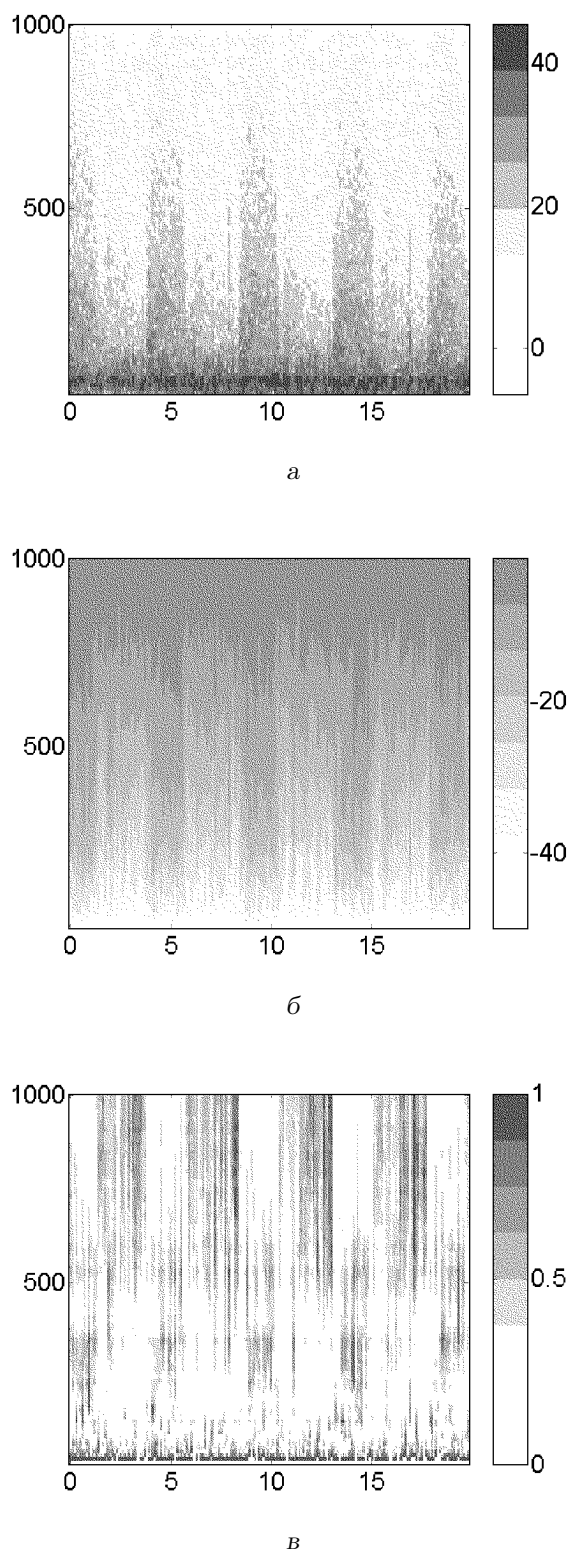


Рис. 1. Респиросонограммы шумов дыхания без патологий:

а – традиционная;
б – ранговая по алгоритму (6);
в – ранговая по алгоритму (7)

