

УДК 534.7

АВТОМАТИЧЕСКОЕ ОБНАРУЖЕНИЕ И РАСПОЗНАВАНИЕ СУХИХ ХРИПОВ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА ИХ АВТОКОРРЕЛЯЦИОННОЙ ФУНКЦИИ

И. В. ВОВК, В. Ю. СЕМЕНОВ

Институт гидромеханики НАН Украины, Киев

Получено 01.07.2005

Предложен эффективный метод автоматического обнаружения и распознавания сухих хрипов в звуках дыхания. Получено соотношение, связывающее акустические мощности периодической и шумовой компонент респираторного сигнала с пиковым значением автокорреляционной функции. Предложен способ выявления сухих хрипов, основанный на сравнении пикового значения автокорреляционной функции с переменным порогом. Важной особенностью метода является то, что он не только выполняет классификацию респираторного сигнала по принципу “шумовой/периодической”, но и позволяет определить все частотные составляющие, присутствующие в сухом хрипе. Разработан эффективный способ визуализации результатов работы предложенного метода, основанный на формировании искусственного сигнала, имитирующего частотный состав исходного дыхательного фрагмента, содержащего сухой хрип.

Запропоновано ефективний метод автоматичного виявлення та розпізнавання сухих хрипів у шумах дихання. Отримано співвідношення, яке зв'язує акустичні потужності періодичної та шумової компонент респираторного сигналу з пиковим значенням автокореляційної функції. Запропоновано метод виявлення сухих хрипів, який базується на порівнянні пикового значення автокореляційної функції зі змінним порогом. Важливою особливістю методу є те, що він не тільки виконує класифікацію респираторного сигналу за ознакою “шумовий/періодичний”, але й дозволяє визначити всі частотні складові, присутні у сухому хрипі. Розроблено ефективний спосіб візуалізації результатів роботи запропонованого методу, який базується на формуванні штучного сигналу, який імітує частотний склад вихідного дихального фрагменту, що містить сухой хрип.

An efficient method for automatic detecting and recognizing wheezes in the breath sounds is proposed. A dependence is obtained which relates the acoustic powers of periodic and noise components of the respiratory signal with the peak value of normalized autocorrelation function. A method for wheeze detection, based on comparing the peak value of normalized autocorrelation function with varying threshold, is proposed. An important feature of the method is that it performs not only the classification by the “noise/periodic” property, but allows determining all frequency components present in a given wheeze. An efficient way for visualizing the proposed method's results is developed, that is based on forming the artificial signal that imitates frequency content of the initial breath fragment containing the wheeze.

ВВЕДЕНИЕ

Построение систем автоматического обнаружения и распознавания различных типов дыхательных шумов является актуальной научно-технической задачей, имеющей важное значение для медицины [1, 2]. Трудности создания таких систем обусловлены отсутствием достаточно четких критериев количественной оценки дыхательных шумов, так как их медицинское описание до сих пор основывается, главным образом, на традиционных вербальных (т. е. словесных) моделях, в которых изначально заложена значительная доля субъективизма (см. статью [3] и библиографию в ней). Проблема усложняется и тем, что характер спектра дыхательных шумов может меняться не только на протяжении одного дыхательного цикла, но и на значительно меньших временных интервалах.

Одной из важнейших задач, которую должна решать любая система аускультационной диагностики, является автоматическое обнаружение и спектральный анализ различных типов дыхатель-

ных шумов, в частности сухих хрипов. Кроме того, необходимо, чтобы такие системы могли распознавать типы сухих хрипов, т. е. устанавливать соответствие между их спектральными характеристиками и традиционными вербальными моделями, принятыми в медицине.

Известно, что сухие хрипы в основном представляют собой периодические сигналы с ярко выраженным музыкальным тембром. Они могут иметь как квазигармонический характер, так и состоять из более сложных повторяющихся структур [1–4, 7]. Таким образом, в частотной области сухие хрипы характеризуются пиками в спектре мощности дыхательного шума (рис. 1). Несмотря на столь простое определение, на сегодняшний день не существует единых надежных алгоритмов их автоматического обнаружения, которые были бы эффективными в контексте многообразия характеристик регистрируемых сигналов, регистрирующего оборудования, фоновых помех и бишумов.

