

УДК 621.391:616.12, УДК 519.6

В.А. Фесечко, канд. техн. наук, А.С. Порева

Анализ звуков дыхания при помощи спектров высших порядков

Рассмотрены основные свойства спектров высших порядков и возможность их применения к анализу дыхательных звуков. Дыхательные звуки проанализированы путем расчета кумулянтов третьего порядка. Показано, что исследуемые звуки по результатам анализа на основе метода спектров высших порядков возможно отнести к определенному классу звуков дыхания. Показано, что данный подход является более эффективным, чем традиционные пути решения указанной проблемы.

The basic properties of the Higher-Order Spectra and the possibility of application it to the analysis of respiratory sound is considered. Breathing sounds were analyzed by calculating the cumulants of third order. It is shown that the investigated sounds from the analysis on the basis of the spectra of higher orders may be attributed to a class of respiratory sounds. It is shown that this approach is more effective than traditional ways of solving this problem.

Ключевые слова: *дыхательные звуки, дыхательные шумы, спектры высших порядков, кумулянтные функции, трески.*

Введение

Прослушивание (аускультация) шумов (звуков) дыхания при исследовании больного более ста лет остается основным неинвазивным методом диагностики респираторных заболеваний. При этом единственной информацией о характере и особенностях дыхательных шумов является мнение медика, основанное на его врачебном опыте и индивидуальных особенностях слухового восприятия. Кроме того, акустические параметры традиционных стетофонендоскопов разных фирм изготовителей заметно отличаются друг от друга, поэтому информация о дыхательных шумах, получаемая с помощью традиционной аускультации, во многом субъективна. Характер же дыхательных шумов достаточно сложен и разнообразен, что обуславливает довольно обширную их классификацию: различные хрипы, трески, шум трения плевры и др. К этому следует добавить, что даже субъективная информация о дыхательных шумах, получаемая традиционным путем, на практике чаще всего не документируется и поэтому при

необходимости не может быть восстановлена в дальнейшем. [1]

Развитие цифровых технологий, а также современных методов и алгоритмов обработки информации приводит к постоянному появлению новых методов анализа дыхательных шумов. Благодаря этому возросли возможности объективизации аускультативных признаков, т.е. количественной оценки соответствия зарегистрированных звуков с функциональным состоянием систем организма. Установление такого соответствия является основной задачей, которую должен решать диагност – исследователь [6]. Поиск связи между субъективными вербальными моделями звуков дыхания и объективными акустическими характеристиками на основе спектрального анализа был начат еще в середине прошлого столетия [2, 3]. С его помощью были классифицированы звуковые артефакты, обусловленные морфологическими и физическими изменениями в бронхиальном дереве человека при возникновении в нем патологических процессов. Затем, как отмечено в научных работах [4, 5], были установлены диапазоны частот дополнительных звуков – хрипов, крепитации и т. д. Однако, количественная оценка длительности фаз дыхательного цикла, интенсивность звуков дыхания, спектры мощности на вдохе и выдохе содержат ценную информацию для выявления и объективизации диагностических признаков, характерных для определённого заболевания бронхолегочной системы. В работе [6] с помощью временных, спектральных, спектрально-временных и корреляционных функций звуков дыхания исследовались параметры сухих, влажных хрипов, крепитации, а также их количественные характеристики.

Однако, на сегодняшний день по-прежнему нельзя сказать, что существует единый объективный способ анализа легочных звуков, поэтому исследования в этой области продолжают.

1. Дыхательные шумы

Дыхательные шумы несут в себе большой объем информации. Они имеют сложный статистический характер, их мощность существенно ниже мощности звуков сердца, а частотный спектр весьма широк (20-2500 Гц и более). Классификация дыхательных шумов весьма разнообразна. Различают основные и дополни-

тельные, или побочные, дыхательные шумы. Основными дыхательными шумами являются везикулярное и бронхиальное (ларинготрахеальное) дыхание, в некоторых источниках к основным дыхательным шумам относят и жесткое дыхание. К дополнительным шумам относят хрипы, крепитацию и шум трения плевры.