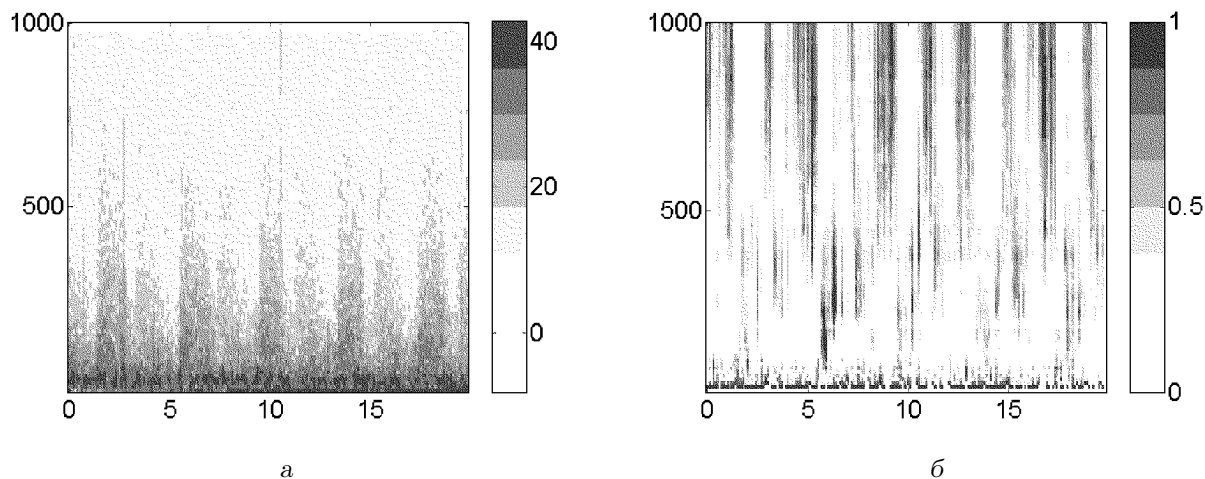


Рис. 2. Респиросонограммы шумов дыхания с паузами между фазами вдоха и выдоха:
а – традиционная; б – ранговая по алгоритму (7)

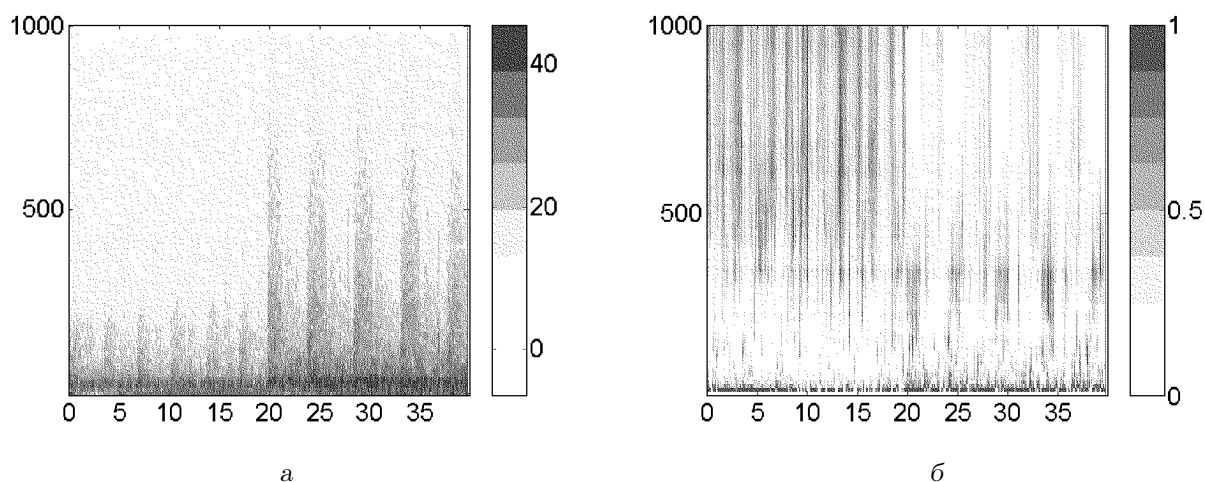


Рис. 3. Составные респиросонограммы шумов ослабленного и нормального дыхания:
а – традиционная; б – ранговая по алгоритму (7)

для шумов дыхания с паузами между фазами вдоха и выдоха. Высокая чувствительность данной статистики к паузам при дыхании может быть использована, например, при диагностике саккадированного типа дыхания.

Интересной особенностью представления (7) является существенное снижение влияния на вид ранговых респиросонограмм больших уровней сигналов в области низких частот (такое влияние характерно для традиционных респиросонограмм). Благодаря этому повышается эффективность выделения слабых изменений структуры СПМ, маскируемых сильными низкочастотными сигналами дыхания. В частности, на рис. 1, в удастся наблюдать форманты дыхания в окрестности

частот 250 и 500 Гц, а на рис. 2, б в области низких частот при $t=6$ с хорошо виден слабый гортанный сигнал, не заметный на традиционной респиросонограмме (рис. 2, а). При этом за счет инвариантности статистики (7) к абсолютным значениям уровней СПМ ранговые респиросонограммы на рис. 1, в и рис. 2, б, в отличие от традиционных, отображаются в линейном масштабе.