Существующие методы анализа хрипов часто насыщены эмпирическими константами [4], что

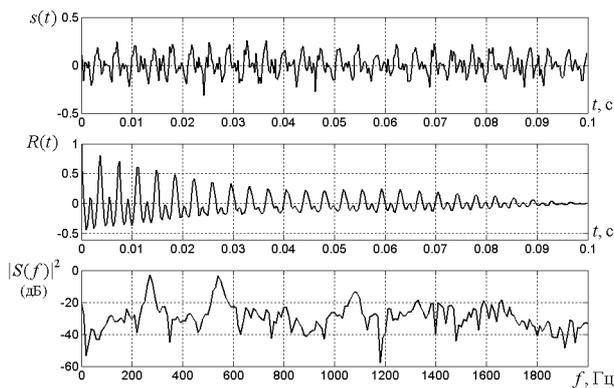


Рис. 1. Временная зависимость $s(t)$, автокорреляционная функция $R(t)$ и спектр мощности $|S(f)|^2$ фрагмента трахейного хрипа длительностью 100 мс

указывает, прежде всего, на частный характер их применимости. Так, в работе [6] приводится алгоритм обнаружения спектральных пиков, в котором фигурируют пять эмпирически подобранных величин. Очевидно, что эмпирические константы, тщательно подобранные для конкретных условий, могут оказаться непригодными, например, при переходе на новую частоту дискретизации сигнала или при использовании других длин интервалов спектрального анализа. Кроме того, не все существующие эмпирические правила приспособлены к обнаружению множественных гармоник, присутствующих в некоторых видах сухих хрипов [7].

Анализ существующих алгоритмов выявления периодических структур в сигнале (дыхательных шумах) показывает, что практически все они основаны на анализе спектра мощности. В то же время, из теории цифровой обработки речевых сигналов [8] известно, что весьма надежным средством анализа периодичности временного сигнала (фонограммы) $s(t)$ является его автокорреляционная функция, представляющая собой обратное преобразование Фурье от спектра мощности $|S(f)|^2$:

$$R(t) = \bar{F}\{|S(f)|^2\} = \bar{F}\{|F\{s(t)\}|^2\}, \quad (1)$$

где F и \bar{F} – символы прямого и обратного преобразований Фурье соответственно. На рис. 1 представлены графики временной зависимости (фонограммы) трахейного хрипа, его автокорреляционной функции $R(t)$ и спектра мощности $|S(f)|^2$. Как видно из рисунка, автокорреляционная функция содержит пик в точке $t_0 = 0.00375$ с, соответствующий присутствующей в сигнале гармонике с частотой

$f_0 = 1/t_0 = 267$ Гц. Наличие пика на графике автокорреляционной функции дискретного сигнала $s(n)$ очевидным образом следует из ее альтернативного определения:

$$R(t) = \sum_{k=0}^{T-t-1} s(k)s(k+t), \quad (2)$$

где T – длина интервала, на котором анализируется дискретный сигнал. Здесь и далее используется традиционное обозначение $s(n)$ вместо $s(n/f_s)$, где f_s – частота дискретизации сигнала.

Учитывая сказанное, целью данной работы является построение эффективного метода автоматического выявления и распознавания сухих хрипов в дыхательных шумах на основе анализа их автокорреляционных функций.

1. ИДЕЯ ПРЕДЛАГАЕМОГО ПОДХОДА

Будем полагать, что наличие хрипа в дыхательном сигнале означает преобладание периодической компоненты сигнала над шумовой. Поэтому представим исходный фрагмент сигнала $s(n)$ в виде суммы периодической ($s_1(n)$) и шумовой ($s_2(n)$) компонент:

