

DOI: 10.32603/1993-8985-2018-21-6-118-125

УДК 311.2, 616-71

**Е. Б. Григорьев, А. С. Красичков***Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина)  
ул. Профессора Попова, д. 5, Санкт-Петербург, 197376, Россия***Е. М. Нифонтов***Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И. П. Павлова  
ул. Льва Толстого, д. 6-8, Санкт-Петербург, 197022, Россия*

## ОЦЕНКА СТАТИСТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК МИОГРАФИЧЕСКОЙ ПОМЕХИ ПРИ МНОГОКАНАЛЬНОЙ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

**Аннотация.** Миографическая помеха является одной из самых распространенных помех, присутствующих в электрокардиосигнале. В случае использования нескольких отведений электрокардиосигнала миографическая помеха в разной степени оказывает влияние на каждое из отведений. Это влияние может быть учтено при построении алгоритмов обработки многоканальных записей электрокардиосигнала. Однако в существующей литературе недостаточно полно исследован анализ взаимосвязей отсчетов миографической помехи в различных отведениях электрокардиосигнала. Цель работы – эмпирическое исследование статистических характеристик миографической помехи, выделенной из зашумленных фрагментов электрокардиосигнала. Предложен метод выделения миографической помехи из записей электрокардиосигнала. Метод основан на полиномиальной аппроксимации фрагментов электрокардиосигнала в скользящем окне с последующим весовым усреднением перекрывающихся фрагментов. С использованием данного метода из многоканальных записей электрокардиосигнала были выделены фрагменты миографической помехи. На основе выделенных фрагментов подобрано совместное распределение отсчетов миографической помехи в двух смежных отведениях, а также исследованы корреляционные взаимосвязи между отсчетами миографической помехи в различных отведениях электрокардиосигнала. В результате установлено, что совместное распределение отсчетов миографической помехи в двух смежных отведениях в первом приближении может быть описано с помощью двумерного нормального закона. Кроме того, между отсчетами миографической помехи из двух смежных отведений могут наблюдаться довольно сильные корреляционные взаимосвязи.

**Ключевые слова:** электрокардиосигнал, миографическая помеха, коэффициент корреляции, коррелированный шум, длительное мониторирование

**Для цитирования:** Григорьев Е. Б., Красичков А. С., Нифонтов Е. М. Оценка статистических характеристик миографической помехи при многоканальной регистрации электрокардиосигнала // Изв. вузов России. Радиоэлектроника. 2018. № 6. С. 118–125. doi:10.32603/1993-8985-2018-21-6-118-125

**Eugene B. Grigoriev, Alexander S. Krasichkov***Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI"  
5, Professor Popov Str., 197376, St. Petersburg, Russia***Eugene M. Nifontov***Pavlov First Saint Petersburg State Medical University  
6-8, L'va Tolstogo Str., 197022, St. Petersburg, Russia*

## EVALUATION OF ELECTROMYOGRAPHIC NOISE STATISTICAL CHARACTERISTICS IN MULTICHANNEL ECG RECORDINGS

**Abstract.** Electromyographic noise is one of the most common noises in electrocardiogram. In case of several electrocardiogram leads, electromyographic noise affects each lead to different extent. It can be taken into account when developing algorithms for multilead electrocardiogram record processing. However, in the existing literature, there is no information about the relationship of electromyographic noise in various ECG leads and their joint probability distribution. The purpose of this paper is to study statistical characteristics of electromyographic noise in ECG

signal, from which the electromyographic noise is extracted. The paper proposes a method for extracting electromyographic noise from electrocardiogram signal, based on a polynomial approximation of electrocardiogram signal fragments in sliding window with overlapping fragment subsequent weight averaging. Using this method, fragments of electromyographic noise are extracted from multichannel electrocardiogram records. Based on the obtained data, a joint probability distribution function of electromyographic noise in two adjacent leads is selected, and the correlation relationships between the electromyographic noise in various ECG leads are investigated. The results show that the joint probability distribution function of electromyographic noise in two adjacent leads in the first approximation can be described using bivariate normal distribution. In addition, between the samples of electromyographic noise from two adjacent leads quite strong correlation relationships can be observed.

