

## Оригинальная статья / Original article

<https://doi.org/10.21869/2223-1536-2023-13-2-137-152>

## Система электронной аускультации: обработка аускультативных данных

А. О. Макалов<sup>1</sup>, В. А. Смирнов<sup>1</sup>, А. В. Прохорцов<sup>1</sup> ✉

<sup>1</sup> Тульский государственный университет  
пр-т Ленина, д. 92, г. Тула 300012, Российская Федерация

✉ e-mail: proxav@rambler.ru

### Резюме

**Цель исследования** – повышение разнообразия конструкций систем электронной аускультации с измеренными характеристиками и апробированием. Серия статей включает в себя разработку модели системы электронной аускультации, разработку конструкции электронного стетоскопа, изготовление экспериментального образца, разработку методики измерения амплитудно-частотных характеристик электронных и классических стетоскопов, апробирование предложенных моделей и методов, анализ аускультативных данных. В статье рассмотрены математические методы первичного анализа аускультативных данных. Для эксперимента использованы записи нормального и жесткого дыхания. Произведен частотный, временно-временной и автокорреляционный анализ дыхательных звуков.

**Методы.** Исследования базировались на теории цифровой обработки сигналов. В исследовании использованы аускультативные данные, полученные с экспериментального образца системы электронной аускультации. Использовались электронные записи жесткого (паталогического) и нормального дыхания человека над левым средним легким. Дыхательные шумы были преобразованы в цифровую форму со следующими параметрами: частота дискретизации  $f_d = 48$  кГц; разрядность  $n = 24$  бит; количество каналов 1. Для анализа частотной информативности записей построены их спектры. Для вычисления значений в спектрах использовалось быстрое преобразование Фурье.

**Результаты.** В представленной работе проанализированы частотные характеристики записей жесткого и нормального дыхания. Получены значения автокорреляционных функций. Получена авторегрессионная модель процесса нормального дыхания. Задача аналитического определения порядка модели остаётся открытой и требует отдельного решения. Полученная модель позволяет генерировать эквивалентный дыхательный шум вдоха или выдоха при подаче на её вход сигнала с равномерным.

**Заключение.** Апробирован образец системы электронной аускультации, предложены методы упрощенного первичного анализа аускультативных данных. Разница в результатах обработки жесткого и нормального дыхания не имеет статистической значимости ввиду малой выборки.

**Ключевые слова:** система электронной аускультации; анализ легочных шумов; дыхательные звуки; обработка аускультативных данных; преобразование Фурье; спектрограмма.

**Конфликт интересов:** Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

**Для цитирования:** Макалов А. О., Смирнов В. А., Прохорцов А. В. Система электронной аускультации: обработка аускультативных данных // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2023. Т. 13, № 2. С. 137–152. <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2023-13-2-137-152>.

Поступила в редакцию 17.04.2023

Подписана в печать 10.05.2023

Опубликована 30.06.2023

© Макалов А. О., Смирнов В. А., Прохорцов А. В., 2023

## Electronic Auscultation System: Processing of Auscultatory Data

Alexey O. Makalov<sup>1</sup>, Vladimir A. Smirnov<sup>1</sup>, Alexey V. Prokhortsov<sup>1</sup> ✉

<sup>1</sup> Tula State University  
92 Lenin Ave., Tula 300012, Russian Federation

✉ e-mail: proxav@rambler.ru

### Abstract

**The purpose of research** is to increase the diversity of electronic auscultation system designs with measured characteristics and testing. The series of articles includes the development of a model of the electronic auscultation system, the design of an electronic stethoscope, the manufacture of an experimental sample, the development of a methodology for measuring the amplitude-frequency characteristics of electronic and classical stethoscopes, testing of the proposed models and methods, analysis of auscultative data. The article considers mathematical methods of primary analysis of auscultative data. Recordings of normal and hard breathing were used for the experiment. Frequency, time-frequency and autocorrelation analysis of respiratory sounds was performed.

**Methods.** The research was based on the theory of digital signal processing. The study uses auscultative data obtained from an experimental sample of an electronic auscultation system. Electronic records of hard (pathological) and normal human breathing over the left middle lung were used. Respiratory noises were converted into digital form with the following parameters: sampling frequency  $f_d = 48$  kHz; bit depth  $n = 24$  bits; number of channels 1. To analyze the frequency information content of the recordings, their spectra were constructed. A fast Fourier transform was used to calculate the values in the spectra.

**Results.** In the presented work, the frequency characteristics of recordings of hard and normal breathing are analyzed. The values of autocorrelation functions are obtained. An author-regression model of the process of normal breathing is obtained. The problem of analytical determination of the model order remains open and requires a separate solution. The resulting model allows you to generate an equivalent breathing noise of inhalation or exhalation when a signal with a uniform is applied to its input.

**Conclusion.** A sample of the electronic auscultation system has been tested, methods of simplified primary analysis of auscultative data have been proposed. The difference in the results of the treatment of hard and normal breathing has no statistical significance due to the small sample.

**Keywords:** electronic auscultation system; analysis of lung sounds; respiratory sounds; processing of auscultatory data; Fourier transform; spectrogram.

**Conflict of interest:** The Authors declares the absence of obvious and potential conflicts of interest related to the publication of this article.

**For citation:** Makalov A. O., Smirnov V. A., Prokhortsov A. V. Electronic Auscultation System: Processing of Auscultatory Data. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya: Upravlenie, vychislitel'naja tekhnika, informatika. Meditsinskoe priborostroenie* = *Proceedings of the Southwest State University. Series: Control, Computer Engineering, Information Science. Medical Instruments Engineering*. 2023; 13(2): 137–152. (In Russ.) <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2023-13-2-137-152>.

Received 17.04.2023

Accepted 10.05.2023

Published 30.06.2023

### Введение

Обработка и анализ сигналов в биомедицинских системах является актуаль-

ной задачей, поскольку для биологических процессов характерна значительная изменчивость и разнообразие признаков [1; 2; 3; 4]. Поиск математических мето-

дов для качественного выявления и количественного и анализа существенных характеристик биомедицинских сигналов является непростой задачей ввиду сложной модели сигнала. Одним из видов таких сигналов являются дыхательные звуки человека. Процесс дыхания человека является квазипериодическим, так как период дыхательного цикла, глубина и другие параметры варьируются. Таким образом, каждый цикл «вдох – выдох» представляет собой реализацию случайного процесса [5; 6; 7; 8].

Статья посвящена экспериментальному исследованию методов обработки данных, полученных при испытаниях разработанной системы электронной аускультации. Предлагаемые для первичного анализа методы просты в при-

менении и с большой вероятностью позволяют выделить в записях дыхательных звуков диагностические признаки.

## Материалы и методы

С использованием разработанной системы электронной аускультации [9; 10] получены электронные записи жесткого (паталогического) и нормального дыхания человека над левым средним легким.