$$s(n) = s_1(n) + s_2(n). \quad (3)$$

Автокорреляционные функции исходного сигнала, его периодической и шумовой компонент обозначим соответственно как $R(t)$, $R_1(t)$ и $R_2(t)$. Пусть t_0 – точка максимума функции $R(t)$, принадлежащая диапазону изменения возможных значений фундаментальной частоты сухого хрипа (например, от 80 до 3100 Гц [3, 5]). Используя некоррелированность периодической и шумовой компонент сигнала (равносильную аддитивности соответствующих автокорреляционных функций), преобразуем выражение для пикового значения нормированной автокорреляционной функции:

$$\begin{aligned} \frac{R(t=t_0)}{R(t=0)} &= \frac{R_1(t=t_0) + R_2(t=t_0)}{R_1(t=0) + R_2(t=0)} = \\ &= \frac{R_1(t=t_0)}{R_1(t=0) + R_2(t=0)} = \\ &= \frac{R_1(t=t_0)/R_1(t=0)}{1 + R_2(t=0)/R_1(t=0)} = \frac{1 - t_0/T}{1 + 1/\delta}. \end{aligned} \quad (4)$$

Здесь величина $R_1(t=0)/R_2(t=0) = 1 - t_0/T$ характеризует количество периодов, помещающихся на временном интервале длиной T , а параметр δ

определяет искомое соотношение мощностей периодической и шумовой компонент:

$$\delta = \frac{R_1(t=0)}{R_2(t=0)}. \quad (5)$$

Очевидно, что наиболее логичным критерием преобладания в сигнале периодической компоненты является выполнение неравенства

$$\delta > \delta_{\text{пор}}, \quad (6)$$

где $\delta_{\text{пор}}$ – пороговое значение отношения мощностей периодической и шумовой компонент сигнала. С учетом соотношения (4) критерий (6) может быть переписан в виде

$$\frac{R(t=t_0)}{R(t=0)} > \frac{\delta_{\text{пор}}}{1 + \delta_{\text{пор}}} \left(1 - \frac{t_0}{T}\right). \quad (7)$$

Из формулы (7) следует простая графическая интерпретация полученного результата: если значение нормированной автокорреляционной функции превосходит в точке максимума линейный убывающий во времени порог, то в сигнале преобладает периодическая компонента. В противном случае должно быть вынесено решение о преобладании в сигнале шумовой компоненты. Как следует из соотношения (7), зависящий от времени порог представляет собой прямую, проходящую через точки $\{0, \delta_{\text{пор}}/(1 + \delta_{\text{пор}})\}$ и $\{T, 0\}$.

Предлагаемая методика во многом сходна с методиками поиска периода основного тона речевых сигналов, основная идея которых состоит в сравнении максимума нормированной автокорреляционной функции с некоторым постоянным или переменным во времени порогом [9]. Тем не менее, имеются два существенных отличия.

- Наша формула (7), связывающая параметры переменного порога с граничным отношением мощностей периодической и шумовой компонент сигнала, является точной.
- Периодичность речевых сигналов вызвана периодическими колебаниями звукового давления на выходе голосовых связок. Поэтому анализу подвергается не сам сигнал, а “возбуждающий процесс”, полученный путем пропуска фрагмента сигнала через отбеливающий фильтр. В случае же анализа дыхательных шумов периодичность вызвана частотной избирательностью дыхательного тракта. Поэтому предложенный метод должен применяться непосредственно к исходному оцифрованному дыхательному сигналу.

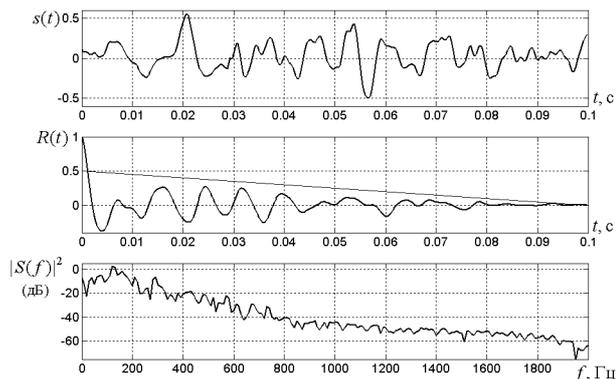


Рис. 2. Фонограмма $s(t)$, автокорреляционная функция $R(t)$ и спектр мощности $|S(f)|^2$ фрагмента здорового везикулярного дыхания

В вычислительном плане предложенный метод обнаружения сухих хрипов сводится, главным образом, к вычислению автокорреляционной функции. Оно может быть осуществлено либо на основе соотношения (1) (т.е. посредством двух преобразований Фурье), либо путем прямого применения формулы (2). Поэтому данный метод может быть легко реализован практически на любых современных вычислительных средствах.