Еще одно достоинство статистики (7), которое полезно при сравнительной диагностике, заключается в возможности формирования на ее основе составных ранговых респиросонограмм. Для этого достаточно объединить матрицы ранговых статистик (1) тестируемой и опорной последовательностей отсчетов СПМ шумов дыхания, а затем про-

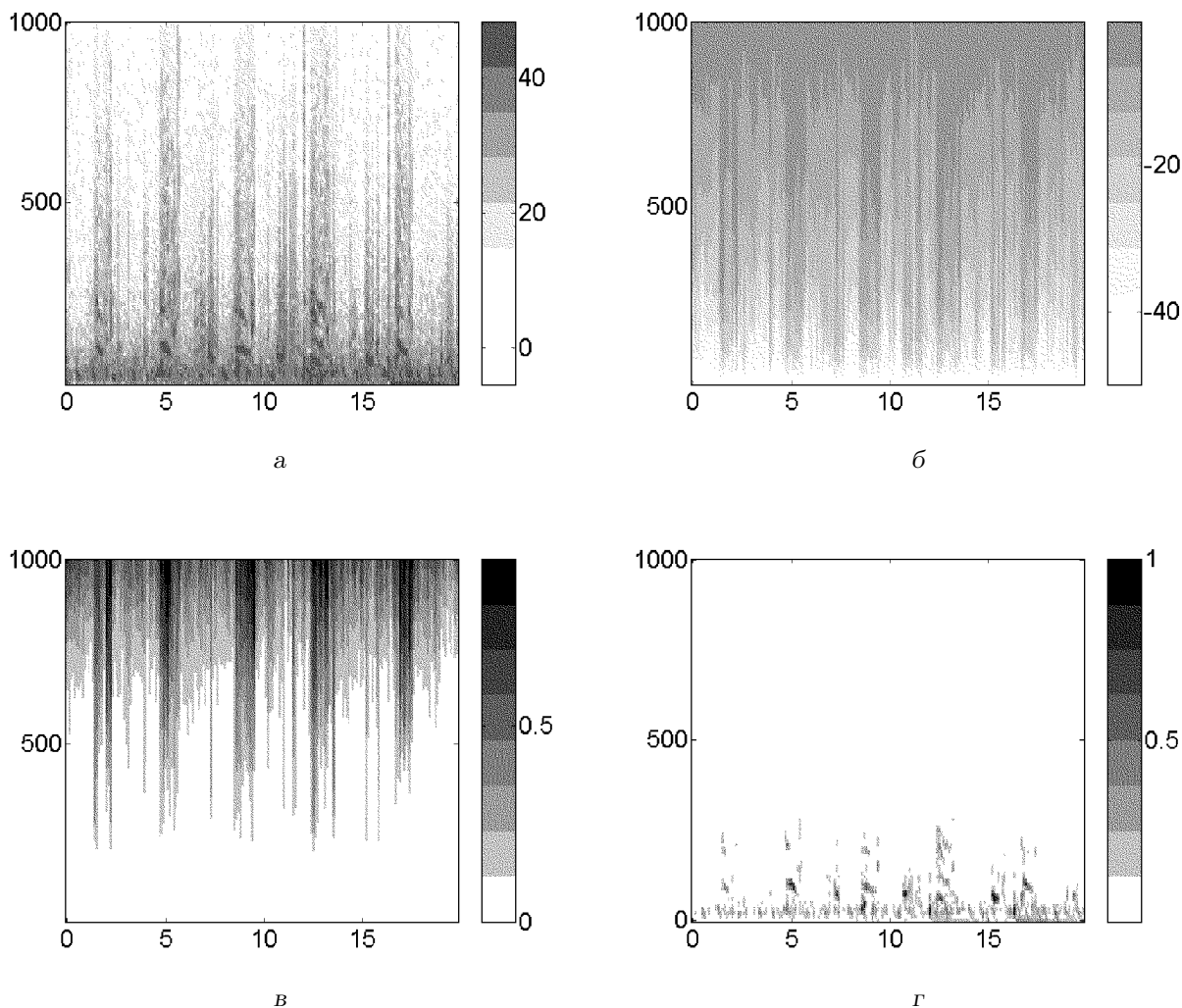


Рис. 4. Респиросонограммы шумов дыхания с выраженными сухими и влажными хрипами:
 а – традиционная с уровнями в децибелах; б – ранговая по алгоритму (6) с уровнями в децибелах;
 в – ранговая по алгоритму (6) с линейным масштабом уровней; г – традиционная с линейным масштабом уровней

вести нормировку полученной составной матрицы согласно алгоритму (7). На рис. 3, б представлена составная ранговая респиросонограмма, правая половина которой соответствует шумам при нормальном, а левая – при ослабленном дыхании (это видно из структуры согласованных с ними по времени традиционных респиросонограмм рис. 3, а). Из рис. 3, б видно, что на частотах ниже 400 Гц преобладают значения ранговой статистики (1), соответствующие шумам нормального дыхания. На более высоких частотах преобладают значения ранговой статистики, формируемые по оценкам СПМ помехи, уровень которой превышает уровни сигналов ослабленного дыхания. Таким образом, составные ранговые респиросонограммы на основе статистики (7) позволяют выявлять слу-

чай как ослабленного, так и усиленного дыхания, что является важным диагностическим признаком ряда заболеваний легких. Следует отметить, что и в этом случае чувствительность рангового алгоритма (7) оказывается достаточной для проведения анализа его уровней в линейном масштабе.

Покажем эффективность использования предлагаемых ранговых статистик для выделения хрипов. На рис. 4, а и б приведены в логарифмическом масштабе традиционная и ранговая (на основе алгоритма (6)) респиросонограммы шумов дыхания больного двусторонней нижнедолевой пневмонией при наличии достаточно сильных сухих и влажных хрипов. Как указывалось выше, влажные хрипы являются кратковременными сигналами, и поэтому их СПМ достаточно широкопо-