**Key words:** ECG signal, electromyographic noise, correlation coefficient, correlated noise, long-term ECG monitoring

**For citation:** Grigoriev E. B., Krasichkov A. S., Nifontov E. M. Evaluation of Electromyographic Noise Statistical Characteristics in Multichannel ECG Recordings. Journal of the Russian Universities. Radioelectronics. 2018, no. 6, pp. 118–125. doi: 10.32603/1993-8985-2018-21-5-118-125 (In Russian)

**Введение.** Длительное мониторирование электрокардиосигнала (ЭКС) является одним из основных методов исследования состояния сердечно-сосудистой системы человека из-за его методологической простоты, информативности и сравнительно дешевой проведения исследования [1].

В настоящее время в медицинской практике используются портативные электрокардиографы, позволяющие в течение 24 ч и более осуществлять многоканальную регистрацию ЭКС в условиях обычной жизнедеятельности пациента [2].

В регистрируемом ЭКС часто присутствуют различные шумы и помехи, связанные с физической активностью пациента, которые затрудняют последующий анализ записи как с помощью автоматизированных средств, так и при ручной обработке врачом [3]. Наиболее опасная и часто встречающаяся помеха – миографическая, которая возникает в результате активности скелетных мышц, расположенных вблизи измерительных электродов.

Проблемам построения модели миографической помехи посвящен ряд литературных источников [4]–[11], из которых следует, что миографическая помеха, присутствующая в  $i$ -м отведении электрокардиосигнала, представляет собой нормальный широкополосный шум с нулевым средним значением и дисперсией  $(\sigma_j^{(i)})^2$ , постоянной в пределах анализируемого  $j$ -го кардиоцикла. Однако вопрос построения модели, описывающей миографическую помеху, присутствующую одновременно в нескольких отведениях, остается открытым.

При многоканальной регистрации ЭКС электроды в смежных отведениях расположены довольно близко друг к другу вблизи одной мышечной группы, что приводит к наличию корреляционных взаимосвязей. При синтезе автоматизированных помехоустойчивых алгоритмов обработки

ЭКС необходимо знать совместное распределение миографической помехи в различных отведениях, а также учитывать корреляционные взаимосвязи миографической помехи, что представляет довольно сложную задачу, включающую в том числе и выделение шумовой составляющей из наблюдаемой реализации электрокардиосигнала.

Наиболее близкие работы в этой области – [12] и [13], в которых исследованы взаимосвязи между частотными характеристиками миографической помехи в смежных отведениях ЭКС с помощью функции когерентности. Было показано наличие корреляции между различными частотными составляющими, но приведенные результаты лишь косвенно подтверждают присутствие корреляционной взаимосвязи между отсчетами миографической помехи во временной области. Кроме того, в работах не освещен вопрос непосредственного нахождения взаимного коэффициента корреляции между отсчетами миографической помехи в различных отведениях.

Целью данной статьи является исследование статистических характеристик миографической помехи в различных отведениях ЭКС, в том числе определение функции совместного распределения отсчетов миографической помехи, а также исследования ее корреляционных взаимосвязей в различных отведениях, что позволит учитывать данную информацию при синтезе автоматизированных помехоустойчивых алгоритмов обработки электрокардиосигнала.

**Материалы и методы.** Исследование статистических характеристик миографической помехи производилось на основе анализа холтеровских записей ЭКС. Регистрация электрокардиосигнала осуществлялась с помощью 12-канального кардиомонитора "КАРДИОТЕХНИКА-07-3/12" фирмы "Инкарт" у 15 пациентов с ишемической болезнью сердца и у 10 здоровых индивидуумов в условиях стационара ПСПбГМУ им. акад. И. П. Павлова.