Проиллюстрируем предлагаемый подход на ряде примеров. При этом пороговое соотношение мощностей шумовой и периодической компонент $\delta_{\text{пор}}$ в критерии (7) примем равным единице, что сводит суть процесса к вычислению и сравнению мощностей периодической и шумовой компонент, присутствующих в сигнале. Все фрагменты рассмотренных сигналов имели длительность $T = 100$ мс и были дискретизированы с частотой $f_s = 8000$ Гц.

1.1. Здоровое везикулярное дыхание

Начнем с простейшего случая – везикулярного дыхания здорового человека. Как известно, везикулярное дыхание представляет собой относительно широкополосный шумовой сигнал. На рис. 2 представлен фрагмент фонограммы везикулярного дыхания, соответствующая ей функция $R(t)$ и спектр мощности $|S(f)|^2$.

Как видно из графика нормированной автокорреляционной функции, ни один из ее пиков не превосходит соответствующего порогового значения. Таким образом, данный фрагмент классифицируется как “шумовой”. Визуальный анализ времен-

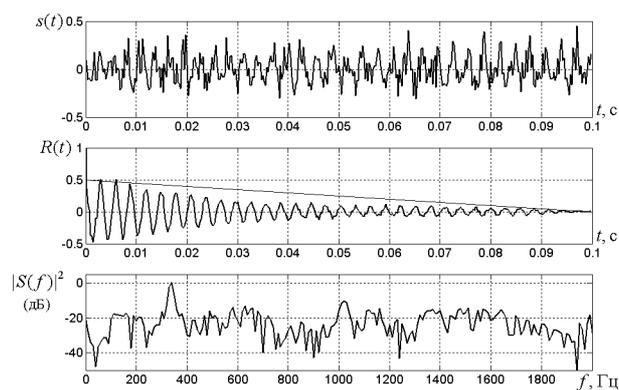


Рис. 3. Фонограмма $s(t)$, автокорреляционная функция $R(t)$ и спектр мощности $|S(f)|^2$ фрагмента трахейного хрипа

ной зависимости сигнала и его спектра мощности свидетельствует о справедливости вынесенного решения.

1.2. Трахейный сухой хрип с одной частотой на фоне везикулярного дыхания

Теперь рассмотрим более сложный случай, когда фонограмма содержит как везикулярное дыхание (т. е. шумовой сигнал), так и сухой хрип, содержащий одну ярко выраженную частоту. На рис. 3 представлены такая фонограмма, соответствующая ей функция $R(t)$ и спектр мощности $|S(f)|^2$.

Как следует из визуального анализа временной зависимости, в данном сложном сигнале преобладает, хотя и незначительно, периодическая компонента. Это в полной мере подтверждается и анализом функции $R(t)$: ее пиковая величина (в момент времени $t_0 = 6$ мс, что соответствует частоте $f_0 = 1/t_0 = 167$ Гц) превосходит соответствующее значение переменного порога. Таким образом, принимается решение о преобладании в данном сигнале периодической компоненты. Отметим, что частота, соответствующая пику автокорреляционной функции, может отличаться в целое число раз от частоты, преобладающей в спектре мощности сигнала. Поэтому, если ставится задача не только обнаружения хрипа, но и точного вычисления преобладающих в нем частот, оно должно проводиться путем поиска максимума в спектре мощности. В данном примере в спектре сигнала преобладает частота $2f_0 = 1/t_0 = 334$ Гц.