Дыхательные шумы были преобразованы в цифровую форму со следующими параметрами:

1. Частота дискретизации  $f_d = 48$  кГц.
2. Разрядность  $n = 24$  бит.
3. Количество каналов 1.
4. Формат файла WAV.

Для визуального сравнения амплитудных характеристик записей построены временные диаграммы (рис. 1).

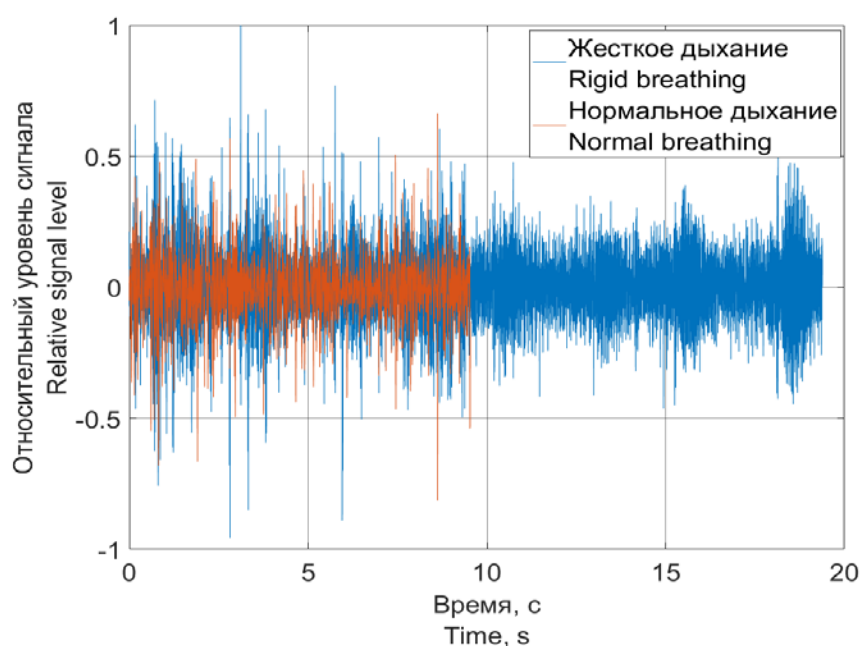


Рис. 1. Временные диаграммы дыхания

Fig. 1. Timing diagrams of breathing

На рисунке 1 видно, что записи имеют различную длительность, при этом относительный уровень сигналов примерно одинаков.

Для анализа частотной информативности записей построены их спектры. Для вычисления значений в спектрах использовалось быстрое преобразование

Фурье (БПФ) [11]. Значения амплитудного спектра БПФ получены по следующей формуле:

$$S(f) = 20 \lg (|FFT(f)|), \quad (1),$$

где  $FFT(f)$  – значение комплексной амплитуды БПФ на частоте  $f$ ;

$S(f)$  –  $k$ -е значение логарифмической оценки амплитуды БПФ на частоте  $f$ .

Шаг значений по частоте является дискретным и определяется следующей формулой:

$$\Delta f = \frac{f_d}{N_{\text{отс}}}, \quad (2)$$

где  $f_d = 48000$  Гц – частота дискретизации;  $N_{\text{отс}}$  – количество отсчётов записи.

Длина записей в отчетах для записей жесткого и дыхания составляет  $N_{\text{отс. жестк}} = 930344$  и  $N_{\text{отс. норм}} = 457764$  соответственно. Тогда разрешение по частоте для амплитудных спектров жесткого дыхания и дыхания в норме по формуле (2) составляет:

$$\Delta f_{\text{жестк}} = 0,052 \text{ Гц},$$

$$\Delta f_{\text{норм}} = 0,105 \text{ Гц}.$$

На рисунке 3 представлен амплитудный спектр БПФ.

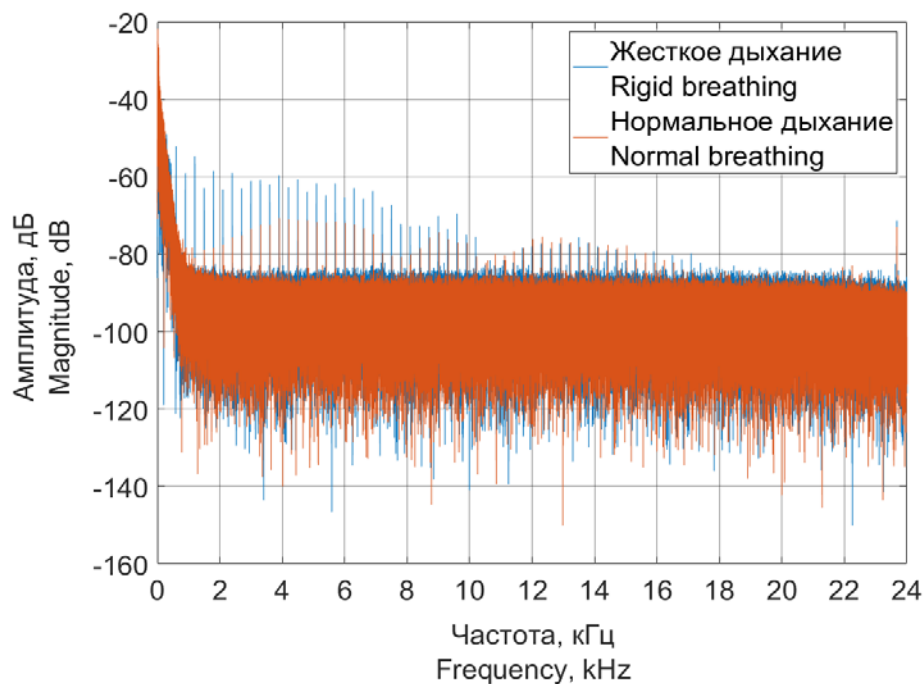


Рис. 2. Амплитудный спектр БПФ

Fig. 2. FFT amplitude spectrum

Анализ информации (рис. 2) позволяет утверждать, что наибольшая информация о сигнале в частотной области расположена на частоте до 2 кГц. Также на графике спектра видна широкополос-

ная помеха, которая представлена узкими амплитудными пиками до частоты 18 кГц. Такая помеха может представлять прямоугольные импульсы, которые произведены в процессе работы цифровой части прибора.

Для получения большей информации о сигналах в частотно-временной области построены спектрограммы. Спектрограмма представляет собой логарифм амплитуды оконного преобразования Фурье [11]:

$$SP(f, t) = 20 \lg(|STFT(f, t)|), \quad (3)$$

где  $STFT(f, t)$  – значение комплексной амплитуды оконного преобразования Фурье в момент времени  $t$  на частоте  $f$ ;  $SP(f, t)$  – значение логарифмической оценки амплитуды оконного преобразования Фурье в момент времени  $t$  на частоте  $f$ .