Для получения мониторограмм, содержащих миографическую помеху, при регистрации ЭКС испытуемыми целенаправленно осуществлялись различные виды физической нагрузки:

- статическое напряжение грудных мышц (испытуемый, сидя в офисном кресле, производил упор двумя руками в подлокотники кресла);
- подъем по лестнице на четвертый этаж;
- подъем гири правой и левой руками (данное упражнение выполнялось только здоровыми испытуемыми).

В качестве примера на рис. 1 показан фрагмент полученной записи электрокардиосигнала, содержащей миографическую помеху (шумовая составляющая), созданную при статическом напряжении грудных мышц, сидя в офисном кресле (штриховая линия – низкочастотная помеха, представляющая собой дрейф изоэлектрической линии).

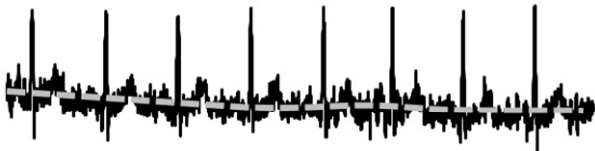


Рис. 1

На первом этапе исследования были получены многоканальные записи миографической помехи. Для выделения миографической помехи  $\hat{n}^{(i)}(q)$  в  $i$ -м отведении ЭКС был использован метод, основанный на вычитании из наблюдаемой реализации ЭКС  $y^{(i)}(q)$  оценки истинной формы электрокардиосигнала  $\hat{S}^{(i)}(q)$ :

$$\hat{n}^{(i)}(q) = y^{(i)}(q) - \hat{S}^{(i)}(q),$$

где  $q$  – номер отсчета.

Для оценки истинной формы ЭКС применяется метод, в основе которого лежит предположение о возможности довольно точной аппроксимации небольших фрагментов незашумленного электрокардиосигнала (размер которых много меньше длины кардицикла) с помощью полиномов второго порядка

$$S_k^{(i)}(q) = S^{(i)}(k+q-1) = b_{2,k}^{(i)}q^2 + b_{1,k}^{(i)}q + b_{0,k}^{(i)},$$

где  $q = 1, 2, \dots, I$ ,  $I$  – количество отсчетов во фрагменте;  $k = 1, 2, \dots, N - I + 1$  – номер фрагмента,  $N$  – количество отсчетов в ЭКС.

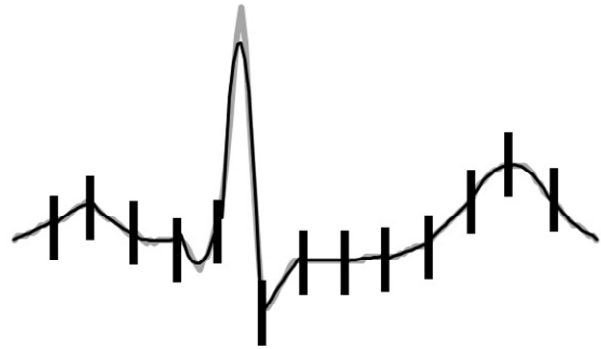


Рис. 2

На рис. 2 серой линией показан незашумленный кардицикл, толстыми вертикальными линиями – границы фрагментов, а черной линией – результат аппроксимации исходного кардицикла полиномами второго порядка в пределах фрагментов.