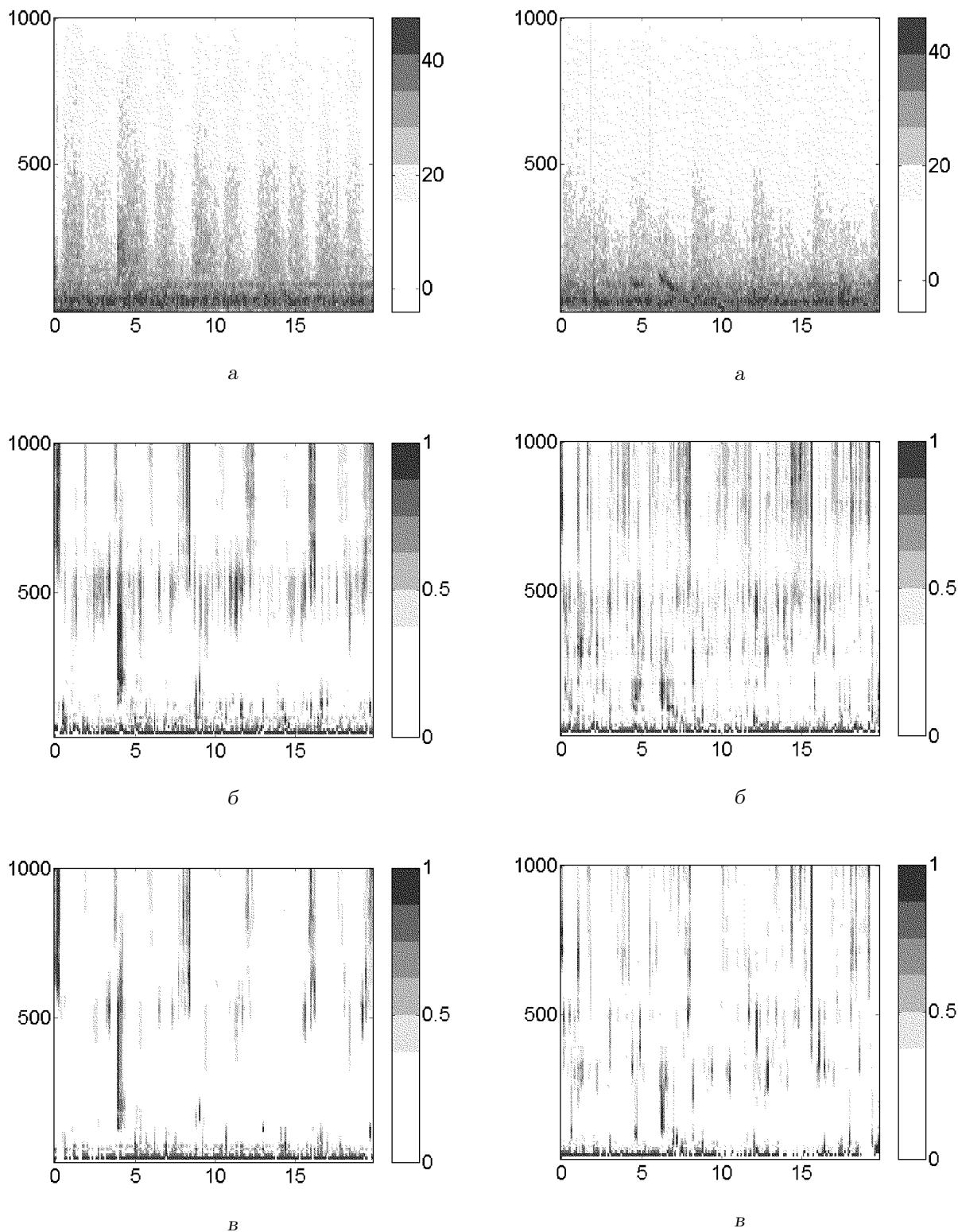


Рис. 5. Респиросонограммы при наличии жужжащего сухого хрипа:

а – традиционная; *б* – ранговая по алгоритму (7), несглаженная по частоте; *в* – ранговая по алгоритму (7), сглаженная по частоте в прямоугольном окне шириной 40 Гц

Рис. 6. Респиросонограммы при наличии гудящих сухих хрипов:

а – традиционная; *б* – ранговая по алгоритму (7), несглаженная по частоте; *в* – ранговая по алгоритму (7), сглаженная по частоте в прямоугольном окне шириной 40 Гц

лосна. При этом ее наклон меньше, чем наклон СПМ нормальных респираторных шумов, независимо от фазы дыхания. В связи с этим влажные хрипы хорошо выделяются на ранговых респиросонограммах при отсутствии других дополнительных звуков дыхания. Вместе с тем, присутствие сухих хрипов с выраженной неравномерностью СПМ приводит к заметному росту ранговой статистики (1), по сравнению с аналогичной статистикой для влажных хрипов. Поэтому на ранговых респиросонограммах участки, соответствующие появлению сухих хрипов, более четко выражены. Это особенно хорошо заметно на респиросонограмме рис. 4, в, где уровни отображены в линейном масштабе. Здесь же, для сравнения, на рис. 4, г показано, что даже при сильных хрипах дыхания они практически