Шаг сетки времени для результата оконного преобразования Фурье является дискретным и определяется длиной окна и коэффициентом перекрытия:

$$\Delta t_{\text{ОПФ}} = t_0 - k \cdot t_0, \quad (4)$$

где  $\Delta t_{\text{ОПФ}}$  – шаг отсчётов по времени оконного преобразования Фурье;  $t_0$  – длина окна в единицах времени;  $k = 0 \dots 0,99$  – коэффициент перекрытия.

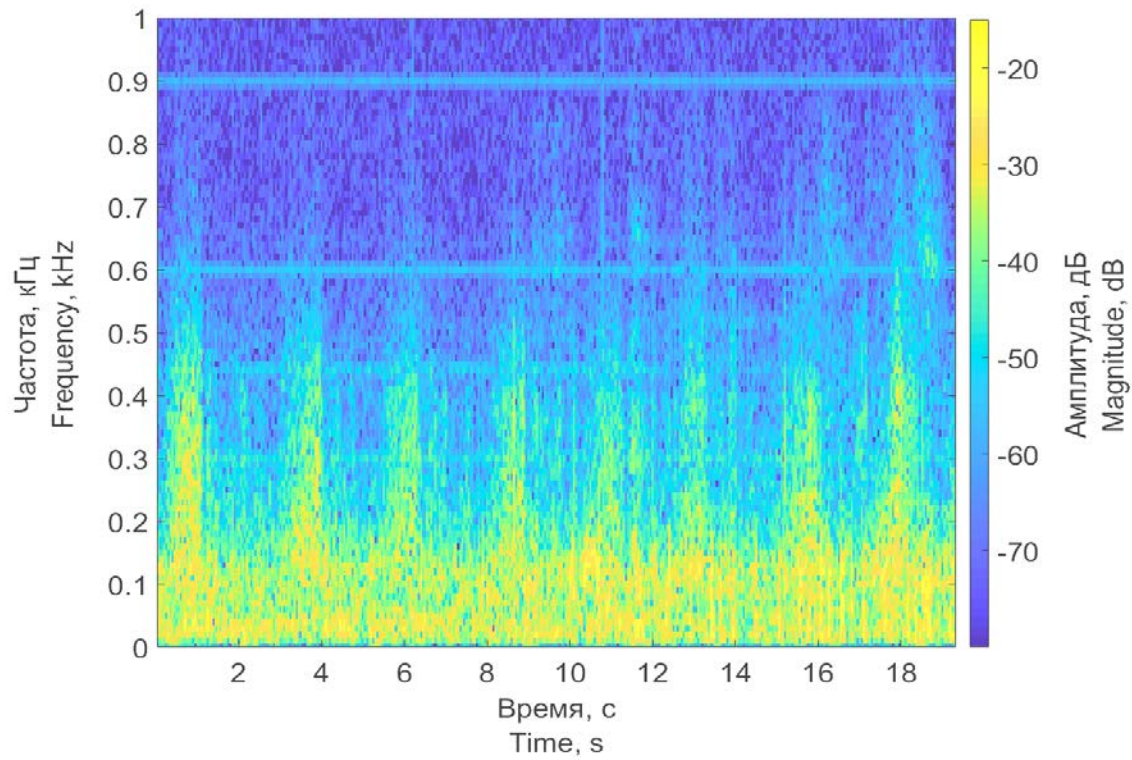
Размер окна определяет соотношение разрешающей способности по времени и по частоте. Меньший размер окна позволяет получить большее разрешение по времени, больший размер окна позволяет получить большее разрешение по частоте. Для наилучшего выделения патологических дыхательных звуков, таких как хрипы и свисты, размер

окна должен быть сопоставим с длительностью этих компонент в сигнале. В [12; 13; 14; 15] показано, что длительность сухих хрипов превышает 100 мс, а длительность тресков в легких составляет менее 100 мс. Принято решение определить длину окна по времени равной 100 мс. Для частоты дискретизации 48 кГц это значение будет равно 4800 отсчётам. Для плавного перехода между участками принято решение определить коэффициент перекрытия окон равным 0,5.

На спектре сигналов (рис. 2) амплитудные компоненты ниже уровня –80 дБ не несут информации. На основе этого принято решение задать нижний порог построения спектрограммы –80 дБ. Таким образом, все результирующие значения амплитуды оконного преобразования Фурье ниже уровня –80 дБ будут приравнены к данному значению. Такая операция произведена для повышения контрастности изображения.

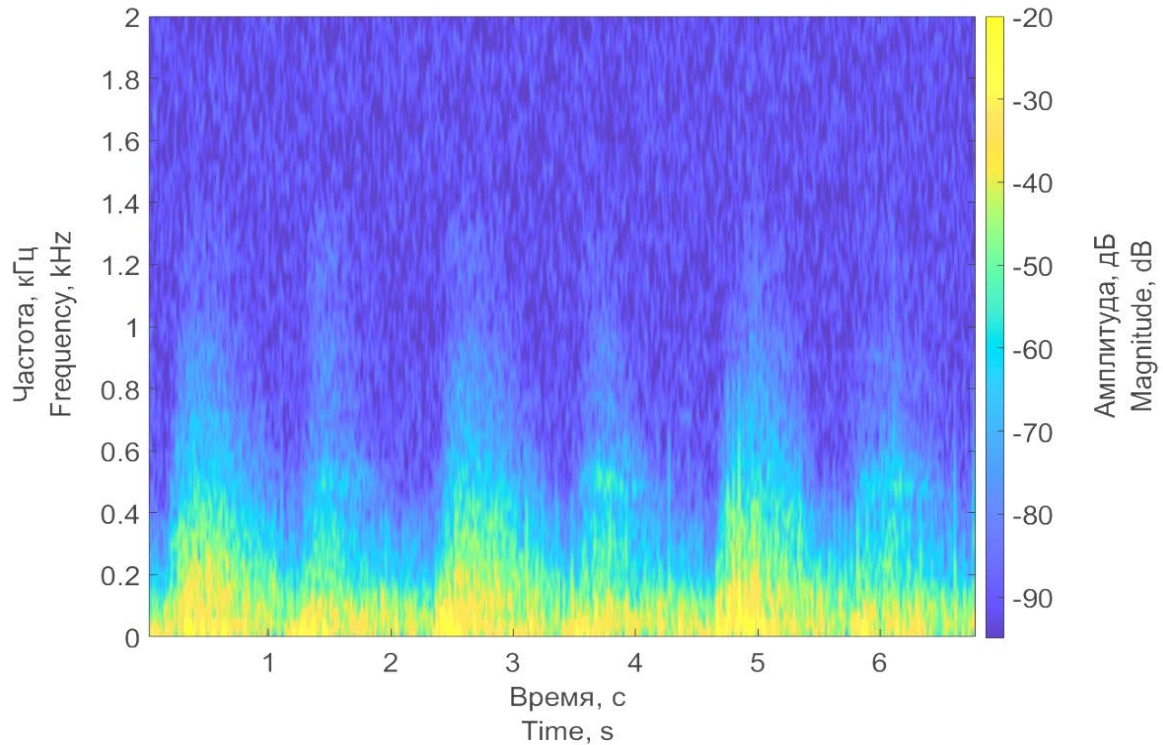
Построены спектрограммы легочных звуков из исходного набора данных (рис. 4 и 5) со следующими параметрами:

1. Тип окна – прямоугольное.
2. Длина окна по времени  $t_0 = 100$  мс.
3. Коэффициент перекрытия  $k = 50\%$ .
4. Шаг значений по времени  $\Delta t_{\text{ОПФ}} = 50$  мс.
5. Нижний порог чувствительности  $SP_{\text{пор}} = -90$  дБ.
6. Шаг сетки частот  $\Delta f = 10$  Гц.