Везикулярное дыхание — аускультативный феномен, выслушиваемый в нормальных условиях над всей поверхностью легких. Оно образуется в результате напряжения и колебаний стенок альвеол в момент заполнения их воздухом на вдохе, поэтому занимает всю фазу вдоха и исчезает или резко ослабевает в самом начале выдоха. [7,8]

Бронхиальное дыхание — дыхательный шум характерного высокого тембра, порождаемый завихрениями воздуха в гортани и трахее (преимущественно в голосовой щели). В норме выслушивается над гортанью и трахеей (в области шеи, над рукояткой грудины), а также в местах проведения звука на грудную стенку от главных бронхов. Бронхиальное дыхание, в отличие от везикулярного, представлено на выдохе шумом, превосходящим по громкости вдох и занимающим всю фазу выдоха. У здоровых людей бронхиальное дыхание, за исключением указанных выше мест, не выслушивается.

Жесткое дыхание - патологический вариант основного дыхательного шума, который возникает при сужении просвета бронхов и уплотнении перибронхиальной ткани. В этом случае выслушиваются более грубый, чем при везикулярном дыхании, вдох и весь выдох, равный по громкости. Если непрерывный шум слышен в фазу вдоха и выдоха, причем шум выдоха составляет более одной трети вдоха, то констатируется шум жесткого дыхания. Шум жесткого дыхания по тембру является промежуточным между везикулярным и бронхиальным дыханием.

Хрипы - дополнительные дыхательные шумы, возникающие в трахее и бронхах при патологии. По механизму образования и звуковому восприятию хрипы подразделяют на влажные и сухие. Хрипы могут быть локальными, т. е. определяться над отдельным ограниченным участком; рассеянными (над несколькими отдельными участками одного или обоих легких) и распространенными (над обширными участками грудной клетки в проекции нескольких долей). Кроме того хрипы бывают единичные, множественные и обильные. Влажные хрипы выслушиваются преимущественно на вдохе, реже на выдохе. Они подразделяются на мелко-, средне- и крупнопузырчатые. Сухие хрипы об-

разуются в бронхах и представляют собой протяжные звуки с различным музыкальным тембром. Их подразделяют на жужжащие и свистящие.

Крепитация - побочный дыхательный шум, который образуется при расправлении увлажненных более, чем обычно, потерявших эластичность стенок альвеол, который слышен исключительно на высоте вдоха как короткая звуковая "вспышка" или "взрыв". Крепитацию иногда трудно отличить от мелкопузырчатых влажных хрипов. В отличие от последних она слышна только в самом конце вдоха и не изменяется после кашля.

Шум трения плевры возникает при сухом плеврите, когда поверхность плевры становится неровной и шероховатой из-за наложений фибрина, а при дыхательных экскурсиях плевральных листков возникает характерный звук, напоминающий скрип сгибаемого куска кожи или скрип снега. Иногда он похож на крепитацию или мелкопузырчатые хрипы. В этом случае следует помнить, что шум трения плевры выслушивается в обе фазы дыхания, усиливается при надавливании на грудную клетку стетоскопом и сохраняется при имитации дыхательных движений с закрытым носом и ртом [7,8].

Изменение основных дыхательных шумов по их интенсивности (например, ослабленное дыхание), месту выслушивания, тембру (например, жесткое дыхание, амфорическое дыхание), непрерывности (саккадированное дыхание), как и появление дополнительных дыхательных шумов, свидетельствует об отклонении от нормы и имеет диагностическое значение.

