

## РЕГИСТРАЦИЯ, ОБРАБОТКА И АНАЛИЗ ИНФОРМАЦИИ С ЭЛЕКТРОСЕЙСМОКАРДИОБЛОКА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ РЕСПИРАТОРНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ

М.Е. Рулев<sup>1, 2✉</sup>, В.М. Ачильдиев<sup>1, 2</sup>

<sup>1</sup>ОАО «Научно-производственное объединение ГЕОФИЗИКА-НВ» (НПО ГЕОФИЗИКА-НВ), Россия, 107076, Москва, ул. Матросская Тишина, д. 23, стр. 2

<sup>2</sup>ФГБОУ ВО «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)» (Мытищинский филиал), Россия, 141005, Московская обл., г. Мытищи, ул. 1-я Институтская, д. 1

maxxim98@yandex.ru

Изложена методика регистрации кардиосигналов и респираторных циклов по сигналам электросейсмокардиоблока. Установлено, что все типы сигналов, регистрируемых электросейсмокардиоблоком, несут в себе информацию о дыхательном процессе человека. Выбраны информационные каналы электросейсмокардиоблока, которые необходимы для оценки функционального состояния по биофизическим сигналам. Выполнено сравнение характеристик дыхательных огибающих, полученных по разным биофизическим сигналам. Предложены функциональные соотношения для определения параметров респираторных циклов. Вычислены и проанализированы знаки приращений характерных параметров дыхания. Представлены табличные результаты оценки вариабельности респираторных циклов по показателям коэффициентов вариации. Выявлено, что приращения таких параметров дыхания, как периоды, продолжительности вдохов и площади, заключенные под кривыми дыхательных циклов, совпадают в наибольшем числе случаев по всем типам сигналов, при этом величины таких параметров обладают наибольшими показателями вариабельности.

**Ключевые слова:** электрокардиография, сейсмокардиография, гиросейсмокардиография, электросейсмокардиоблок, респираторный цикл, вариабельность

**Ссылка для цитирования:** Рулев М.Е., Ачильдиев В.М. Регистрация, обработка и анализ информации с электросейсмокардиоблока для диагностики респираторных заболеваний // Лесной вестник / Forestry Bulletin, 2023. Т. 27. № 6. С. 199–207. DOI: 10.18698/2542-1468-2023-6-199-207

Из известных биофизических сигналов человека наибольшее внимание для исследований и медицинской диагностики получили электрокардиографические импульсы. На основе их анализа в результате многолетних исследований, проведенных профессором В.М. Успенским, создана теория информационного анализа электрокардиосигналов, благодаря которой в медицинской практике появилась возможность обнаружения неинвазивным способом десятков неинфекционных заболеваний внутренних органов человека, в том числе на начальных этапах их развития [1]. Позднее появились работы [2–8], в которых указаны возможность и необходимость регистрации и анализа таких механических колебаний грудной клетки, как сейсмокардиографический и гиросейсмокардиографический импульсы.

В соответствии с теорией информационной функции сердца [1] диагностика заболеваний по электрокардиосигналам состоит в определении характерных параметров электрокардиограммы (ЭКГ) в каждом цикле, таких как амплитуда  $R_n$ , период  $T_n$  и фазовый угол  $\alpha_n$ . После их нахождения символами А, В, С, D, Е и F шифруются варианты приращений характерных параметров

в зависимости от сочетаний приращений  $\Delta R_n$ ,  $\Delta T_n$ ,  $\Delta \alpha_n$ . Наконец, соединяя последовательность полученных символов в трехчленные комбинации, на основе совпадений получившихся закодированных вариантов с имеющимися заболеваниями, для каждого из которых существуют эталонные кодовые образы норм и отклонений, составляется заключение об имеющихся заболеваниях и степени их проявления на момент исследования.

Схожий метод обработки применим для диагностики по сейсмокардиограмме (СКГ) и гиросейсмокардиограмме (ГКГ). Эти кардиоимпульсы по виду и форме схожи с ЭКГ и, по всей видимости, также несут в себе информационную составляющую [2, 3]. Благодаря этому допущению появилась возможность для совместной регистрации этих трех типов кардиосигналов. Для этого разработан электросейсмокардиоблок (ЭСКБ), выводящий информацию по девяти каналам: три отведения ЭКГ, располагаемых по схеме Эйнтховена, и по три проекции вектора линейного ускорения (проекции СКГ) и угловой скорости (проекции ГКГ) на оси  $x$ ,  $y$  и  $z$  приборной системы координат. Для обеспечения оптимально-рационального подхода предложено обрабатывать по одному кардиосигналу каждого типа, а именно

ЭКГ<sub>2</sub> (второе отведение ЭКГ), СКГ<sub>z</sub> (проекция СКГ на ось  $z$ ) и ГКГ<sub>y</sub> (проекция ГКГ на ось  $y$ ), а в качестве исследуемых параметров использовать нормированные амплитуды  $R_{\text{норм}}$ , периоды  $T_{\text{норм}}$  и площади  $S_{\text{норм}}$  кардиоциклов, а также их приращение [9, 10]. При этом допустимо использование проекции ГКГ на ось  $x$  наравне с проекцией на ось  $y$  по причине схожести гирокардиоимпульсов по этим проекциям [11].

Помимо кардиосигналов возможно идентифицировать дыхательные, или респираторные, циклы [12]. Поскольку известно, что частота сердечных сокращений коррелирует с частотой дыхания, то вероятно, что та или иная вариабельность дыхания свидетельствует о наличии определенного заболевания дыхательной системы [13]. Отсюда следует, что в отличие от диагностики по кардиосигналам, которая выявляет только неинфекционные заболевания внутренних органов, разработка метода исследования и анализа респираторных циклов способствует расширению теории В.М. Успенского в части диагностики респираторных и вирусных инфекций.

## Цель работы

Цель работы — разработка способов идентификации респираторных циклов для неинвазивной диагностики инфекционных заболеваний и заболеваний органов дыхания человека посредством обработки таких биофизических сигналов, как ЭКГ, СКГ и ГКГ.