Таким образом,  $k$ -й фрагмент наблюдаемой реализации ЭКС будет описываться выражением

$$y_k^{(i)}(q) = S_k^{(i)}(q) + n_k^{(i)}(q) = b_{2,k}^{(i)}q^2 + b_{1,k}^{(i)}q + b_{0,k}^{(i)} + n^{(i)}(k+q-1).$$

Для нахождения оценок коэффициентов данного полинома можно воспользоваться методом наименьших квадратов

$$\hat{\mathbf{b}} = D\mathbf{y},$$

где матрица  $D$  равна  $D = A^{-1}G$ , причем

$$G = \begin{bmatrix} 1^2 & 2^2 & 3^2 & \dots & I^2 \\ 1 & 2 & 3 & \dots & I \\ 1 & 1 & 1 & \dots & 1 \end{bmatrix};$$

$$A = \begin{pmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ a_2 & a_3 & a_4 \\ a_3 & a_4 & a_5 \end{pmatrix}, \quad a_j = \sum_{q=1}^I q^{4-j+1}, \quad j = 1, 2, \dots, 5,$$

а  $\mathbf{y}$  представляет собой вектор со следующими элементами:

$$\mathbf{y} = [y_k(1) \quad y_k(2) \quad y_k(3) \quad \dots \quad y_k(I)]^T.$$

Таким образом, оценку истинной формы фрагмента ЭКС в некоторой точке  $q$  можно найти с помощью выражения

$$\hat{S} = \mathbf{q}^T D\mathbf{y},$$

$$\text{где } \mathbf{q} = [q^2 \quad q \quad 1]^T.$$

На рис. 3 серой линией показан зашумленный кардицикл, толстыми вертикальными линиями обозначены границы фрагментов, тонкой темной

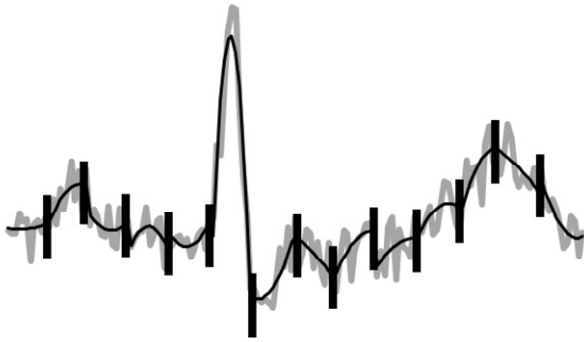


Рис. 3

линией – результат аппроксимации зашумленного кардиоцикла полиномами второго порядка в пределах фрагментов.

Кроме того, для лучшего подавления широкополосной помехи предлагается использовать взвешенное усреднение отсчетов от перекрывающихся аппроксимированных фрагментов. Тогда оценку истинной формы ЭКС можно найти аналогичным образом, например для  $I$ -го отсчета – с помощью выражения

$$\hat{S} = \mathbf{d}^T \mathbf{y},$$

где  $\mathbf{y} = [y_k(1) \ y_k(2) \ y_k(3) \ \dots \ y_k(2I-1)]^T$ ; элементы вектора  $\mathbf{d}$  определяются с помощью следующего выражения:

$$\mathbf{d}(i) = \sum_{j=\max(i-I+1,1)}^{\min(i,I)} \mathbf{f}_j [\min(i,I) - j + \max(i-I+1,1)]; \quad i = 1, 2, \dots, 2I-1,$$

причем векторы  $\mathbf{f}_j$  находятся при помощи выражения

$$\mathbf{f}_j = \mathbf{q}_{I-j+1}^T D \beta_{I-j+1}; \quad j = 1, 2, \dots, I,$$

где  $\mathbf{q}_{I-j+1} = [(I-j+1)^2 \ I-j+1 \ 1]^T$ ;  $\beta$  – весовые коэффициенты, для которых выполняется условие  $\sum_{x=1}^I \beta_x = 1$ .

С учетом изложенного выражение для оценки истинной формы ЭКС можно записать в общем виде:

$$\hat{S} = \mathbf{d} \otimes \mathbf{y},$$

где  $\mathbf{y} = [y(1) \ y(2) \ \dots \ y(N)]^T$ , а символ  $\otimes$  обозначает операцию свертки.