не видны на традиционной респиросонограмме с линейным масштабированием уровней. Таким образом, ранговые респиросонограммы на основе алгоритма (6) позволяют не только выделять сухие и влажные хрипы дыхания, но и проводить их предварительную классификацию.

Рассмотрим эффективность выделения с помощью рангового алгоритма (7) одиночных жужжащих, гудящих и свистящих сухих хрипов дыхания. На рис. 5, а и б представлены традиционная и ранговая респиросонограммы для шумов дыхания пациента с двусторонней нижнедолевой пневмонией, содержащие в окрестности момента времени $t = 4$ с жужжащий хрип. Этот хрип совпадает с началом фазы вдоха, что затрудняет его выделение на традиционной респиросонограмме, где он маскируется резким подъемом уровня СПМ в начале вдоха. В то же время, на ранговой респиросонограмме рис. 5, б явно выделяется вертикальный след жужжащего хрипа. Заметим, что в ряде случаев можно повысить контрастность выделения хрипов дыхания по времени, используя дополнительное сглаживание периодограммных оценок СПМ по частоте [9]. В частности, для рассматриваемого случая это можно наблюдать на ранговой респиросонограмме рис. 5, в, которая получена после сглаживания периодограммных оценок СПМ (4) в полосе частот порядка 40 Гц.