## Объекты и методы исследования

Объектом исследования являются биофизические сигналы, идентифицируемые ЭСКБ [11, 14]. ЭКГ регистрирует электрокардиоблок (ЭКБ) высокого разрешения [15]. СКГ и ГКГ фиксирует закрепляемый на грудной клетке сейсмокардиоблок (СКБ), в котором установлены трехосные блоки МЭМС-акселерометров и гироскопов [4, 16, 17]. ЭКБ высокого разрешения и СКБ, входящие в состав ЭСКБ, обеспечивают синхронную передачу напряжения ( $V$ ), линейного ускорения ( $g$ ) и угловой скорости (град/с) через микроконтроллер ЭСКБ с последующим выводом информации через USB-порт на персональный компьютер через специализированное программное обеспечение, реализованное в среде Delphi [18].

Кардиографические импульсы представляют собой стационарные эргодические случайные процессы, у которых вероятностные характеристики (математическое ожидание, дисперсия и т. д.) существенно не изменяются, т. е. их нужно оценить по одной реализации (по одному опыту) [19]. В соответствии с этим положением определена автокорреляционная функция для стационарного случайного процесса  $X(t)$ :

$$R_x(t) = M[\dot{X}(t), \dot{X}(t + \tau)],$$

где  $\dot{X}(t)$  — центрированный случайный процесс,  $\tau$  — временной сдвиг.

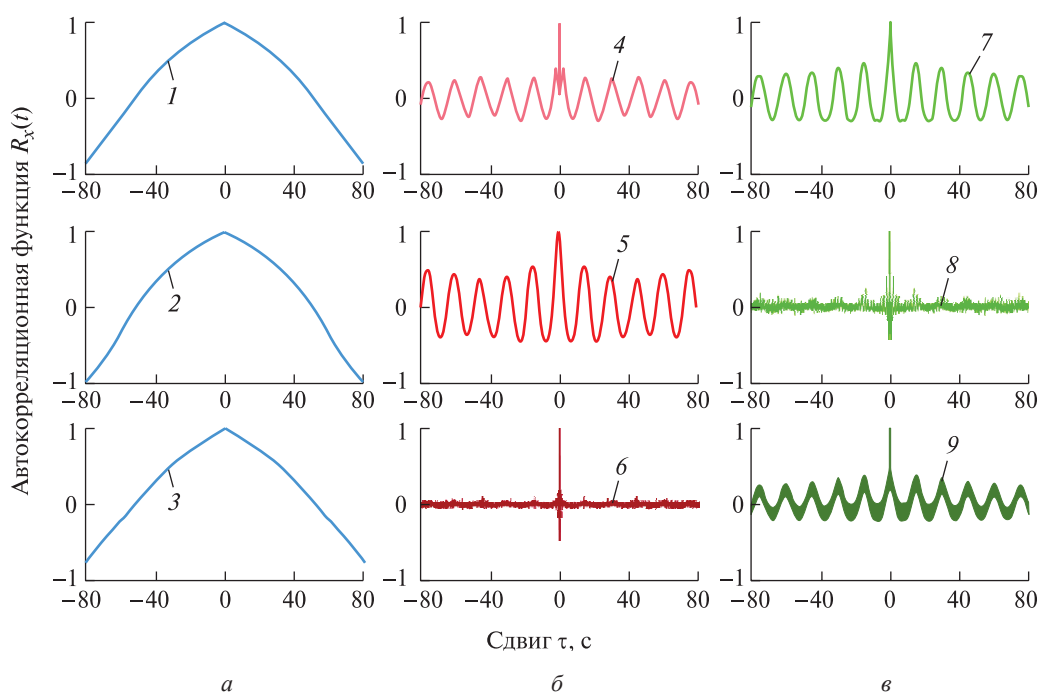
Таким образом, автокорреляционная функция отражает взаимосвязь между функцией (сигналом) и ее сдвинутыми копиями на значения  $\tau$ . Следовательно, если кардиосигнал содержит дыхательную составляющую, то на графике автокорреляционной функции будут заметны колебательные процессы.

Для трех отведений ЭКГ и для трех проекций СКГ и ГКГ нормированные автокорреляционные функции построены на рис. 1. Установлено, что респираторные циклы сигналов проявляются в виде гармонических процессов в сигнале СКГ в проекциях на оси  $x$  и  $y$  (см. рис. 1, б), а в сигнале ГКГ — в проекциях на оси  $x$  и  $z$  (см. рис. 1, в). В то же время гармонические процессы в автокорреляционной функции сигнала СКГ в проекции на ось  $z$  еле различимы, как и в случае с проекцией ГКГ на ось  $y$ . При этом сигналы в проекции ГКГ на ось  $z$  характеризуются малыми амплитудами и высокой степенью зашумленности.

Одновременно с этим из рис. 1, а следует, что в автокорреляционной функции ЭКГ-сигнала такие колебания отсутствуют. Это объясняется тем, что при должном креплении электродов ЭКГ не отражает механические воздействия. Однако в некоторые фиксированные моменты дыхания можно проследить в области QRS-комплекса ЭКГ — как по  $R$ -зубцам, соответствующим локальным максимумам, так и по  $S$ -зубцам, соответствующим локальным минимумам [20]. Этот факт обусловлен попеременными разрядами нейронов дыхательного центра в продолговатом мозге [1, 21]. Действительно, на рис. 2 в сигнале ЭКГ по второму отведению отчетливо прослеживаются дыхательные волны в виде двух огибающих, образованных по экстремумам каждого электрокардиоцикла. Аналогичным образом выглядят огибающие по другим отведениям. Тем не менее следует иметь в виду, что точные значения кривой дыхания можно найти по изменениям  $R$ - или  $S$ -пиков не более 2 раз в секунду.

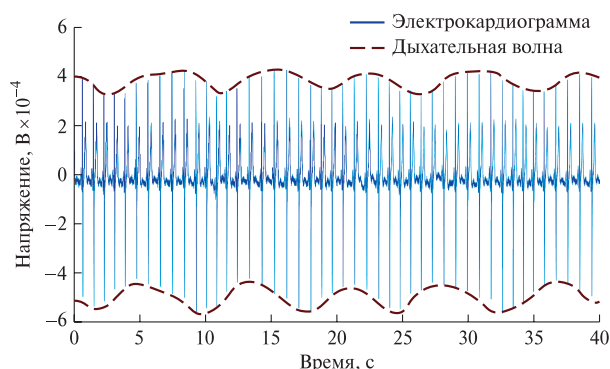
Дыхательный процесс на сейсмо- и гирокардиограмме отображается непосредственно в виде изменения диапазона измеряемых значений, что проиллюстрировано на рис. 3. Кривая красного цвета построена методом скользящего среднего с окном осреднения, равным 1 с.