2. Основные свойства спектров высших порядков

Анализ сигналов и шумов не сводится лишь к использованию традиционных методов спектрально-корреляционного и вероятностного анализа. Для получения более полной информации о сигнале имеет смысл измерять существенно более сложные статистические характеристики сигналов — их спектры высших порядков (СВП) или полиспектры, получаемые с помощью преобразований Фурье высших корреляционных (кумулянтных) функций. Кумулянтные функции высших порядков, в свою очередь, несут информацию о многовременных взаимосвязях процессов. [9]

Спектральные характеристики нечетных порядков и, в частности, спектр третьего порядка (биспектр), являющийся преобразованием Фурье от кумулянтной функции третьего порядка, позволяет уточнить параметры несимметрии

случайного процесса. Это, в свою очередь, дает возможность выявить наличие связей между дискретными составляющими обычного спектра, в частности, определить в нем наличие высших гармоник, что делает, например, при определенных условиях биспектральный обнаружитель сигналов эффективнее энергетического или корреляционного.

Характеристики четных порядков и, в частности, спектр четвертого порядка (триспектр) уточняют параметры полноты, эксцесса, вероятностного распределения исследуемого процесса.

В частности, одномерный четно-степенной спектр четвертого порядка позволяет эффективно определить наличие модуляционных (мультипликативных) составляющих наблюдаемого сигнала. [10]

Рассмотрим постоянный дискретный во времени случайный процесс $X(t)$ (t обозначает дискретные отсчеты времени). Моменты порядка n имеют вид:

$$m_n^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1}) = E\{X(t)X(t+\tau_1)\dots X(t+\tau_{n-1})\}$$

где $E\{\cdot\}$ — математическое ожидание, τ_i — временной сдвиг. Кумулянты n -порядка — функции моментов порядка до n , т.е., кумулянты первого порядка:

$$c_1^x = m_1^x = E\{X(t)\} \quad (\text{среднее}),$$

кумулянты второго порядка:

$$c_2^x(\tau_1) = m_2^x(\tau_1) - (m_1^x)^2 \quad (\text{ковариация}),$$

кумулянты третьего порядка:

$$c_3^x(\tau_1, \tau_2) = m_3^x(\tau_1, \tau_2) - (m_1^x) [m_2^x(\tau_1) + m_2^x(\tau_2) + m_2^x(\tau_2 - \tau_1)] + 2(m_1^x)^3$$

кумулянты четвертого порядка:

$$c_4^x(\tau_1, \tau_2, \tau_3) = m_4^x(\tau_1, \tau_2, \tau_3) - m_2^x(\tau_1)m_2^x(\tau_3 - \tau_2) - m_2^x(\tau_2)m_2^x(\tau_3 - \tau_1) - m_2^x(\tau_3)m_2^x(\tau_2 - \tau_1) - m_1^x [m_3^x(\tau_2 - \tau_1, \tau_3 - \tau_1) + m_3^x(\tau_2, \tau_3) + m_3^x(\tau_2, \tau_1) + m_3^x(\tau_1, \tau_3)] + (m_1^x)^2 [m_2^x(\tau_1) + m_2^x(\tau_2) + m_2^x(\tau_3) + m_2^x(\tau_3 - \tau_1) + m_2^x(\tau_3 - \tau_2) + m_2^x(\tau_2 - \tau_1)] - 6(m_1^x)^4$$

где $m_3^x(\tau_1, \tau_2)$ — момент третьего порядка, $m_2^x(\tau_1)$ — момент второго порядка, m_1^x — среднее значение.

Приведем некоторые важные свойства моментов и кумулянтов высших порядков и их практического применения при обработке биомедицинских сигналов:

1) Если $X(t)$ — гауссовский процесс, то $c_n^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1}) = 0$ для $n > 2$. Другими словами, вся информация о гауссовском процессе содержит-

ся в кумулянтах 1-го и 2-го порядков. Это свойство может быть использовано для подавления гауссовского шума и определения полезного сигнала.

2) Если $X(t)$ — симметричная зависимость, то $c_3^x(\tau_1, \tau_2) = 0$. Кумулянты 3-го порядка подавляют не только гауссовский шум, но также и все симметрично распределенные процессы, такие как функция Лапласа или Гаусса-Бернулли.