2. ОБНАРУЖЕНИЕ В СУХОМ ХРИПЕ МНОЖЕСТВЕННЫХ ГАРМОНИК

Рассмотрим сложный случай, когда в состав сигнала сухого хрипа входят несколько гармоник. Хорошо известно, что при диагностировании патологий дыхательных путей весьма важным является не только обнаружение наличия периодических компонент в сигнале, но и выявление всех доминирующих в его спектре частот, а также оценка соотношений между ними [3]. Кроме того, дыхательный сигнал может содержать несколько видов хрипов, связанных с разными источниками их возбуждения [5]. В данном разделе предлагается простой двухшаговый алгоритм анализа различных частотных составляющих, присутствующих в сигнале.

1. Проводится классификация исходного сигнала по принципу “шумовой/периодичный” с помощью метода, описанного в предыдущем разделе. Если сигнал классифицирован, как “шумовой”, работа алгоритма прекращается. В противном случае переходим к следующему шагу.
2. В спектре мощности исходного сигнала определяется доминирующая частота, после чего она удаляется из сигнала (например, простым обнулением соответствующих ей спектральных отсчетов) и происходит переход к первому шагу.

Продемонстрируем работу нашего алгоритма на примере бронхиального сухого хрипа. На рис. 4 представлены фрагмент фонограммы такого хрипа, нормированные автокорреляционные функции $R^{(k)}(t)$, $k = 1, \dots, 5$, соответствующие каждой из итераций алгоритма, и спектр мощности $|S(f)|^2$. В результате выполнения четырех итераций было установлено наличие в сигнале периодических компонент с частотами 83, 165, 248 и 329 Гц (отношение 1 : 1.99 : 2.99 : 3.97). Автокорреляционная функция, полученная на последней итерации, также содержит пик, превосходящий порог. Однако этот пик соответствует частоте 11 Гц, что не может иметь места для дыхательного шума. Таким образом, алгоритм завершает свою работу.

3. ВИЗУАЛИЗАЦИЯ РЕЗУЛЬТАТОВ РАБОТЫ ПРЕДЛОЖЕННОГО МЕТОДА

Перейдем к рассмотрению процедуры визуализации результатов работы предложенного метода. На каждой из итераций описанного алгорит-

ма может быть вычислена относительная интенсивность соответствующей гармоники с помощью очевидной из соотношения (7) формулы

$$\delta_k = \frac{R^{(k)}(t = t_0^{(k)})/R^{(k)}(t = 0)}{1 - t_0^{(k)}/T - R^{(k)}(t = t_0^{(k)})/R^{(k)}(t = 0)},$$

где $R^{(k)}(t)$ – автокорреляционная функция, соответствующая k -ой итерации и имеющая пик в точке $t_0^{(k)}$.

После завершения выявления всех частотных составляющих $\{f_k, k = 1, \dots, m\}$ можно сформировать искусственный сигнал, имитирующий частотный состав рассмотренного фрагмента:

$$\tilde{s}(t) = \sum_{k=1}^m \sqrt{\delta_k} \sin(2\pi f_k t). \quad (8)$$

Искусственный сигнал (8) формируется на каждом из интервалов анализа исходного дыхательного шума. В том случае, когда интервалы берутся с перекрытием, сформированные сигналы $\tilde{s}(t)$ состыковываются (например, с помощью окна Хеннинга [8]). Несмотря на то, что сигнал (8) имеет искусственный характер, с его помощью можно обеспечить наглядную, очищенную от звуков везикулярного дыхания и “паразитных” шумов визуализацию обнаруженных в сигнале сухих хрипов. Далее это будет продемонстрировано на конкретном примере.