При исследовании респираторных циклов рационально использовать те проекции или отведения, где дыхание регистрируется с наибольшей амплитудой. Однако для обеспечения максимальной пропускной способности USB-интерфейса при передаче данных от ЭСКБ на персональный



**Рис. 1.** Автокорреляционные функции электро- (а), сейсмо- (б) и гирокардиограмм (г): 1 — первое отведение ЭКГ; 2 — второе отведение ЭКГ; 3 — третье отведение ЭКГ; 4 — СКГ, регистрируемая вдоль оси *x*; 5 — СКГ, регистрируемая вдоль оси *y*; 6 — СКГ, регистрируемая вдоль оси *z*; 7 — ГКГ, регистрируемая вдоль оси *x*; 8 — ГКГ, регистрируемая вдоль оси *y*; 9 — ГКГ, регистрируемая вдоль оси *z*

**Fig. 1.** Autocorrelation functions of electro- (a), seismo- (b) and gyrocardiograms (g): 1 — first ECG lead; 2 — second ECG lead; 3 — third ECG lead; 4 — SCG recorded along the *x*-axis; 5 — SCG recorded along the *y*-axis; 6 — SCG recorded along the *z*-axis; 7 — GCG recorded along the *x*-axis; 8 — GCG recorded along the *y*-axis; 9 — GCG recorded along the *z*-axis



**Рис. 2.** Фрагмент сигнала ЭКГ по второму отведению  
**Fig. 2.** ECG signal fragment on the second lead

компьютер желательно использовать минимальное число отведений и проекций. Таким образом, учитывая выбранные отведения и проекции для анализа кардиосигналов, а также полученные автокорреляционные функции и проведенный анализ дыхательного процесса, для исследований биофизических сигналов человека оправдано использование только четырех из девяти каналов ЭСКБ: второго отведения ЭКГ, двух проекций СКГ (на оси *y* и *z*), а также проекции ГКГ на ось *x*.

В настоящей работе далее представлены результаты испытаний и исследований, которые проводились на условно здоровых пациентах. Испытуемые находились в спокойном расслабленном лежачем положении. Регистрация кардиосигналов для каждого из них выполнялась в течение 15 мин.

### Результаты и обсуждение

По аналогии с кардиоциклами для оценки вариабельности дыхания предложено исследовать следующие параметры:

- период (временной промежуток между соседними локальными минимумами)

$$T_{\text{дых}}^{\text{норм}}(j) = t(\min[y_{\text{дых}}(j+1)]) - t(\min[y_{\text{дых}}(j)]);$$

- амплитуда, или размах (разница между максимальным и минимальным значениями внутри дыхательного цикла)

$$R_{\text{дых}}^{\text{норм}}(j) = \frac{1}{D_R} (\max[y_{\text{дых}}(j)] - \min[y_{\text{дых}}(j)]);$$

- продолжительность вдоха

$$T_{\text{вд}}^{\text{норм}}(j) = t(\max[y_{\text{дых}}(j)]) - t(\min[y_{\text{дых}}(j)]);$$

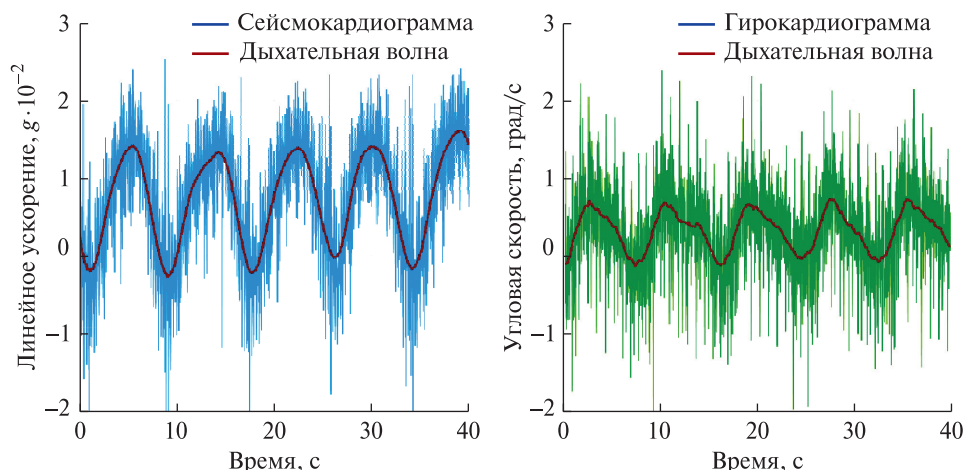


Рис. 3. Выделение дыхательных волн из сигналов СКГ (проекция на ось  $y$ ) и ГКГ (проекция на ось  $x$ )

Fig. 3. Separation of respiratory waves from the ECG (projection on the  $y$ -axis) and GKG (projection on the  $x$ -axis) signals

– продолжительность выдоха

$$T_{\text{выд}}^{\text{норм}}(j) = t(\min[y_{\text{дых}}(j+1)]) - t(\max[y_{\text{дых}}(j)]);$$

– площадь, заключенная под кривой дыхательного цикла

$$S_{\text{дых}}^{\text{норм}}(j) = \sum_{i=1}^{k-1} \frac{1}{D_R} \left( \frac{y_{\text{дых}}(i) + y_{\text{дых}}(i+1)}{2} - \min[y_{\text{дых}}(j)] \right),$$

где  $j$  — номер кардиоцикла;

$D_R$  — номинальный диапазон изменений ЭКГ, СКГ и ГКГ, определенный эмпирически ( $D_R^{\text{ЭКГ}} = 2,5$  мВ,  $D_R^{\text{СКГ}} = 0,075$  г,  $D_R^{\text{ГКГ}} = 5$  град/с);

$y_{\text{дых}}$  — дыхательная огибающая;

$t(\max[y_{\text{дых}}(j)])$  — время, в которое кривая  $y_{\text{дых}}(j)$  достигает максимума;

$t(\min[y_{\text{дых}}(j)])$  — время, в которое кривая  $y_{\text{дых}}(j)$  достигает минимума;

$k$  — количество отсчетов в  $j$ -м дыхательном цикле.