3) Для кумулянтов сохраняется свойство аддитивности. Если $X(t) = S(t) + U(t)$, где $S(t)$ и $U(t)$ — стационарные и статистически независимые случайные процессы, то $c_n^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1}) = c_n^s(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1}) + c_n^u(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1})$. При этом, для моментов свойство аддитивности не выполняется. Если $U(t)$ — гауссовский процесс, представляющий собой шум, который подавляет интересующий нас сигнал $S(t)$, то, согласно 1) и 2): $c_n^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1}) = c_n^s(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1})$ для $n > 2$. Другими словами, в области кумулянтов высшего порядка полезный сигнал не содержит шумовых составляющих. Это свойство может использоваться как мера статистической независимости двух процессов.

4) Если сигнал $X(t)$ имеет нулевое среднее значение, то $c_n^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1}) = m_n^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1})$ для $n \leq 3$. Тогда спектр высшего порядка определяется либо через кумулянты (кумулянтный спектр), либо через моменты (моментный спектр). Заметим, что если кумулянтная последовательность порядка n является абсолютно суммируемой, то кумулянтный спектр сигнала $X(t)$, $C_n^x(\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_{n-1})$, существует и определяется как $(n-1)$ -мерное преобразование Фурье. По сути, $C_n^x(\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_{n-1})$ — комплексный, т.к. содержит информацию об амплитуде и фазе. Аналогично, моментный спектр является многомерным преобразованием Фурье последовательности моментов.

5) Если $V(t)$ — стационарный негауссовский процесс с нулевым средним значением и последовательность кумулянтов порядка n :

$$c_n^v(\tau_1, \dots, \tau_{n-1}) = \gamma_n^v \delta(\tau_1, \dots, \tau_{n-1}),$$

где $\delta(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1})$ — дельта-функция, а γ_n^v — скаляр, то $V(t)$ — белый шум и его кумулянтный спектр — равномерный на всех частотах и эквивалентен γ_n^v .

Кумулянтный спектр используется чаще для обработки случайных сигналов, чем моментный, поскольку первый обладает такими свойствами, которыми не обладает второй, а именно, вышеуказанные свойства 1), 3) и 5). [11]

Зачастую для реальных сигналов конечной длины удобно представлять кумулянты и биспектр не через определение моментов, а

непосредственно через сигнал. Т.о., если $x(n)$ – это дискретный сигнал конечной длины ($n=0,1,\dots,N-1$), то выражение для оценки кумулянтов (среднее значение) 3-го порядка:

$$\bar{C}_{3x}(k,l) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x^*(n) \cdot x(n+k) \cdot x(n+l) \quad (1)$$

$k, l = 0, 1, \dots, N$, а «*» означает комплексное сопряжение.

Биспектр определяется как двумерное преобразование Фурье соответствующей кумулянтной последовательности:

$$\begin{aligned} S_{3x}(f_1, f_2) &= \sum_{k=-N-1}^{N-1} \sum_{l=-N-1}^{N-1} \bar{C}_{3x}(k,l) \cdot e^{-j2\pi f_1 k} \cdot e^{-j2\pi f_2 l} = \\ &= \frac{1}{N^2} X_N^*(f_1 + f_2) \cdot X_N(f_1) \cdot X_N(f_2) \end{aligned}$$

где $X_N(f)$ – преобразование Фурье сигнала $x(n)$. [12]

Опуская строгость математического изложения, приведем свойства биспектрального преобразования:

- биспектр гауссового шума равен нулю;
- биспектр идеального синусоидального сигнала равен нулю;
- биспектр аддитивного процесса, содержащего независимые процессы, равен сумме биспектров этих процессов;
- биспектр не равен нулю, если в сигнале присутствуют связанные частотные составляющие f_1, f_2, f_1+f_2 ;
- комплексный характер биспектра позволяет представлять информацию об амплитуде и фазе сигнала;
- фаза биспектра инвариантна относительно времени прихода импульса $\varphi_{21}(f_1, f_2) = \varphi_{12}(f_1, f_2)$;
- свойство симметрии

$$\begin{aligned} S_3(f_1, f_2) &= S_3(f_2, f_1) = \\ &= S_3(f_1, f_1 - f_2) = S_3^*(-f_1, -f_2) \end{aligned} \quad [10]$$