На основе предложенного метода в вычислительной среде **Matlab** было создано программное обеспечение, предназначенное для выявления и распознавания сухих хрипов. Структура интерфейса данного программного продукта представлена на рис. 5. Порядок работы разработанного программного продукта выглядит следующим образом. С помощью управляющей кнопки “Открыть файл” пользователь имеет возможность загрузить произвольный заранее записанный звуковой файл, содержащий оцифрованную фонограмму дыхательного шума. При этом в расположенном ниже этой кнопки информационном окне отображаются название файла, соответствующая ему частота дискретизации и общая продолжительность записи. Одновременно на верхнем графике отображается фонограмма данного дыхательного сигнала. Путем изменения числовых значений полей “Начальное время” и “Конечное время” можно выделить из исходного сигнала произвольный подфрагмент (что может быть целесообразным при большом размере файла). Запуск утилиты обнаружения и распознавания хрипов осуществляется нажатием управляющей кно-



Рис. 4. Фонограмма хрипа, содержащего несколько гармоник, автокорреляционные функции, соответствующие пяти итерациям предложенного алгоритма выявления частот, доминирующих в спектре сигнала, и спектр мощности

пки “Поиск хрипов”. При этом пользователю предоставляются возможности задания длины интервала анализа T и порогового соотношения мощностей периодической и шумовой компонент $\delta_{пор}$ путем изменения численных значений соответствующих полей.

Отображаемые в основном окне результаты работы программы включают в себя:

- процентные доли интервалов, содержащих хрипы (с указанием долей хрипов с единичными и множественными гармониками);
- визуализацию результатов работы предложенного алгоритма, заключающуюся в построении спектрограммы сигнала $\tilde{s}(t)$, имитирующего частотный состав сухих хрипов (нижний график).

Кроме того, путем нажатия клавиши “Дополнительная информация” может быть вызвано дополнительное информационное окно (см. рис. 5), где в виде таблицы представлен подробный анализ участков сигнала, содержащих хрипы. Колонки этой таблицы включают в себя:

- моменты начала и завершения каждого из подынтервалов, содержащих хрипы;
- диапазон охватываемых хрипом частот;
- максимальное число гармоник на данном подынтервале;
- среднее соотношение между частотами гармоник;

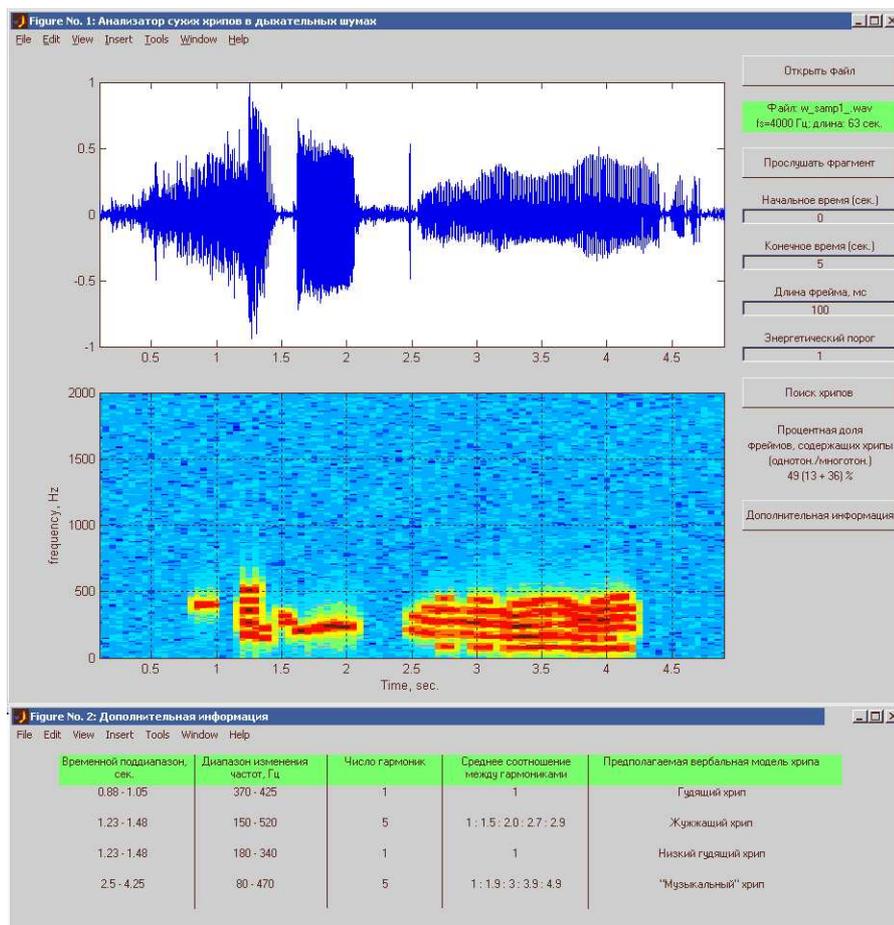


Рис. 5. Интерфейс разработанного в вычислительной среде Matlab программного обеспечения для автоматического обнаружения и распознавания сухих хрипов