Значения  $T_{\text{дых}}^{\text{норм}}$ ,  $T_{\text{вд}}^{\text{норм}}$  и  $T_{\text{выд}}^{\text{норм}}$  представляются в безразмерной форме из соображения, что одной миллисекунде соответствует один отсчет [22].

Указанные параметры в общем виде проиллюстрированы на рис. 4.

В соответствии с теорией, изложенной в работе [1] после вычисления приращений параметров ЭКГ-сигнала осуществляется формирование комбинаций кодовых последовательностей, что является важной задачей, решение которой позволит судить об имеющихся заболеваниях. Подобным образом следует обходиться с СКГ и ГКГ [23]. Поэтому для верификации респираторных циклов, выбора их параметров и типа исходного кардиосигнала, по которому строится дыхательная огиба-

ющая, выполнено сравнение знаков приращений параметров для пар кардиосигналов ЭКГ–СКГ, СКГ–ГКГ и ЭКГ–ГКГ. В идеальном случае (при отсутствии методических погрешностей и минимальных значениях погрешностей в сигналах ЭСКБ) показатели совпадений приращений параметров дыхания для всех трех пар кардиосигналов должны совпадать и быть максимальными.

Для расчета приращений параметров дыхания с помощью программно-математического обеспечения, реализованного в среде MATLAB [24], предварительно идентифицированы 100 респираторных циклов по информации с ЭСКБ. Графическое отображение результатов обработки дано на рис. 5.

Приращение каждого параметра вычислено по формуле

$$\Delta p(j) = p(j+1) - p(j),$$

где  $p$  — численное значение параметра в  $j$ -м дыхательном цикле.

Анализируя результаты, представленные на рис. 5, можно сделать вывод о том, что знаки приращений параметров  $T_{\text{дых}}^{\text{норм}}$  и  $T_{\text{вд}}^{\text{норм}}$  совпадают в максимальном количестве случаев (80...95%), поэтому определение этих параметров дыхательного процесса можно считать наиболее достоверным. В то же время среди других параметров дыхания наибольшее процентное совпадение знаков приращений оказалось у параметра  $S_{\text{дых}}^{\text{норм}}$  (65...85%). При этом наименьшие значения получены у параметров  $R_{\text{дых}}^{\text{норм}}$  и  $T_{\text{выд}}^{\text{норм}}$  (60...70%), следовательно, использовать их в качестве показателей вариабельности дыхания не следует.

Также следует отметить, что по результатам сравнения ЭКГ–СКГ параметры  $T_{\text{вд}}^{\text{норм}}$ ,  $E_{\text{дых}}^{\text{норм}}$  и  $S_{\text{дых}}^{\text{норм}}$  обладают самыми высокими показателями совпадений знаков приращений на уровне 85...95%, нежели у пар СКГ–ГКГ и ЭКГ–ГКГ.

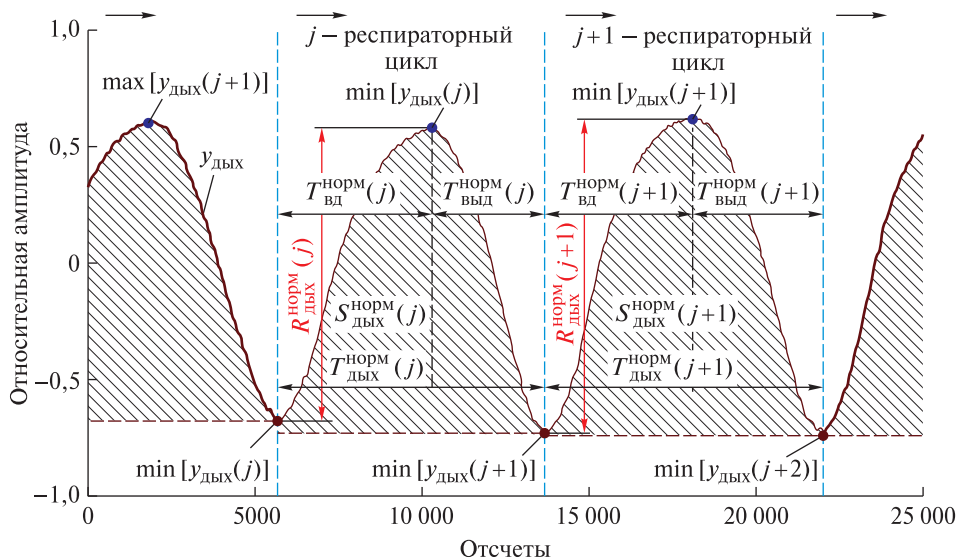


Рис. 4. Исследуемые параметры респираторных циклов  
 Fig. 4. Studied parameters of respiratory cycles

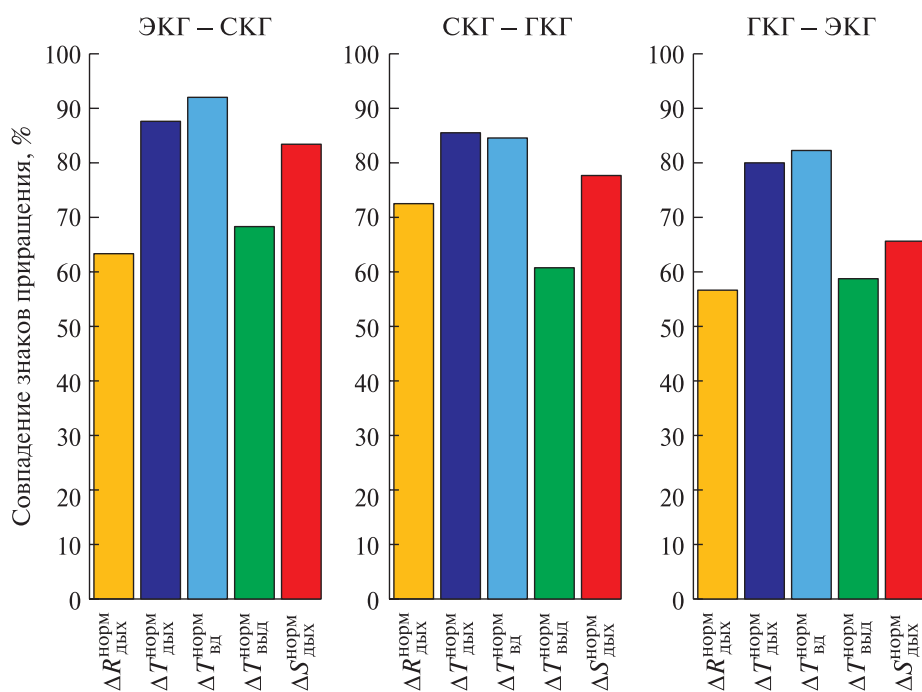


Рис. 5. Совпадение знаков приращений параметров респираторных циклов  
 Fig. 5. Signs coincidence of respiratory cycle parameters increments

Вариабельность может быть оценена [25] по выражению

$$CV(p) = \frac{\sigma(p)}{M(p)},$$

где  $CV(p)$  — коэффициент вариации;  
 $\sigma(p)$  и  $M(p)$  — среднеквадратическое отклонение и математическое ожидание параметра  $p$  соответственно.