Т.о., подводя итог вышесказанному, можно определить основные критерии целесообразности использования полиспектров при обработке биомедицинских сигналов:

а) возможность подавления гауссовского шума и уменьшение дисперсии при детектировании сигналов и оценке нужных параметров. Благодаря этому свойству спектры высших порядков не содержат шумовых составляющих, что делает возможным и более простым детектирование полезных сигналов, оценивание важных параметров и даже восстановление слабых, зашумленных сигналов, определение нелинейных характеристик систем, излучающих негауссовы случайные сигналы;

б) выявление нелинейно-фазовых связей между спектральными компонентами шума. В отличие

от энергетического спектра, спектры высокого порядка сохраняют информацию о фазе сигналов;

в) определение и характеристика нелинейных связей в исследуемых биомедицинских сигналах [9,11].

3. Анализ звуков легких при помощи спектров высших порядков.

В рамках данной работы был проанализирован ряд звуков крепитации – так называемые трески (crackles), а также некоторые хрипы и везикулярное дыхание. Звуки были зарегистрированы с разными частотами дискретизации у пациентов с различными заболеваниями. Все звуки были записаны в течении 10 секунд, что включает в себя несколько циклов фаз вдоха и выдоха. Вначале был проведен классический спектральный анализ звуков дыхания, основанный на нахождении спектральной плотности:

$$\hat{X}(k) = \sum_{n=0}^{N-1} r_{xx}(n) \cdot e^{-\frac{j2\pi kn}{N}},$$

где $r_{xx}(n)$ – автокорреляционная функция сигнала $x(n)$:

$$r_{xx} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot x(n+j)$$

где $x(n)$ – исследуемый сигнал длиной N , $j=0,1,\dots,N$. [13]

Результаты выполненных экспериментов показаны на рис.1. В левой колонке приведены исследуемые сигналы, в правой – соответствующие амплитудные спектры: а) - г) – тресков, д) – везикулярного дыхания здорового человека, е) – хрипов. Причем, везикулярное дыхание и хрипы зарегистрированы с одного отдела грудной клетки, что позволяет проводить их сравнительный анализ.

Для указанных сигналов рассчитаны кумулянты 2-го порядка, которые по определению равны значению дисперсии D [14] и являются вероятностными характеристиками случайного процесса (см. табл.1)