Предложенный метод выделения миографической помехи был рассмотрен в предположении об отсутствии дрейфа изоэлектрической линии. Однако данный подход может применяться и в случае наличия дрейфа изоэлектрической линии, так как возможно довольно точно полиномиально аппроксимировать небольшие фрагменты аддитивной суммы "чистого" сигнала и дрейфа изоэлектрической линии.

На рис. 4 представлен результат фильтрации предложенным способом. На рис. 4, а серой линией показан ЭКС, содержащий миографическую помеху и дрейф изоэлектрической линии (пунктирная линия), черной сплошной – результат фильтрации с помощью предложенного алгоритма. Рис. 4, б иллюстрирует различия истинного (незашумленного) ЭКС (серая линия) и его оценки (черная линия).

На основе описанной методики для каждого из рассматриваемых кардиоциклов проводилась оценка истинной формы и осуществлялось выделение миографической помехи. В качестве примера на рис. 5 приведены фрагменты исходной записи ЭКС из трех отведений V6, V4 и aVR, содержащие миографическую помеху, а также результат ее выделения. Для лучшей визуализации масштаб миографической помехи был увеличен.

Дальнейшее исследование распределения отсчетов миографической помехи проводилось на основе фрагментов миографической помехи, по-

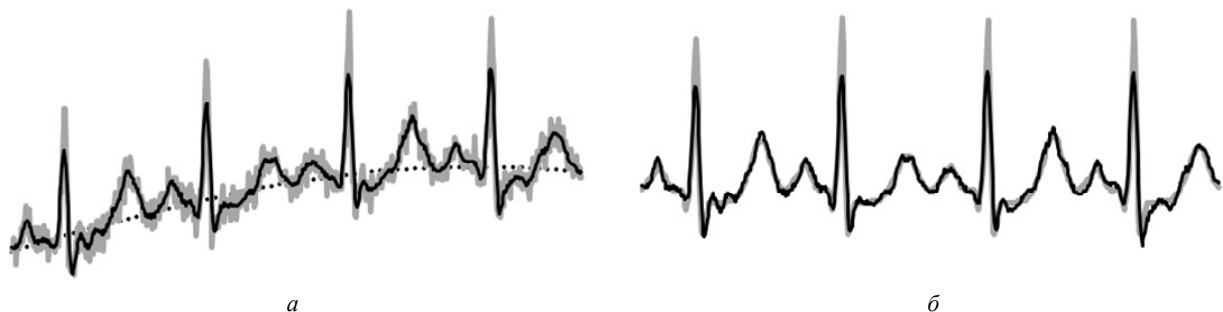


Рис. 4

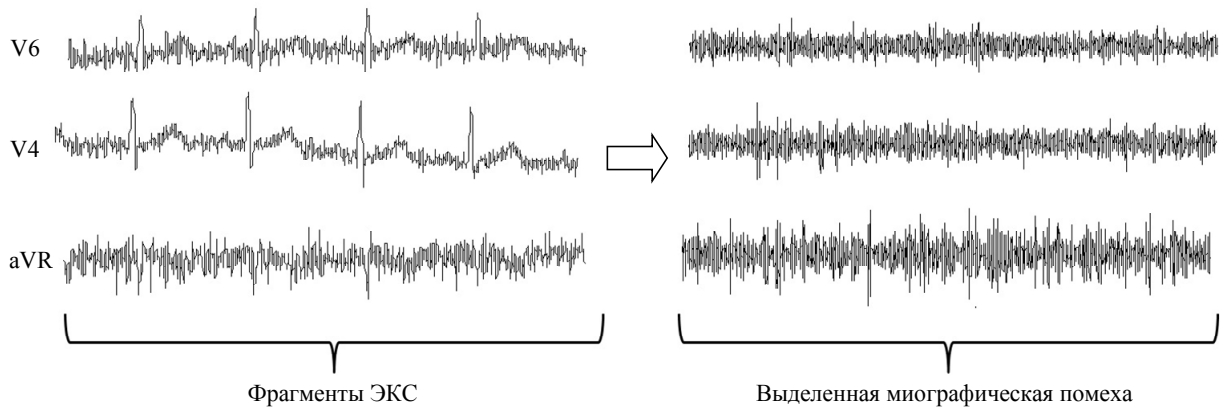


Рис. 5

лученных с помощью описанной процедуры. Кроме того, с учетом предположения о стационарности помехи в пределах кардиоцикла полученный случайный процесс нормировался делением каждого отсчета помехи на выборочное значение СКО помехи, рассчитанного в пределах кардиоцикла.