Результаты подсчета  $CV$  отображены в таблице. Из данных, приведенных в таблице, видно, что

площадь дыхательного цикла  $S_{дых}^{норм}$  и продолжительность выдоха  $T_{выд}^{норм}$  имеют наибольшие значения коэффициента вариации. Одновременно с этим все параметры, кроме размаха  $R_{дых}^{норм}$ , обладают максимальными коэффициентами вариации по сигналу ЭКГ. Однако такие высокие показатели вариабельности, вероятно, вызваны неточностью определения идентифицированных параметров, о чем свидетельствуют ранее рассчитанные значения их достоверности.

### Оценка вариабельности респираторных циклов Respiratory cycle variability assessment

Параметры $p$		$R_{\text{дых}}^{\text{норм}}$	$T_{\text{дых}}^{\text{норм}}$	$T_{\text{вд}}^{\text{норм}}$	$T_{\text{выд}}^{\text{норм}}$	$S_{\text{дых}}^{\text{норм}}$
ЭКГ	$M(p)$	$7,02 \cdot 10^{-1}$	$8,06 \cdot 10^3$	$4,79 \cdot 10^3$	$3,27 \cdot 10^3$	$2,77 \cdot 10^3$
	$\sigma(p)$	$9,87 \cdot 10^{-2}$	$1,34 \cdot 10^3$	$1,16 \cdot 10^3$	$1,06 \cdot 10^3$	$6,86 \cdot 10^2$
	$CV(p), \%$	14,06	16,62	24,31	32,34	24,78
СКГ	$M(p)$	$6,13 \cdot 10^{-1}$	$8,16 \cdot 10^3$	$4,33 \cdot 10^3$	$3,85 \cdot 10^3$	$2,84 \cdot 10^3$
	$\sigma(p)$	$1,17 \cdot 10^{-1}$	$1,08 \cdot 10^3$	$6,71 \cdot 10^2$	$8,95 \cdot 10^2$	$6,36 \cdot 10^2$
	$CV(p), \%$	19,05	13,22	15,51	23,22	22,37
ГКГ	$M(p)$	$6,53 \cdot 10^{-1}$	$8,20 \cdot 10^3$	$4,87 \cdot 10^3$	$3,33 \cdot 10^3$	$2,77 \cdot 10^3$
	$\sigma(p)$	$1,18 \cdot 10^{-1}$	$1,16 \cdot 10^3$	$8,36 \cdot 10^2$	$9,07 \cdot 10^2$	$6,09 \cdot 10^2$
	$CV(p), \%$	18,08	14,09	17,16	27,22	21,98

Таким образом, совокупный анализ полученных результатов позволяет утверждать, что для оценки вариабельности дыхания рационально использовать общее время дыхания, продолжительность вдоха, а также площадь респираторных циклов. Наиболее пригодными для их идентификации являются ЭКГ- и СКГ- импульсы.

### Выводы

Рассмотренные биофизические сигналы содержат информацию о дыхательном процессе человека, который может быть зарегистрирован ЭСКБ без применения дополнительного оборудования. Одним из способов идентификации респираторных циклов является обработка ЭКГ-сигнала, заключающаяся в построении огибающей кривой по периодически изменяющимся  $R$ - или  $S$ -зубцам методом интерполяции. Другой вариант построения дыхательных циклов заключается в обработке СКГ или ГКГ методом скользящего среднего. При любом варианте обработки респираторных циклов и кардиоимпульсов необходимо и достаточно получать информацию по четырем каналам ЭСКБ: первое отведение ЭКГ, проекции СКГ на оси  $y$  и  $z$  и проекция ГКГ на ось  $x$ . Расчет характерных параметров дыхания позволил найти и сопоставить их приращения, а также выполнить оценку вариабельности. Установлено, что диагностику заболеваний органов дыхания и респираторных инфекций есть возможность осуществить по ЭКГ или СКГ на основе вариабельности таких параметров, как общая продолжительность дыхательных циклов  $T_{\text{дых}}^{\text{норм}}$ , продолжительность вдохов  $T_{\text{вд}}^{\text{норм}}$  и площадь респираторных циклов  $S_{\text{дых}}^{\text{норм}}$ .

### Список литературы

[1] Успенский В.М. Информационная функция сердца. Теория и практика диагностики заболеваний внутренних органов методом информационного анализа электрокардиосигналов / под ред. В.Б. Симоненко. М.: Планета, 2016. 272 с.

[2] Paukkunen M. Seismocardiography: Practical implementation and feasibility // Aalto University publication series Doctoral Dissertations, 2014, 46 p.