**Рис. 3.** Спектрограмма записи жесткого дыхания

**Fig. 3.** Spectrogram of hard breathing recording



**Рис. 4.** Спектрограмма записи нормального дыхания

**Fig. 4.** Spectrogram recording of normal respiration

На рисунках 3 и 4 видны дыхательные циклы. При этом частота цикла дыхания на записи с нормальным дыханием выше, чем на записи с жестким дыханием. Также на спектрограмме жесткого дыхания практически не видны фазы выдоха, что позволяет выдвинуть гипотезу о наличии некоторой патологии.

Записи, используемые для анализа в данной работе, разбиты на отдельные фрагменты, содержащие одну дыхательную фазу. Получено 4 фрагмента записей с фазами вдоха и выдоха для жесткого и нормального дыхания. Минимальная длина фрагмента в отсчётах составляла

$$N_{\text{отс. фраг min}} = 88224 \text{ отсчёта.}$$

Фрагмент максимальной длины содержит

$$N_{\text{отс. фраг max}} = 137905 \text{ отсчёта.}$$

Таким образом при частоте дискретизации 48 кГц длина фрагментов лежит в диапазоне

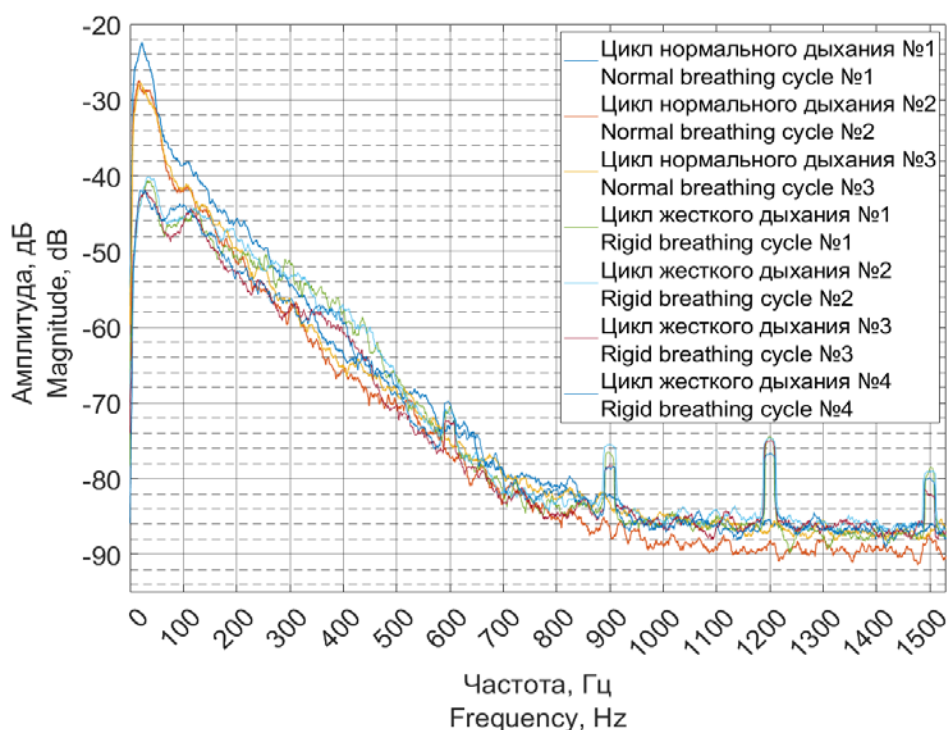
$$t_{\text{ф}} = 1,84 \dots 2,87 \text{ с.}$$

Дальнейший анализ будет произведен для полученных фрагментов.

Для графического анализа частотных характеристик фрагментов циклов дыхания использован амплитудный спектр БПФ. Разрешающая способность спектра по частоте, определённая по формуле (2) для значений  $N_{\text{отс. фраг min}}$  и  $N_{\text{отс. фраг max}}$ , расположена в диапазоне

$$\Delta f = 0,35 \dots 0,54 \text{ Гц.}$$

Для сглаживания спектров использовано скользящее среднее с размером окна в 50 отсчётов. Амплитудные спектры для фрагментов дыхания представлены на рисунке 5.



**Рис. 5.** Амплитудный спектр БПФ циклов жесткого и нормального дыхания. Цикл нормального дыхания № 4 не отображен

**Fig. 5.** FFT amplitude spectrum of hard and normal breathing cycles. Normal breathing cycle № 4 is not displayed

Цикл нормального дыхания № 4 имеет значительное отклонение от остальных циклов нормального дыхания по амплитуде в диапазоне частот от 200 Гц до 400 Гц. Данный цикл исключён из дальнейшего анализа.

Сглаженные спектры циклов жесткого дыхания и циклов нормального дыхания усреднены для сравнения амплитудно-частотных характеристик данных видов дыхания. Усредненные спектры циклов жесткого и нормального дыхания представлены ниже (рис. 6).