Таблица 1. Значения дисперсии D исследуемых сигналов

Сигнал	Дисперсия D
а)	0.0146
б)	0.0053
в)	0.0295
г)	0.0399
д)	0.0517
е)	0.0151

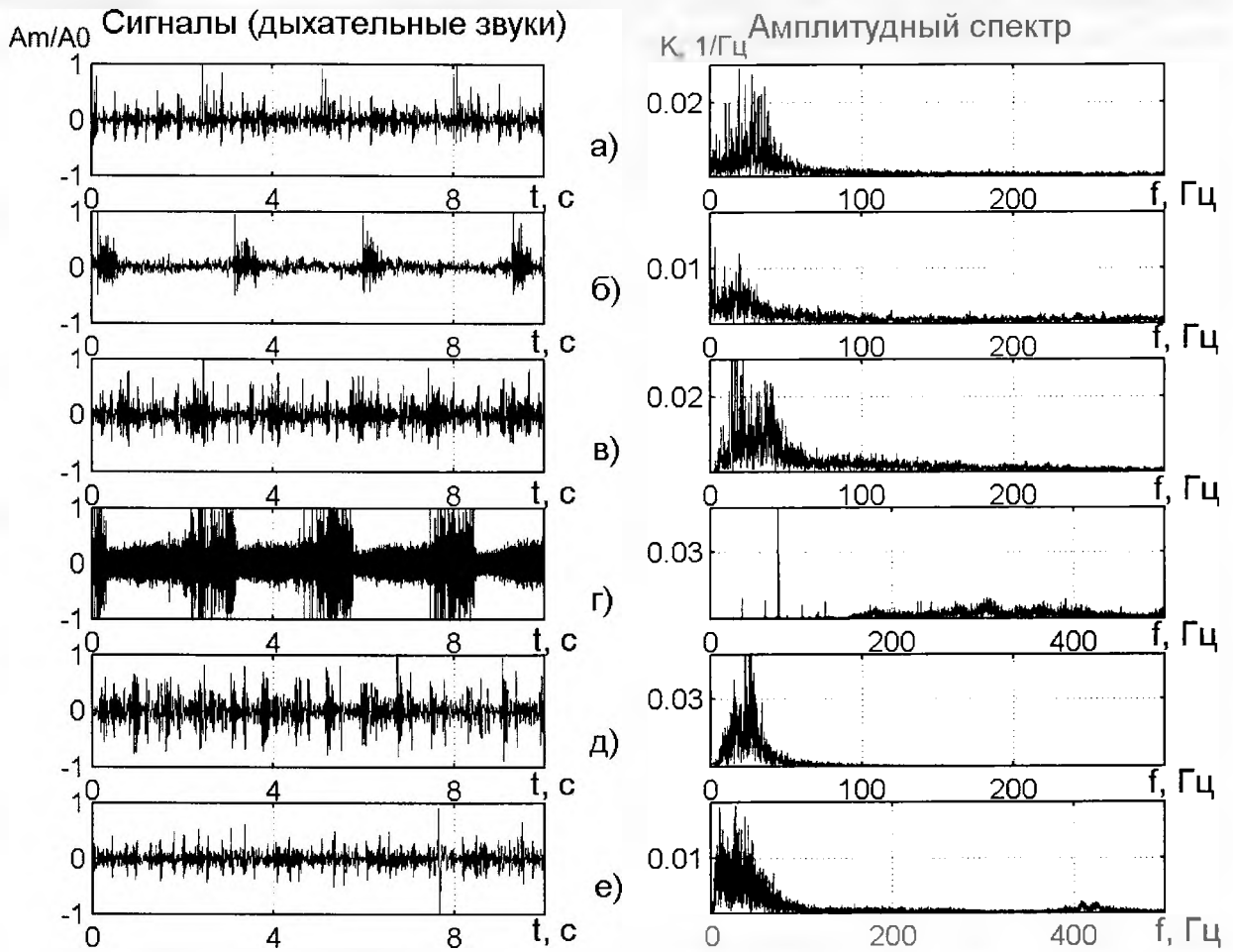


Рис. 1. Дыхательные звуки и соответствующие амплитудные спектры: а)–г) – тресков, д) – везикулярного дыхания, е) – хрипов.

Очевидно, что традиционный подход практически не несет никакой полезной информации. Ни по внешнему виду самих сигналов, ни по результатам спектрального анализа, ни по вероятностным характеристикам невозможно какой-либо из сигналов отнести к определенному классу дыхательных звуков. Также невозможно определить, что сигналы а), б), в) и г) на самом деле являются звуками крепитации (а именно, тресками).

Эти же сигналы были проанализированы с использованием аппарата спектров высших порядков, а именно, рассчитаны и построены кумулянтные функции 3-го порядка, согласно (1) (рис.2).

По трехмерному изображению этих функций, а также по их контурному представлению становится очевидным, что представления кумулянтных функций тресков обладают общими особенностями (четко выраженное возвышение в середине графика), что уже чисто наглядно дает возможность отнести эти сигналы к определенному классу звуков дыхания.

Например, сигналы а) и е) (рис.1) относятся соответственно к классу тресков и хрипов. Результаты классического спектрального анализа не дают возможность увидеть какую-либо разницу между этими сигналами: их амплитудные спектры фактически идентичны. Дисперсии этих сигналов также имеют близкие значения (см. табл.1). Результаты обработки этих сигналов при помощи метода спектров высших порядков дают возможность четко соотносить их к различным классам звуков дыхания.