[3] Lehtonen E., Saraste A., Tuominen J., Koskinen J., Teräs M., Airaksinen J., Pänkäälä M., Koivisto T. Gyrocardiography: A New Noninvasive Monitoring Method for the Assessment of Cardiac Mechanics and the Estimation of Hemodynamic Variables // Scientific Reports, 2017, v. 7(1), pp. 1–11. DOI: 10.1038/s41598-017-07248-y

[4] Achil'diyev V.M., Bedro N.A., Soldatenkov V.A., Yevseyeva YU.N., Gruzevich YU.K., Levkovich A.D., Basarab M.A., Konnova N.S. Cardioseismometer unit based on micromechanical sensors // 25th Saint Petersburg International Conference on Integrated Navigation Systems, 28–30 May, 2018, Saint Petersburg, Russia, pp. 272–281. DOI: 10.23919/ICINS.2018.8405892

[5] D'Mello Y., Skoric J., Xu S., Roche P.J.R., Plant D.V., Lortie M., Gagnon S. Real-time cardiac beat detection and heart rate monitoring from combined seismocardiography and gyrocardiography // Sensors, 2019, v. 19(16), pp. 1–19. DOI: 10.3390/s19163472

[6] Sיעіński S., Kostka P.S., Tkacz E.J. Gyrocardiography: A review of the definition, history, waveform description, and applications // Sensors, 2020, v. 20(22), pp. 1–30. DOI: 10.3390/s20226675

[7] Sיעіński S., Kostka P.S., Tkacz E.J. Heart rate variability analysis on electrocardiograms, seismocardiograms and gyrocardiograms on healthy volunteers // Sensors, 2020, v. 20(16), pp. 1–16. DOI: 10.3390/s20164522

[8] Achil'diyev V.M., Bedro N.A., Komarova M.N., Rulev M.E., Yevseyeva YU.N., Uspenckiy V.M., Gruzevich YU.K. Gyrocardiography unit for non-invasive human diseases diagnosis // 27th Saint Petersburg International Conference on Integrated Navigation Systems, 25–27 May, 2020, Saint Petersburg, Russia, pp. 1–7. DOI: 10.23919/ICINS43215.2020.9133891


[9] Ачильдиев В.М., Грузевич Ю.К., Евсеева Ю.Н., Балдин А.В., Спасенов А.Ю., Кучеров К.В., Рулев М.Е., Шабаяв Р.Г., Бедро Н.А. Способ неинвазивного определения биофизических сигналов. Пат. № 2761741 РФ, заявитель и патентообладатель ОАО «НПО ГЕОФИЗИКА-НВ», ООО «АРК Системс», 2021. Бюл. № 35.

[10] Рулев М.Е., Ачильдиев В.М., Батырев Ю.П. Регистрация и обработка биофизических сигналов для неинвазивной диагностики заболеваний человека // Лесной вестник / Forestry Bulletin, 2022. Т. 26. № 3. С. 137–146. DOI: 10.18698/2542-1468-2022-3-137-146.

[11] Achil'diyev V.M., Gruzevich YU.K., Soldatenkov V.A., Bedro N.A., Evseeva YU.N., Komarova M.N., Rulev M.E., Uspensky V.M. Electroiseismogyrocardiography

- system for human diseases screening // *Nanoindustry*, 2020, no. S5–2, v. 13, pp. 583–593.
- [12] Klum M., Urban M., Tigges T., Pielmus A., Feldheiser A., Schmitt T., Orglmeister R. Wearable Cardiorespiratory Monitoring Employing a Multimodal Digital Patch Stethoscope: Estimation of ECG, PEP, LVET and Respiration Using a 55 mm Single-Lead ECG and Phonocardiogram // *Sensors*, 2020, v. 20(27), pp. 1–21. DOI: 10.3390/s20072033
- [13] Sayers B.M. Analysis of heart rate variability // *Ergonomics*, 1973, v. 16(1), pp. 17–32. DOI: 10.1080/00140137308924479
- [14] Рулев М.Е., Ачильдиев В.М., Грузевич Ю.К., Бедро Н.А. Первичная обработка биофизических сигналов электросейсмокардиоблока // Сб. тр. XXIX Санкт-Петербургской междунар. конф. по интегрированным навигационным системам, Санкт-Петербург, 30 мая–01 июня 2022 г. СПб.: Изд-во Концерна «Центральный научно-исследовательский институт «Электроприбор», 2022. С. 26–29.
- [15] Грузевич Ю.К., Успенский В.М., Ачильдиев В.М. Электрокардиоблока высокого разрешения для скрининг-индикации заболеваний внутренних органов человека // Информационные и телекоммуникационные технологии, 2019. № 40. С. 39–46.
- [16] Солдатенков В.А., Ачильдиев В.М., Грузевич Ю.К., Левкович А.Д., Бедро Н.А., Комарова М.Н., Евсеева Ю.Н., Басараб М.А., Коннова Н.С., Успенский В.М. Электросейсмокардиоблок для неинвазивной диагностики заболеваний человека // Сб. тр. XXVI Санкт-Петербургской междунар. конф. по интегрированным навигационным системам, Санкт-Петербург, 27–29 мая 2019 г. СПб.: Изд-во Концерна «Центральный научно-исследовательский институт «Электроприбор», 2019. С. 233–236.
- [17] Солдатенков В.А., Грузевич Ю.К., Ачильдиев В.М., Бедро Н.А., Евсеева Ю.Н., Басараб М.А., Коннова Н.С. Сейсмокардиоблок и способ измерения сейсмокардиоцикла. Пат. № 2679296 РФ, заявитель и патентообладатель ОАО «НПО Геофизика-НВ», 2019. Бюл. № 4.
- [18] Delphi – Embarcadero Website. URL: <https://www.embarcadero.com/ru/products/delphi> (дата обращения 02.11.2022).
- [19] Бендат Дж., Пирсол А. Прикладной анализ случайных данных. М.: Мир, 1989. 540 с.
- [20] Paukkunen M, Linnavuo M, Sepponen R. A Portable Measurement System for the Superior-Inferior Axis of the Seismocardiogram // *J. of bioengineering and biomedical science*, 2013, pp. 1–4. DOI: 10.4172/2155-9538.1000123
- [21] Санюкевич Л.И. Краткий словарь физиологических терминов. Минск: Вышэйшая школа, 1992. 206 с.
- [22] Рулев М.Е., Ачильдиев В.М. Регистрация и методы обработки биофизических сигналов для неинвазивной диагностики заболеваний человека // Ежегодная нац. науч.-техн. конф. профессорско-преподавательского состава, аспирантов и студентов Мытищинского филиала МГТУ им. Н.Э. Баумана по итогам научно-исследовательских работ за 2021 г., Мытищи, Мытищинский филиал МГТУ им. Н.Э. Баумана, 31 января–2 февраля, 2022 г. / под ред. В.Г. Санаева. Красноярск, 2022. С. 150–152.
- [23] Achil'diyev V.M., Bedro N.A., Gruzevich YU.K., Evseeva YU.N., Komarova M.N., Rulev M.E., Soldatenkov V.A., Uspensky V.M. Gyrocardiography as a method of non-invasive diagnosis of diseases // *Nanoindustry*, 2020, no. S96–296, pp. 381–388.
- [24] MATLAB – MathWorks – MATLAB & Simulink Website. URL: <https://www.mathworks.com/products/matlab.html> (дата обращения 05.11.2022).
- [25] Баевский Р.М., Черникова А.Г. Анализ variability сердечного ритма: физиологические основы и основные методы проведения // *Cardiometry*, 2017. № 10. С. 66–76.