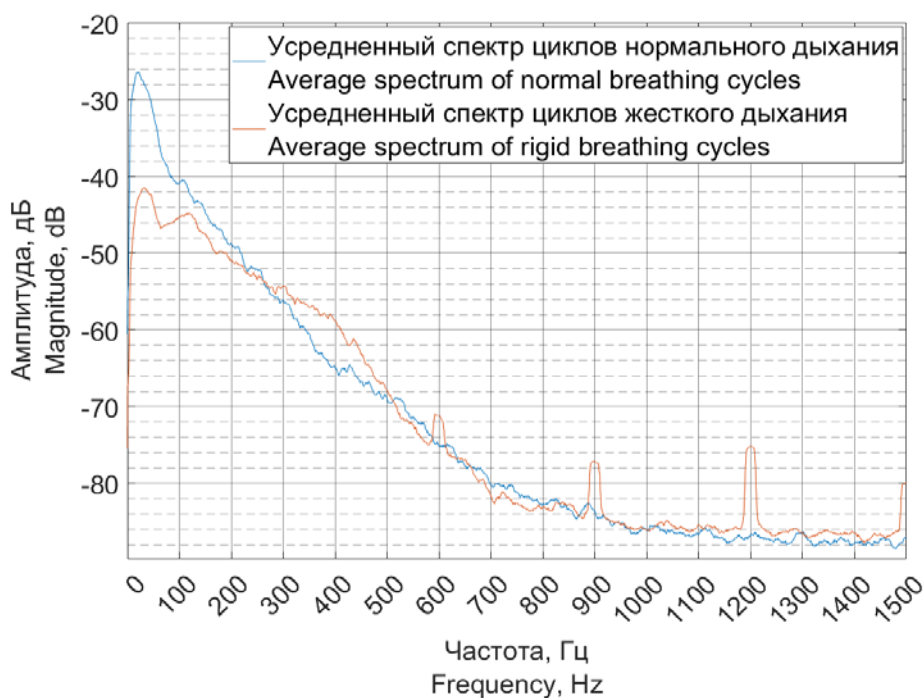


Рис. 6. Сравнение спектров циклов жесткого и нормального дыхания

Fig. 6. Comparison of the spectra of hard and normal breathing cycles

На рисунке 6 видно, что усредненный спектр нормального дыхания на частоте 20 Гц имеет амплитуду на 15 дБ выше, чем усредненный спектр жесткого дыхания на данной частоте. При этом спектр жесткого дыхания имеет амплитуду на 6 дБ больше, чем спектр нормального дыхания, что может являться основным отличающим критерием данных видов дыхания. В исследованиях [16; 17; 18; 19] получены аналогичные результаты.

Для статистического анализа сигналов используется автокорреляционная

функция (АКФ) [20], которая отображает зависимость между сигналом и его сдвинутой копией от величины временного сдвига. АКФ используется для определения повторяющихся последовательностей в наборе данных. Для визуального анализа повторяющихся последовательностей в фрагментах жесткого и нормального дыхания построены графики АКФ для 2000 шагов сдвига, что соответствует сдвигу на 42 мс с шагом 21 мкс. Значения автокорреляционной функции вычисляются для каждого шага по следующей формуле [20]:

$$r_k = \frac{1}{N} \cdot \frac{1}{D(x)} \cdot \sum_{i=k+1}^N ((x_i - \bar{x})(x_{i-k} - \bar{x})), \quad (5)$$

где  $r_k$  – значение АКФ для сдвига на  $k$  отсчетов;  $k$  – шаг АКФ;  $N$  – количество отсчётов временной последовательности  $x$ ;  $x_i$  –  $i$ -й отсчёт временной последовательности;  $\bar{x}$  – математическое

ожидание временной последовательности;  $D(x)$  – несмещенная оценка дисперсии последовательности  $x$ .

Рассмотрим коррелограммы для каждого цикла нормального и жесткого дыхания (рис. 7 и 8).