Характерный случай маскирования гудящих хрипов разной интенсивности в области низких частот в окрестности моментов времени $t = 1, 5$ и 7 с представлен на традиционной респиросонограмме рис. 6, а, соответствующей шумам дыхания пациента с диагнозом “двусторонний обструктивный бронхит”. Использование в этой ситуации рангового алгоритма (7) также улучшает выделение этих хрипов, что видно на рис. 6, б и в, полученных

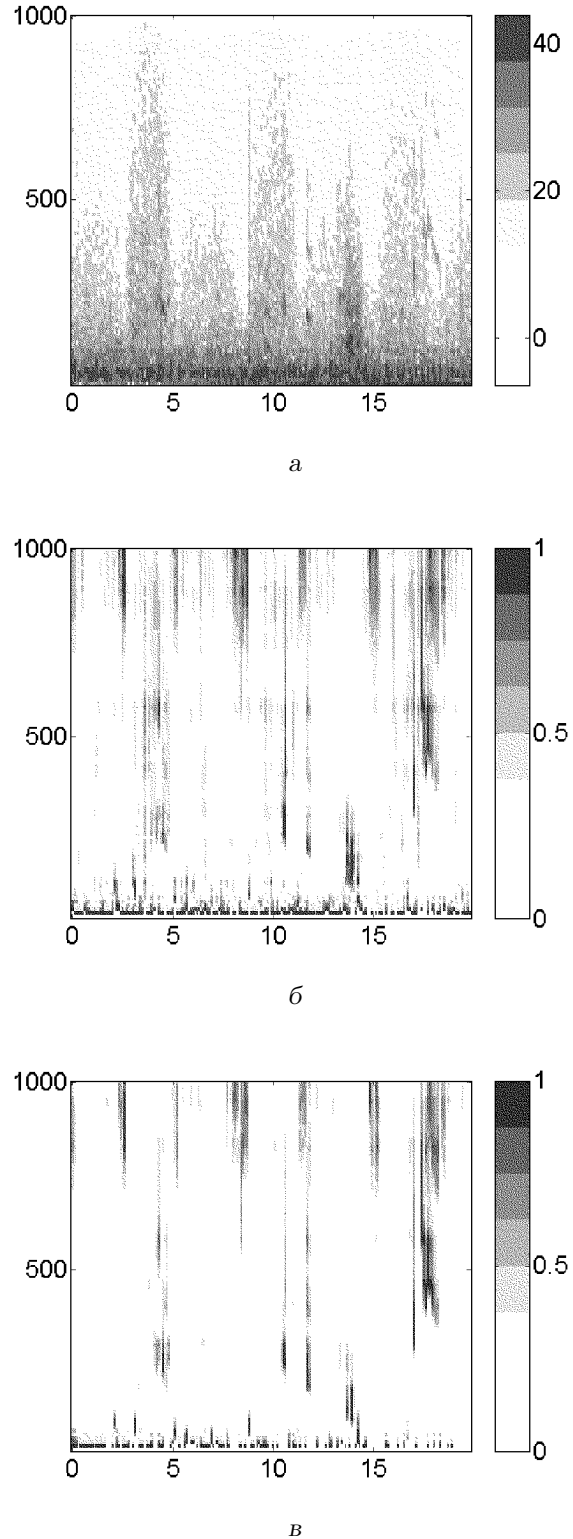


Рис. 7. Респиросонограммы при наличии жужжащих, гудящих и свистящих сухих хрипов: а – традиционная; б – ранговая по алгоритму (7), несглаженная по частоте; в – ранговая по алгоритму (7), сглаженная по частоте в прямоугольном окне шириной 40 Гц

до и после сглаживания периодограммных оценок СПМ.