## Сведения об авторах

**Рулев Максим Евгеньевич**  — аспирант (ассистент), ФГБОУ ВО «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)» (Мытищинский филиал), инженер I кат., ОАО «НПО ГЕОФИЗИКА-НВ», [maxxim98@yandex.ru](mailto:maxxim98@yandex.ru)

**Ачильдиев Владимир Михайлович** — канд. техн. наук, гл. конструктор микронанозлектромеханических систем, ОАО «НПО ГЕОФИЗИКА-НВ», [glmnm@gmail.com](mailto:glmnm@gmail.com)

Поступила в редакцию 03.06.2023.

Одобрено после рецензирования 10.07.2023.

Принята к публикации 23.08.2023.

# REGISTRATION, PROCESSING AND ANALYSIS OF INFORMATION FROM ELECTROSEISMOCARDIOGRAPHY SYSTEM FOR RESPIRATORY DISEASES DIAGNOSTICS

M.E. Rulev<sup>1,2</sup>✉, V.M. Achildiev<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Scientific Production Unity «GEOPHIZIKA-NV», 23, bld. 2, Matrosskaya Tishina st., 107076, Moscow, Russia

<sup>2</sup>BMSTU (Mytishchi branch), 1, 1st Institutskaya st., 141005, Mytishchi, Moscow reg., Russia

maxxim98@yandex.ru

The method of registration of cardio signals and respiratory cycles according to the signals of the electroseismocardiography unit is outlined. It has been established that all types of signals recorded by the electroseismocardiography unit carry information about the human respiratory process. The necessary information channels of the electroseismocardiography unit were selected, which are necessary for assessing the functional state by biophysical signals. A comparison of the characteristics of respiratory envelopes obtained from different biophysical signals is performed. Functional relationships for determining the parameters of respiratory cycles are proposed. Signs of increments of characteristic parameters of respiration are calculated and analyzed. The tabular results of the assessment of the variability of respiratory cycles by indicators of coefficients of variation are presented. It is revealed that the increments of such breathing parameters as periods, duration of breaths and areas enclosed under the curves of respiratory cycles coincide in the largest number of cases for all types of signals, while the values of such parameters have the highest variability indicators.

**Keywords:** electrocardiography, seismocardiography, gyrocardiography, electroseismocardiography unit, respiratory cycle, variability

**Suggested citation:** Rulev M.E., Achildiev V.M. *Registratsiya, obrabotka i analiz informatsii s ehlektroseismokardiobloka dlya diagnostiki respiratornykh zabolevaniy* [Registration, processing and analysis of information from electroseismocardiography system for respiratory diseases diagnostics]. *Lesnoy vestnik / Forestry Bulletin*, 2023, vol. 27, no. 6, pp. 199–207. DOI: 10.18698/2542-1468-2023-6-199-207

## References

- [1] Uspenskiy V.M. *Informatsionnaya funktsiya serdtsa. Teoriya i praktika diagnostiki zabolevaniy vnutrennikh organov metodom informatsionnoy analiza elektrokardiosignalov* [Information function of the heart. Theory and practice of diagnosis of diseases of internal organs by the method of information analysis of electrocardiograms]. Moscow: Planeta, 2016, 296 p.
- [2] Paukkunen M. *Seismocardiography: Practical implementation and feasibility*. Aalto University publication series Doctoral Dissertations, 2014, 46 p.
- [3] Lehtonen E., Saraste A., Tuominen J., Koskinen J., Teräs M., Airaksinen J., Pänkäälä M., Koivisto T. Gyrocardiography: A New Noninvasive Monitoring Method for the Assessment of Cardiac Mechanics and the Estimation of Hemodynamic Variables. *Scientific Reports*, 2017, v. 7(1), pp. 1–11. DOI: 10.1038/s41598-017-07248-y
- [4] Achil'diyev V.M., Bedro N.A., Soldatenkov V.A., Yevseyeva YU.N., Gruzevich YU.K., Levkovich A.D., Basarab M.A., Konnova N.S. Cardioseismometer unit based on micromechanical sensors. 25th Saint Petersburg International Conference on Integrated Navigation Systems, 28–30 May, 2018, Saint Petersburg, Russia, pp. 272–281. DOI: 10.23919/ICINS.2018.8405892
- [5] D'Mello Y., Skoric J., Xu S., Roche P.J.R., Plant D.V., Lortie M., Gagnon S. Real-time cardiac beat detection and heart rate monitoring from combined seismocardiography and gyrocardiography. *Sensors*, 2019, v. 19(16), pp. 1–19. DOI: 10.3390/s19163472
- [6] Sieciński S., Kostka P.S., Tkacz E.J. Gyrocardiography: A review of the definition, history, waveform description, and applications. *Sensors*, 2020, v. 20(22), pp. 1–30. DOI: 10.3390/s20226675
- [7] Sieciński S., Kostka P.S., Tkacz E.J. Heart rate variability analysis on electrocardiograms, seismocardiograms and gyrocardiograms on healthy volunteers. *Sensors*, 2020, v. 20(16), pp. 1–16. DOI: 10.3390/s20164522
- [8] Achil'diyev V.M., Bedro N.A., Komarova M.N., Rulev M.E., Yevseyeva YU.N., Uspenskiy V.M., Gruzevich YU.K. Gyrocardiography unit for non-invasive human diseases diagnosis. 27th Saint Petersburg International Conference on Integrated Navigation Systems, 25–27 May, 2020, Saint Petersburg, Russia, pp. 1–7. DOI: 10.23919/ICINS43215.2020.9133891
- [9] Achil'diyev V.M., Gruzevich YU.K., Yevseyeva YU.N., Baldin A.V., Spasenov A.YU., Kucherov K.V., Rulev M.E., Shabayev R.G., Bedro N.A. *Sposob neinvazivnogo opredeleniya biofizicheskikh signalov* [Method of non-invasive determination of biophysical signals]. Pat. 2761741 of the Russian Federation, applicant and patent holder of SPU «Geophizika-NV», LLC «ARK Sistems», 2021, bul. no. 35.
- [10] Rulev M.E., Achildiev V.M., Batyrev YU.P. *Registratsiya i obrabotka biofizicheskikh signalov dlya neinvazivnoy diagnostiki zabolevaniy cheloveka* [Biophysical signals registration and processing for non-invasive diagnosis of human diseases]. *Lesnoy vestnik / Forestry Bulletin*, 2022, vol. 26, no. 3, pp. 137–146. DOI: 10.18698/2542-1468-2022-3-137-146.
- [11] Achil'diyev V.M., Gruzevich YU.K., Soldatenkov V.A., Bedro N.A., Evseeva YU.N., Komarova M.N., Rulev M.E., Uspenskiy V.M. Electrocardiography system for human diseases screening. *Nanoindustry*, 2020, no. S5–2, v. 13, pp. 583–593.
- [12] Klum M., Urban M., Tigges T., Pielmus A., Feldheiser A., Schmitt T., Orglmeister R. Wearable Cardiorespiratory Monitoring Employing a Multimodal Digital Patch Stethoscope: Estimation of ECG, PEP, LVET and Respiration Using a 55 mm Single-Lead ECG and Phonocardiogram. *Sensors*, 2020, v. 20(27), pp. 1–21. DOI: 10.3390/s20072033
- [13] Sayers B.M. Analysis of heart rate variability. *Ergonomics*, 1973, v. 16(1), pp. 17–32. DOI: 10.1080/00140137308924479
- [14] Rulev M.E., Achil'diev V.M., Gruzevich YU.K., Bedro N.A. *Pervichnaya obrabotka biofizicheskikh signalov elektroseismokardiobloka* [Primary processing of biophysical signals of an electroseismocardiography unit]. 29-th Saint Petersburg international conference on integrated navigation systems (ICINS), 2022, pp. 26–29.