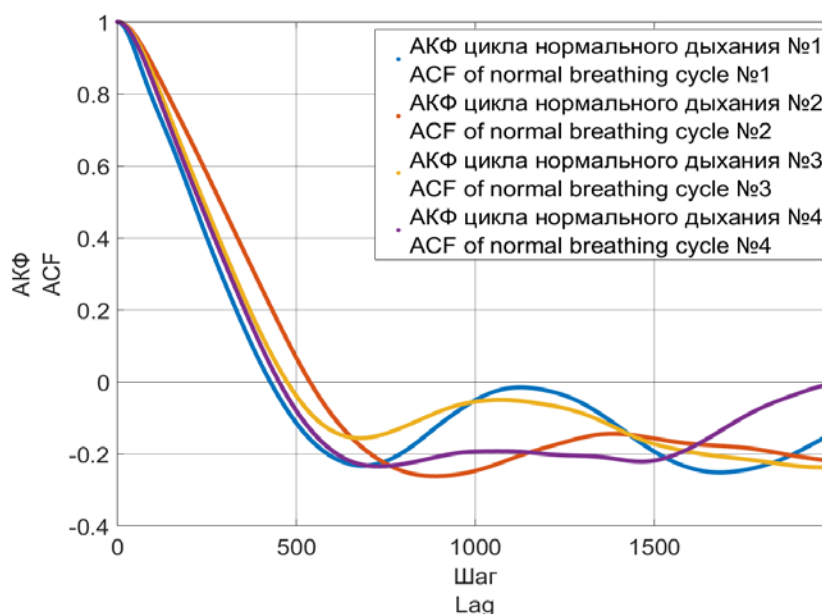


Рис. 7. Коррелограмма циклов нормального дыхания

Fig. 7. Correlogram of normal breathing cycles

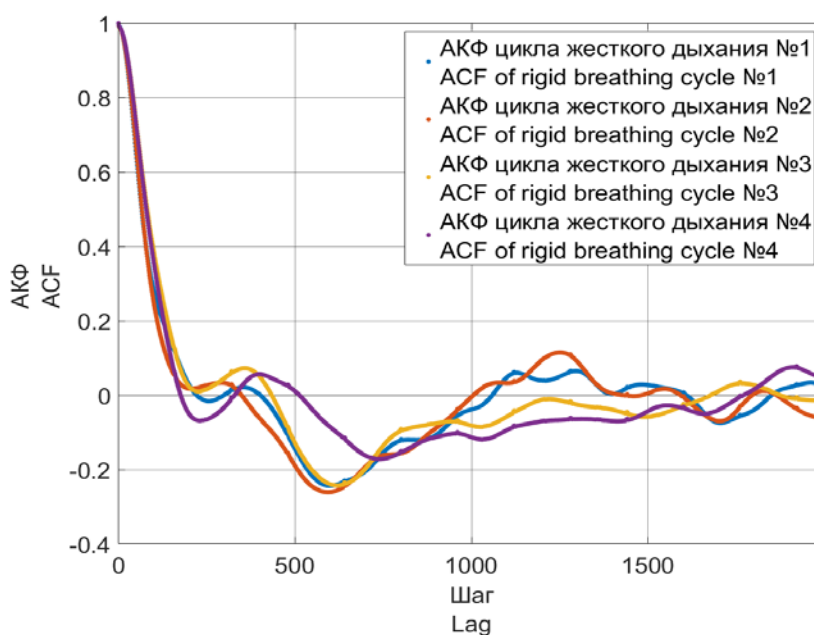
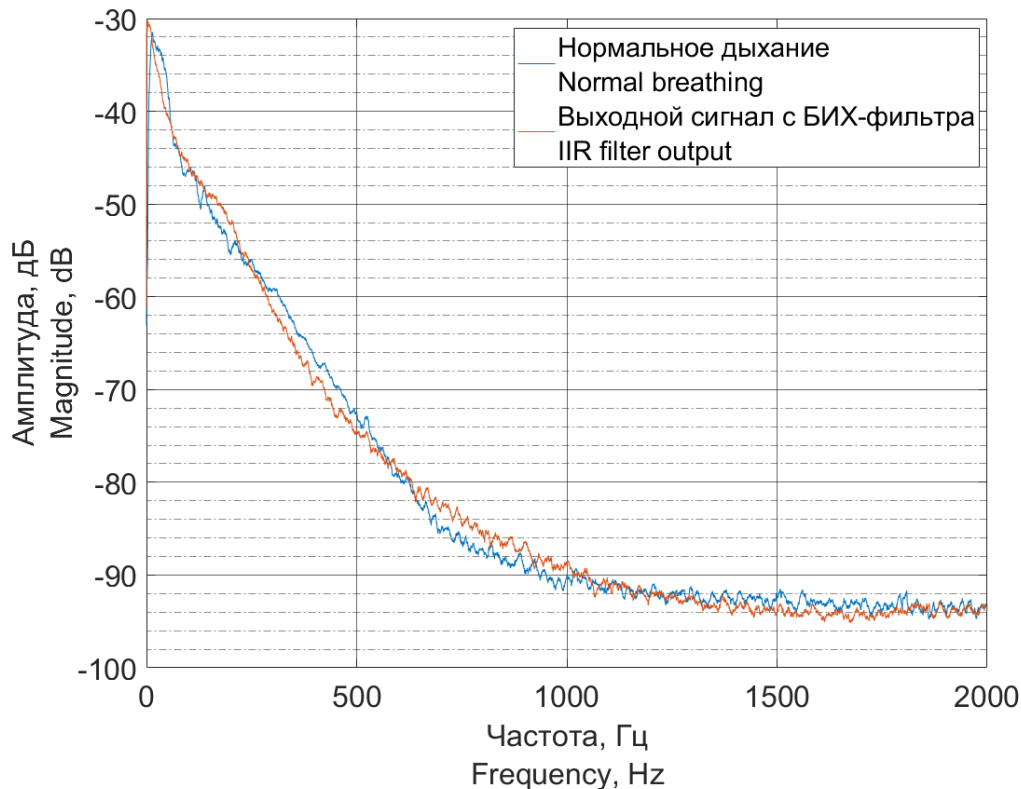


Рис. 8. Коррелограмма циклов жесткого дыхания

Fig. 8. Correlogram of hard breathing cycles

Коррелограммы для циклов нормального дыхания (рис. 8) имеют более плавный характер, меньшее количество экстремумов, а значение АКФ достигает

нуля при шаге более 400 отсчетов (8,3 мс), тогда как АКФ для циклов жесткого дыхания (рис. 9) достигает нуля при шаге в 200 отсчетов (4,2 мс).



**Рис. 9.** Сравнение спектра нормального дыхания и спектра сигнала на выходе фильтра

**Fig. 9.** Comparison of the spectrum of normal breathing and the signal spectrum at the filter output

Таким образом, характер АКФ сигнала может являться важной характеристикой для различения нормального и жесткого дыхания, однако это предположение требует проверки на большем объеме аускультативных данных.

Для построения модели дыхательных использована авторегрессионная модель. Авторегрессионные модели используются для повышения точности оценки спектральной плотности мощности (СПМ) случайных процессов, а также для прогнозирования последую-

щих числовых значений. Авторегрессионный процесс определяется по следующей формуле [11]:

$$x[n] = \sum_{k=1}^P (a[k] \cdot x[n-k]) + u[n], \quad (6)$$

где  $x[n]$  – отсчеты выходного сигнала;  $a[k]$  – коэффициенты авторегрессии;  $P = 45$  – порядок авторегрессионной модели;  $u[n]$  – отсчеты возбуждающего процесса.

В качестве возбуждающего процесса в авторегрессионных моделях в статистическом анализе предполагается белый шум с дисперсией  $D$ .

Коэффициенты авторегрессионной модели и дисперсия возбуждающего шума получены по методу Юла-Уокера с использованием программного пакета MATLAB.

Порядок модели подобран эмпирически и равен 45. Коэффициенты авторегрессионной модели приведены в таблице.

**Таблица.** Коэффициенты авторегрессионной модели

**Table.** Coefficients of the autoregressive model

№	Значение	№	Значение	№	Значение	№	Значение
1	−0,3483	12	0,0087	24	0,0277	35	0,0029
2	−0,1398	13	$2,7 \cdot 10^{-4}$	25	0,0219	36	0,0028
3	−0,2044	14	0,0101	26	0,0237	37	0,0042
4	−0,1152	15	0,0113	27	0,0217	38	0,0060
5	−0,1285	16	0,0188	28	0,0192	39	0,0031
6	−0,0801	17	0,0223	29	0,0165	40	0,0105
7	−0,1002	18	0,0260	30	0,0146	41	0,0099
8	−0,0500	19	0,0252	31	0,0107	42	0,0102
9	−0,0641	20	0,0253	32	0,0139	43	0,0277
10	−0,0327	22	0,0261	33	0,0048	44	0,0219
11	−0,0266	23	0,0232	34	0,0063	45	0,0237

Полученная модель может быть представлена БИХ-фильтром, передаточная функция которого описывается следующим уравнением:

$$H(z) = \frac{\sqrt{D}}{1 + \sum_{k=1}^P (a_k \cdot z^{-k})}, \quad (5)$$

где  $D = 58,4 \cdot 10^{-6}$  – дисперсия белого шума авторегрессионного процесса;  $a_k$  – коэффициенты авторегрессии (см. табл.);  $P = 45$  – порядок авторегрессионной модели.

При подаче белого шума с дисперсией  $D_{\text{ш}} = 1$  на вход цифрового фильтра, описанного передаточной функцией формулы (7), будет получен стационарный сигнал с спектральной плотностью мощности, равной спектральной плотности мощности нормального дыхания.

Так как функция спектральной плотности мощности определяется квадратом модуля преобразования Фурье, то модули преобразования Фурье, сгенерированного с помощью фильтра сигнала и дыхательного сигнала, будут также равны.

На рисунке 9 представлен график сравнения спектров сигнала нормального дыхания и сигнала на выходе модели.

Таким образом, получена стационарная модель процесса нормального дыхания. Задача аналитического определения порядка модели остаётся открытой и требует отдельного решения. Полученная модель позволяет генерировать эквивалентный дыхательный шум

вдоха или выдоха при подаче на её вход сигнала с равномерным.

### Результаты и их обсуждение

Полученные результаты в ходе анализа нельзя называть статистически значимыми, так как не проводилось целенаправленного исследования и количество записей не позволяет использовать параметрические критерии оценки достоверности результатов. Данная статья предлагает только алгоритмы для первичного визуального (качественного) анализа аускультативных данных.