Кроме того, многие из существующих методов обработки, дающих качественные результаты, рассчитаны на анализ сигналов на коротких участках (например, отдельно фазы вдохов и выдохов). [15,16] Данный же подход дает возможность оценить сигналы даже для более длительного промежутка времени. Т.о., метод спектров высших порядков оказывается более информативным в тех случаях, когда классический подход не дает ожидаемых результатов.

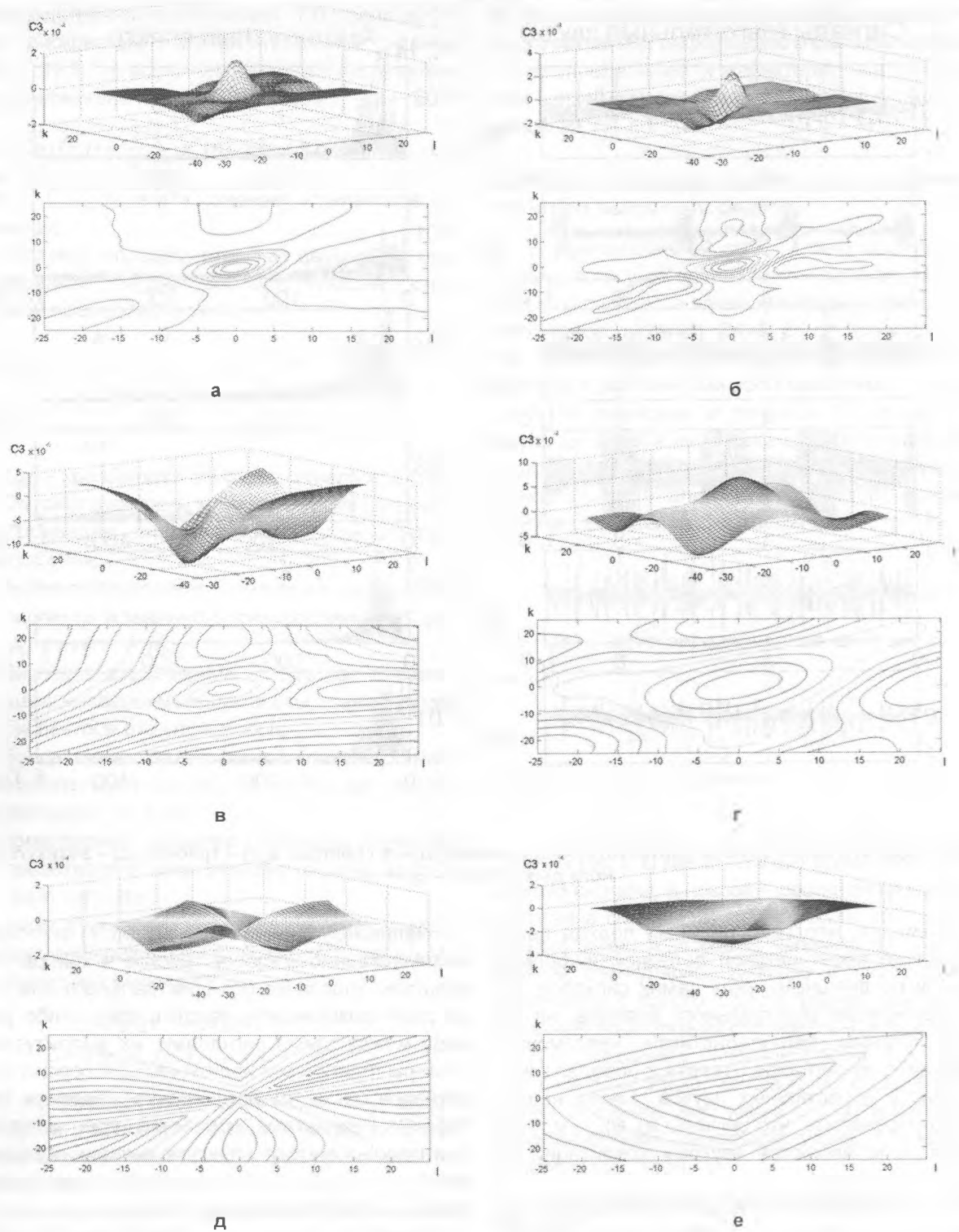


Рис. 2. Трехмерное изображение кумулянтных функций 3-го порядка и соответствующее контурное представление: а)-г) – тресков, д) – везикулярного дыхания, е) – хрипов.