- информацию о предполагаемом типе сухого хрипа в терминах принятых в медицине традиционных вербальных моделей – она получается путем установления соответствия между спектральными характеристиками сухих хрипов и их вербальными моделями (эта часть работы программы основана на результатах исследований, выполненных в [3]).

Интерфейс разработанного программного обеспечения, отображенный на рис. 5, соответствует анализу участка сигнала бронхиального сухого хрипа длительностью 5 секунд. Спектрограмма сформированного искусственного сигнала, обеспечивающего визуализацию результатов работы предложенного метода, представлена на нижнем графике. Отметим, что в ней четко (без помех шумовой составляющей исходного сигнала) видны все основные присутствующие в сигнале частотные составляющие сухих хрипов. При этом,

чем выше относительная интенсивность частотной компоненты в исходной записи, тем четче выражено ее присутствие в сгенерированном искусственном сигнале.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Предложен эффективный метод автоматического обнаружения и распознавания сухих хрипов на основе анализа их автокорреляционных функций. Получено соотношение, связывающее мощности периодической и шумовой компонент сигнала с пиковым значением автокорреляционной функции. На его основе предложен способ выявления сухих хрипов путем сравнения пикового значения автокорреляционной функции с переменным порогом. Обсуждаемый метод опробован на некоторых типах дыхательных шумов и в целом показал удовлетворительные результаты. Он реализован в ал-

горитме, который не только выполняет классификацию рассматриваемого фрагмента дыхательного сигнала по принципу “шумовой/периодический”, но и позволяет определить значения всех частотных составляющих, присутствующих в сигнале. Кроме того, разработан эффективный способ визуализации результатов работы предложенного метода, основанный на формировании искусственного сигнала, имитирующего частотный состав тональной составляющей исходного дыхательного фрагмента.

1. Bentur L., Beck R., Berkowitz D., Hasnin G., Berger I., Irving C., Gavriely N. Adenosine bronchial provocation in chronic cough – a study with automatic wheeze detection // 25th Int. Conf. on Lung Sounds.– Chicago, Illinois.– 2000.
2. Murphy R., Vyshedskiy A., Paciej R. Automated analysis of squawks // 29th Int. Conf. on Lung Sounds.– Glasgow, Scotland.– 2004.
3. Вовк И. В., Гринченко В. Т., Дахнов С. Л., Крижановский В. В., Олийнык В. Н. Шумы дыхания человека: объективизация аускультативных признаков // Акуст. вісн.– 1999.– 2, N 3.– С. 11–32.
4. Gavriely N., Cugell D. Breath sounds methodology.– Boca Raton: CRC Press, 1995.– 203 p.
5. Басовский В. Г., Вовк И. В., Вовк О. И. О возможности генерирования тональных звуковых колебаний потоком воздуха в бронхах со стенозом // Акуст. вісн.– 2003.– 6, N 1.– С. 3–21.
6. Shabtai-Musih Y., Grotberg J. B., Gavriely N. Spectral content of forced expiratory wheezes during air, He and SF₆ breathing in normal humans // J. Appl. Physiol.– 1992.– 72.– P. 625–635.
7. Fenton T. R., Pasterkamp H., Tal A., Chernick V. Automated spectral characterization of wheezing in asthmatic children // IEEE Trans. Biomed. Engng.– 1985.– 32.– P. 50–55.
8. Рабинер Л., Шафер Р. Цифровая обработка речевых сигналов.– М.: Радио и связь, 1981.– 496 с.
9. Маркел Дж., Грей А. Линейное предсказание речи.– М.: Связь, 1977.– 308 с.