В дальнейшем требуется провести серию контролируемых экспериментов записи дыхания над различными областями легких у нескольких испытуемых, для которых определены качественные характеристики параметров дыхания. Анализ полученных экспериментальных данных позволит подтвердить или опровергнуть эффективность предложенных в данной статье методов.

### Выводы

В представленной работе проанализированы частотные характеристики записей жесткого и нормального дыхания. Во временной области данные характеристики обладают незначительными качественными различиями.

Получены значения автокорреляционных функций. В ходе анализа АКФ циклов жесткого и нормального дыхания определены хорошо заметные количественные и качественные различия. Вопрос дальнейшего применения АКФ для различения нормального и патологического дыхания требует дальнейшей проработки.

Получена авторегрессионная модель процесса нормального дыхания. Преимущество данной модели заключается в генерации стационарного сигнала, который обладает спектральными характеристиками, близкими к нормальному дыханию.

### Список литературы

1. Федотов А. А., Акулов С. А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. М.: Радио и связь, 2013. 250 с.
2. Злобин Д. В. Методика и устройство для измерения амплитудно-частотных характеристик датчиков электронной аускультации // Вестник Ижевского государственного технического университета. 2012. № 4. С. 110–115.
3. Рыбочкин А. Ф., Калугина Н. М. Методы и средства анализа акустических шумов легких человека // Научный вестник. 2016. № 2. С. 50–62.
4. Макалов А. О., Соболенкова В. С., Смирнов В. А. Проблемы и задачи в области электронной аускультации // Известия Тульского государственного университета. Технические науки. 2020. Вып. 6. С. 45–50.
5. Биомедицинские сигналы и изображения в цифровом здравоохранении: хранение, обработка и анализ / В. С. Кубланов, А. Ю. Долганов, В.Б. Костоусов [и др.]; под ред. В. С. Кубланова. Екатеринбург: Издательство Уральского университета, 2020. 240 с.

6. Сафронова М. А., Ширяев А. Д., Коренбаум В. И. Анализ гармоник свистящих звуков в шумах форсированного выдоха человека // *Акустический журнал*. 2021. Т. 67, № 4. С. 454–464. <https://doi.org/10.31857/S0320791921040122>. EDN LNIKKO
7. Stethoscope acoustics. The doctor and his stethoscope / Ertel Paul Y. [et al.] // *Circulation*. 1966. N 34(5). P. 889–898.
8. Исаков Р. В., Алексеева И. И. Биотехническая система регистрации виброакустических сигналов человека // *Биотехносфера*. 2017. № 5(53). С. 28–31. EDN YPQFDN
9. Патент 182368 Российская Федерация, МПК А61В 7/04. Электронный стетоскоп / Усков А. И., Ямпольский И. И. № 2017145290; заявл. 22.12.17; опубл. 15.08.18.
10. Патент 2644546 Российская Федерация, МПК А61В 7/04 (2006.01). Электронный медицинский стетоскоп / Борисов Е. Г., Борисова Л. И., Семенов А. Г. № 2016142823; заявл. 31.10.16; опубл. 12.02.18.
11. Кубланов В. С., Борисов В. И., Долганов А. Ю. Анализ биомедицинских сигналов в среде MATLAB. Екатеринбург: Издательство Уральского университета, 2016. 120 с.
12. Polat H., Güler I. A simple computer-based measurement and analysis system of pulmonary auscultation sounds // *Journal of Medical Systems*. 2004. № 28(6). P. 665–672. <https://doi.org/10.1023/b:joms.0000044968.45013.ce>. PMID: 15615294.
13. Nowak L. J., Nowak K. M. An experimental study on the role and function of the diaphragm in modern acoustic stethoscopes // *Applied Acoustics*. 2019. Vol. 155. P. 24–31.
14. Silverman B., Balk M. Digital Stethoscope – Improved Auscultation at the Bedside // *The American Journal of Cardiology*. 2019. Vol. 123, is. 6. P. 984–985.
15. Патент 188636 Российская Федерация, МПК А61В 5/08, А61В 7/04, А61В 7/00. Устройство для преобразования механического стетофонендоскопа в электронный / Малинин С. В., Фурман Е. Г. № 2018134746; заявл. 10.01.18; опубл. 18.04.19.
16. Changes in the breath sound spectrum with bronchodilation in children with asthma / Mariko Nukaga, Hideyuki Tabata, Mayumi Enseki, Kota Hirai, Hiroyuki Furuya, Masahiko Kato, Hiroyuki Mochizuki // *Respiratory Investigation*. 2018. Vol. 56, is. 5. P. 392–398.
17. Non-invasive devices for respiratory sound monitoring / A. Troncoso, J. A. Ortega, R. Seepold, N. M. Madrid // *Procedia Computer Science*. 2021. Vol. 192. P. 3040–3048.
18. Степанов Д. А. Электронный стетоскоп: адаптация концепции под российские социально-экономические реалии // *Здоровье – основа человеческого потенциала: проблемы и пути их решения: труды X Всероссийской научно-практической конференции с международным участием, Санкт-Петербург, 19–21 ноября 2015 г.: в 2 ч.* СПб.: Изд-во Санкт-Петербургского политехнического университета, 2015. Т. 10, № 1. С. 413–415.
19. Гончарук М. Е. Электронный стетоскоп. Проблемы электронной аускультации // *Наука, техника, промышленное производство: история, современное состояние, перспективы: материалы Региональной научно-практической конференции студентов и*

аспирантов, Владивосток, 08–28 декабря 2020 года. Владивосток: Дальневосточный федеральный университет, 2021. С. 341–344. EDN RPPQLB.

20. Box G. E. P., Jenkins G. M., Reinsel G. C. Time Series Analysis: Forecasting and Control. 3<sup>rd</sup> ed. New York: Prentice Hall, 1994.

## References

1. Fedotov A. A., Akulov S. A. Izmeritel'nye preobrazovateli biomeditsin-skikh signalov sistem klinicheskogo monitoringa [Measuring transducers of biomedical signals of clinical monitoring systems]. Moscow, Radio and Communications Publ., 2013. 250 p.

2. Zlobin D. V. Metodika i ustroistvo dlya izmereniya amplitudno-chastotnykh kharakteristik datchikov elektronnoi auskul'tatsii [Methodology and device for measuring the amplitude-frequency characteristics of electronic auscultation sensors]. *Vestnik Izhevskogo gosudarstvennogo tekhnicheskogo universiteta = Bulletin of Izhevsk State Technical University*, 2012, no. 4, pp. 110–115.

3. Rybochkin A. F., Kalugina N. M. Metody i sredstva analiza akusticheskikh шумов legkikh cheloveka [Methods and means of analysis of acoustic noises of human lungs]. *Nauchnyi vestnik = Scientific Bulletin*, 2016, no. 2, pp. 50–62.