- [15] Gruzevich Yu.K., Uspenskiy V.M., Achil'diyev V.M. *Elektrokardiobloki vysokogo razresheniya dlya skringing-indikatsii zabolovaniy vnutrennikh organov cheloveka* [High-resolution electrocardiography units for screening and indication of diseases of human internal organs]. *Informatsionnyye i telekommunikatsionnyye tekhnologii* [Information and telecommunication technologies], 2019, no. 40, pp. 39–46.
- [16] Soldatenkov V.A., Achil'diyev V.M., Gruzevich YU.K., Levkovich A.D., Bedro N.A., Komarova M.N., Yevseyeva YU.N., Basarab M.A., Konnova N.S., Uspenskiy V.M. *Elektroseismokardioblok dlya neinvazivnoy diagnostiki zabolovaniy cheloveka* [Electroseismocardiography system for non-invasive human diseases diagnosis]. 26-th Saint Petersburg international conference on integrated navigation systems (ICINS), 2019, pp. 233–236.
- [17] Soldatenkov V.A., Gruzevich YU.K., Achil'diyev V.M., Bedro N.A., Yevseyeva YU.N., Basarab M.A., Konnova N.S. *Seysmokardioblok i sposob izmereniya seysmokardiotsikla* [Seismic cardioblock and method of measurement of seismic cardiocycle]. Pat. 2679296 of the Russian Federation, applicant and patent holder of SPU «GEOPHIZIKA-NV», LLC «ARK Sistems», 2019, bul. 4.
- [18] Delphi – Embarcadero Website. Available at: <https://www.embarcadero.com/ru/products/delphi> (accessed 02.11.2022).
- [19] Bendat. J., Piersol. A. *Random data: analysis and measurement procedures*. New York, Wiley-Interscience, 1971, 407 p.
- [20] Paukkunen, M., Linnavuo, M., Sepponen, R. A Portable Measurement System for the Superior-Inferior Axis of the Seismocardiogram. *J. of bioengineering and biomedical science*, 2013, pp. 1–4. DOI: 10.4172/2155-9538.1000123
- [21] Sanyukevich L.I. *Kratkiy slovar 'fiziologicheskikh terminov* [A short dictionary of physiological terms]. Minsk: Hight School, 1992, 206 p.
- [22] Rulev M.E., Achil'diev V.M. *Registratsiya i metody obrabotki biofizicheskikh signalov dlya neinvazivnoy diagnostiki zabolovaniy cheloveka* [Registration and methods of processing biophysical signals for non-invasive diagnosis of human diseases]. Annual National Scientific and Technical Conference of the teaching staff, postgraduates and students of the Mytishchi branch of the Bauman Moscow State Technical University based on the results of research works for 2021. Conference materials. Under the general editorship of Sanaev V.G. Krasnoyarsk, 2022, pp. 150–152.
- [23] Achil'diyev V.M., Bedro N.A., Gruzevich YU.K., Evseeva YU.N., Komarova M.N., Rulev M.E., Soldatenkov V.A., Uspenskiy V.M. Gyrocardiography as a method of non-invasive diagnosis of diseases. *Nanoindustry*, 2020, no. S96–296, pp. 381–388.
- [24] MATLAB – MathWorks – MATLAB & Simulink Website. Available at: <https://www.mathworks.com/products/matlab.html> (accessed 05.11.2022).
- [25] Baevskiy R.M., Chernikova A.G. *Analiz variabel'nosti serdechnogo ritma: fiziologicheskie osnovy i osnovnye metody provedeniya* [Analysis of heart rate variability: physiological bases and basic methods of conducting]. *Cardiometry*, 2017, v. 10, pp. 66–76.

## Authors' information

**Rulev Maksim Evgenyevich**  — pg. of the BMSTU (Mytishchi branch), Engineer 1-st category of the «Scientific Production Unity GEOPHIZIKA-NV» Stock Company, maxxim98@yandex.ru

**Achil'diev Vladimir Mikhaylovich** — Cand. Sci. (Tech.), Chief designer of micronanoelectromechanical systems of the «Scientific Production Unity GEOPHIZIKA-NV» Stock Company, glmnems@gmail.com

Received 03.06.2023.

Approved after review 10.07.2023.

Accepted for publication 23.08.2023.

Вклад авторов: все авторы в равной доле участвовали в написании статьи  
Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов  
Authors' Contribution: All authors contributed equally to the writing of the article  
The authors declare that there is no conflict of interest