Наконец, на рис. 7, а–в приведены традиционная и ранговые (для несглаженных и сглаженных оценок СПМ соответственно) респиросонограммы шумов дыхания пациента с двусторонней нижнедолевой пневмонией. Здесь присутствуют гудящие, жужжащие и свистящие хрипы дыхания, распределенные по времени и частоте. На традиционной респиросонограмме они отображаются в виде слабо заметных темных пятен. На ранговых респиросонограммах эти же области более контрастны. Таким образом, и в более сложной ситуации ранговые респиросонограммы превосходят традиционные по эффективности выделения дополнительных звуков дыхания в виде сухих хрипов.

В заключение следует отметить, что визуальные образы некоторых типов дыхательных хрипов имеют определенные индивидуальные особенности, широко используемые при их классификации на основе анализа традиционных респиросонограмм. При этом эффективность анализа зачастую зависит от вида цветовой палитры, применяемой для отображения частотно-временных портретов шумов. Вместе с тем, на начальном этапе обследования пациентов важно сначала выделить наличие хрипов, а уже после этого проводить их классификацию. Рассмотренные выше примеры показывают, что для этой цели рационально использовать ранговые респиросонограммы, которые обеспечивают высокую эффективность выделения патологических изменений в структуре шумов дыхания даже для монохромной (“серой”) палитры.

ВЫВОДЫ

1. Предложены алгоритмы визуализации, основанные на ранговых представлениях структуры оценок СПМ шумов дыхания. Показано, что ранговые статистики чувствительны не только к неравномерности СПМ, но и к изменениям их наклона. Определены две основные формы представления ранговых респиросонограмм, отличающиеся порядком формирования ранговых статистик для оценок СПМ в координатах время–частота.

2. Проведен анализ структуры предложенных форм ранговых респиросонограмм по экспериментальным данным для шумов дыхания. Показано, что ранговые респиросонограммы эффективны для анализа ритмической структуры шумов дыхания и выявления пауз.
3. Предложен вариант составной формы ранговой респиросонограммы, удобный для сравнительного анализа силы дыхания, регистрируемого в разных точках грудной клетки или при сравнении с некоторым эталоном.
4. Показано, что ранговые респиросонограммы позволяют улучшить качество выделения слабых хрипов и формант дыхания в области низких и средних частот и являются менее критичными к виду используемой палитры цветов по сравнению с традиционными респиросонограммами.

1. Гринченко В. Т., Крижановский В. В., Крижановский В. В. (мл.) Алгоритмы адаптивной и ранговой классификации шумов дыхания // Научные труды II Конф. с межд. участием “Информационные технологии в охране здоровья и практической медицине”.– Киев.– 2002.– С. 69–71.
2. Charbonneau G., Ademovic E., Cheetham B. M. G., Malmberg L. P., Vandershoot J., Sovijarvi A. R. A. Basic techniques for respiratory sound analysis // Eur. Respir. Rev.– 2000.– 77.– P. 625–635.
3. Hirschberg J. Acoustic analysis of pathological cries, stridor and coughing sound in infancy // Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.– 1980.– N 2.– P. 287–300.
4. Pasterkamp H., Carson C., Daien D., Oh Y. Digital respirosography. New images of lung sounds // Chest.– 1989.– 96.– P. 1405–1412.
5. Gavriely N., Nissan M., Rubin A. H., Cugell D. W. Spectral characteristics of chest wall breath sounds in normal subjects // Thorax.– 1995.– 50.– P. 1292–1300.
6. Бендат Дж., Пирсол А. Прикладной анализ случайных данных.– М.: Мир, 1989.– 540 с.
7. Поллард Дж. Справочник по вычислительным методам статистики.– М.: Финансы и статистика, 1982.– 344 с.
8. Gavriely N., Palti Y., Alroy G. Spectral characteristics of normal breath sounds // J. Appl. Physiol.– 1981.– 50, N 2.– P. 307–314.
9. Грибанов Ю. И., Мальков В. Л. Спектральный анализ случайных процессов // М.– Энергия.– 1974.– С. 240.