4. Makalov A. O., Sobolenkova V. S., Smirnov V. A. Problemy i zadachi v oblasti elektronnoi auskul'tatsii [Problems and tasks in the field of electronic auscultation]. *Izvestiya Tul'skogo gosudarstvennogo universiteta = Proceedings of Tula State University. Technical Sciences*, 2020, is. 6, pp. 45–50.

5. Kublanov V. S., Dolganov A. Yu., Kostousov V. B., eds. Biomeditsinskie signaly i izobrazheniya v tsifrovom zdravookhranении: khranenie, obrabotka i analiz [Biomedical signals and images in digital healthcare: storage, processing and analysis]; ed. by V. S. Kublanov. Yekaterinburg, Ural University Publ., 2020. 240 p.

6. Safronova M. A., Shiryayev A. D., Korenbaum V. I. Analiz garmonik svistyashchikh zvukov v шумakh forsirovannogo vydokha cheloveka [Analysis of harmonics of whistling sounds in human forced exhalation noises]. *Akusticheskii zhurnal = Acoustic Magazine*, 2021, vol. 67, no. 4, pp. 454–464. <https://doi.org/10.31857/S0320791921040122>. EDN NIKKO

7. Ertel Paul Yu., eds. Acoustics of the stethoscope. The doctor and his stethoscope. *Circulation*, 1966, no. 34(5), pp. 889–898.

8. Isakov R. V., Alekseeva I. I. Biotehnicheskaya sistema registratsii vibro-akusticheskikh signalov cheloveka [Biotechnical system of registration of vibro-acoustic human signals]. *Biotekhnosfera = Biotechnosphere*, 2017, no. 5(53), pp. 28–31. EDN YPQFDN

9. Uskov A. I., Yampolsky I. I. Elektronnyi stetoskop [Electronic stethoscope]. Patent RF, no. 182368, 2017.

10. Borisov E. G., Borisova L. I., Semenov A. G. Elektronnyi meditsinskii stetoskop [Electronic medical stethoscope]. Patent RF, no. 2644546, 2016.

11. Kublanov V. S., Borisov V. I., Dolganov A. N. Analiz biomeditsinskih signalov v srede MATLAB [Analysis of bimetallic metals in MATLAB environment]. Yekaterinburg, Ural University Publ., 2016. 120 p.
12. Polat H., Guler I. A simple computer system for measuring and analyzing sounds during lung auscultation. *Journal of Medical Systems*, 2004, no. 28(6), pp. 665–672. <https://doi.org/10.1023/b:joms.0000044968.45013.ce>. PMID: 15615294
13. Novak L. J., Novak K. M. An experimental study of the role and function of the diaphragm in modern acoustic stethoscopes. *Applied Acoustics*, 2019, vol. 155, pp. 24–31.
14. Silverman B., Balk M. Digital stethoscope – improved auscultation at the patient's bedside. *American Journal of Cardiology*, 2019, vol. 123, is. 6, pp. 984–985.
15. Malinin S. V., Furman E. G. Ustroistvo dlya preobrazovaniya mekhanicheskogo stetofofonendoskopa v elektronnyi [A device for converting a mechanical stethophonendoscope into an electronic one]. Patent RF, no. 188636, 2018.
16. Mariko Nukaga, Hideyuki Tabata, Mayumi Enseki, Kota Hirai, Hiroyuki Furuya, Masahiko Kato, Hiroyuki Mochizuki. Changes in the sound spectrum of respiration during bronchial dilation in children with asthma. *Respiratory Investigation*, 2018, vol. 56, is. 5, pp. 392–398.
17. Troncoso A., Ortega J. A., Sipold R., Madrid N. M. Non-invasive devices for monitoring the sound of breathing. *Procedia Computer Science*, 2021, vol. 192, pp. 3040–3048.
18. Stepanov D. A. [Electronic stethoscope: adaptation of the concept to Russian socioeconomic realities]. *Zdorov'e – osnova chelovecheskogo potentsiala: problemy i puti ikh resheniya. Trudy X Vserossiiskoi nauchno-prakticheskoi konferentsii s mezhdunarodnym uchastiem, Sankt-Peterburg, 19–21 noyabrya 2015 g.* [Health – the basis of human potential: problems and ways to solve them. Proceedings of the X All-Russian Scientific and Practical Conference with international participation, St. Petersburg, November 19–21, 2015]. St. Petersburg, St. Petersburg Polytechnic University Publ., 2015, vol. 10, no. 1, pp. 413–415. (In Russ.)
19. Goncharuk M. E. [Electronic stethoscope. Problems of electronic auscultation]. *Nauka, tekhnika, promyshlennoe proizvodstvo: istoriya, sovremennoe sostoyanie, perspektivy. Materialy regional'noi nauchno-prakticheskoi konferentsii studentov i aspirantov, Vladivostok, 08–28 dekabrya 2020 goda* [Science, technology, industrial production: history, modern state, prospects. Materials of the regional scientific and practical conference of students and postgraduates, Vladivostok, December 08–28, 2020]. Vladivostok, Far Eastern Federal University Publ., 2021, pp. 341–344. (In Russ.) EDN RPPQLB
20. Box G. E. P., Jenkins G. M., Reinsel G. S. Time series analysis: forecasting and control. 3<sup>rd</sup> ed. New York, Prentice-Hall Publ., 1994.

### Информация об авторах / Information about the Authors

**Макалов Алексей Олегович**, аспирант кафедры приборов и биотехнических систем, Институт высокоточных систем им. В. П. Грязева, Тульский государственный университет, г. Тула, Российская Федерация, e-mail: alex.makalu@outlook.com

**Alexey O. Makalov**, Post-Graduate Student of the Department of Devices and Biotechnical Systems, V. P. Gryazev Institute of High-Precision Systems, Tula State University, Tula, Russian Federation, e-mail: alex.makalu@outlook.com

**Смирнов Владимир Александрович**, кандидат технических наук, доцент кафедры приборов и биотехнических систем, Институт высокоточных систем им. В. П. Грязева, Тульский государственный университет, г. Тула, Российская Федерация, e-mail: veld071@rambler.ru

**Vladimir A. Smirnov**, Cand. of Sci. (Engineering), Associate Professor of the Department of Devices and Biotechnical Systems, V. P. Gryazev Institute of High-Precision Systems, Tula State University, Tula, Russian Federation, e-mail: veld071@rambler.ru

**Прохорцов Алексей Вячеславович**, доктор технических наук, доцент кафедры приборов и биотехнических систем, Институт высокоточных систем им. В. П. Грязева, Тульский государственный университет, г. Тула, Russian Federation, e-mail: proxav@rambler.ru

**Alexey V. Prokhortsov**, Dr. of Sci. (Engineering), Associate Professor of the Department of Devices and Biotechnical Systems, V. P. Gryazev Institute of High-Precision Systems, Tula State University, Tula, Russian Federation, e-mail: proxav@rambler.ru