Выводы

В работе проведен анализ звуков дыхания при помощи спектров высокого порядка. В частности, проведена обработка ряда дыхательных звуков при помощи расчета кумулянтной функции третьего порядка. Показано, что для определенного класса звуков дыхания (тресков) ку-

мулянтные функции имеют некоторые особенности, что и позволяет производить классификацию звуков по их основным видам. Также показано, что метод спектров высших порядков может быть использован для распознавания и идентификации звуков дыхания эффективней традиционных путей решения данной задачи.

Литература

1. *Вовк И.В., Гринченко В.Т., Дахнов С.Л., Крижановский В.В., Олийник В.Н.* Шумы дыхания человека: объективизация аускультативных признаков // Акустичний вісник. 1999. Том 2, №3. С. 11-32
2. *Зислин Д.М.* Объективное исследование дыхательных шумов с помощью частотного анализа /Зислин Д. М., Розенблат В. В., Лихачева Е. И. //Терапевт. архив.– 1969.– 41, № 11 – С. 108–112.
3. *McKusick V.A.* The acoustic basis of the chest examination: studies by means of sound spectrography / *McKusick V. A., Jenkins J. T., Web G. N.* // Amer. Rev. Tuberc. –1955 – V. 72.– P. 12–34.
4. Automated lung sound analysis in patients with pneumonia / *Murphy R. L., Vyshedskiy A., PowerCharnitsky V. A.* [et al.] // *Respir. Care* – 2004.– 49 (12).– P. 1488–1489.
5. *Oud M.* Spirometry and forced oscillometry assisted optimal frequency band determination for the computerized analysis of tracheal lung sounds in asthma / *Oud M., Maarsingh E. J.* // *Physiol Meas.*– 2004 – № 3.– P. 595 –606.
6. *Басанец А. В., Ермакова О. В., Макаренков А. П., Макаренкова А. А.* Акустическая объективизация звуков дыхания больных ХОБЛ // Український журнал з проблем медицини праці. 2010. №3(23). С. 47-55
7. <http://www.medkurs.ru/>
8. <http://old.consilium-medicum.com>. Справочник поликлинического врача. 2007. Том 05, №3
9. *Бочков Г.Н., Горохов К.В.,* Полиспектральный анализ и синтез сигналов: Учебно-методические, Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского. Нижний Новгород. 2007
10. *Хоружий С.Г., Жучков К.Н., Карюков А.В., Пруцаков О.О.* Реализация полиспектрального анализатора сигналов. Доклады 10-й Международной конференции "Цифровая обработка сигналов и ее применение", 2008 г., г. Москва. – С. 588 – 591.
11. *Petropulu, A.P.* Higher-Order Spectral Analysis. The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
12. Higher-Order Spectral Analysis Toolbox User's Guide COPYRIGHT 1993 - 2001 by United Signals & Systems, Inc.
13. *Айфичер, Э.* Цифровая обработка сигналов. Практический подход / Э. Айфичер, Б. Джервис. – М. : Издательский дом «Вильямс», 2008. – 992 с. – ISBN 978-5-8459-0710-3.
14. *Новиков А.К.* Полиспектральный анализ / Новиков А.К. - ЦНИИ им. акад. А.Н. Крылова, 2002. – 180 с. – ISBN 5-900703-69-X
15. *Макаренкова А.А.* Акустические характеристики звуков дыхания у больных пневмокопозом. // ISSN 1028 -7507 Акустичний вісник. 2008.Том 11, №1, С. 51 – 59
16. *Alice Jones,R Douglas Jones, Kevin Kwong,Yvonne Burns.* Effect of Positioning on Recorded Lung Sound Intensities in Subjects Without Pulmonary Dysfunction // *Physical Therapy . Volume 79 . Number 7 . July 1999*