**Полученные результаты.** Было установлено, что эмпирическое распределение отсчетов миографической помехи может быть приближенно описано с помощью первых трех членов ряда Эджворта [14]

$$w(x) = w_n(x) \left[ 1 + \frac{\gamma_1}{3!} H_3 \left( \frac{x-m}{\sigma} \right) + \frac{\gamma_2}{4!} H_4 \left( \frac{x-m}{\sigma} \right) \right],$$

где  $w_n(x)$  – плотность вероятности нормального распределения со средним значением  $m$  и СКО  $\sigma$ ;  $H_3(x) = x^3 - 3x$  и  $H_4(x) = x^4 - 6x^2 + 3$  – многочлены Эрмита;  $\gamma_1 = \frac{\mu_3}{\sigma^3}$ ,  $\gamma_2 = \frac{\mu_4}{\sigma^4} - 3$  – коэффициенты асимметрии и эксцесса, причем  $\mu_3$  и  $\mu_4$  – центральные моменты третьего и четвертого порядков соответственно.

Кроме того, в первом приближении для описания плотности вероятности миографической помехи может быть использован первый член

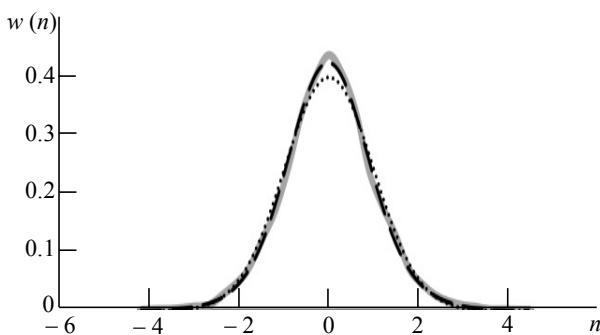


Рис. 6

ряда Эджворта, т. е. нормальное распределение. На рис. 6 серой сплошной линией показана эмпирическая плотность вероятности  $w(n)$  миографической помехи  $n$  в отведении V6; черной штриховой линией – ее приближение с помощью ряда Эджворта и черной пунктирной линией – с помощью нормального распределения.

Для установления вида совместного двумерного распределения отсчетов миографической помехи в смежных отведениях ЭКС были построены линии с одинаковым уровнем совместной плотности вероятности между отсчетами шума из смежных отведений для эмпирического распределения, а также теоретического двумерного нормального распределения со значениями параметров, рассчитанных на основании той же выборки.

На рис. 7 показаны линии с одинаковым уровнем совместной плотности вероятности между отсчетами шума  $n_1$  и  $n_2$  из двух смежных отведений:  $a$  – V4–V5;  $b$  – V5–V6.

Черные штриховые линии относятся к эмпирическому распределению отсчетов шума; сплошные серые линии – к теоретическому двумерному нормальному распределению с параметрами, полученными на основе имеющейся выборки.

Также были найдены значения совместных кумулянтов для двумерных распределений. Для распределений, представленных на рис. 5, в табл. 1 приведены значения данных совместных кумулянтов.

Близость к нулю совместных кумулянтов третьего и четвертого порядков, а также схожесть эмпирического и теоретического распределений позволили сделать допущение о том, что отсчеты шума  $\mathbf{n}(q)$  образуют нормальный случайный вектор. Причем отсчеты, взятые в разные моменты времени, считаются независимыми между собой

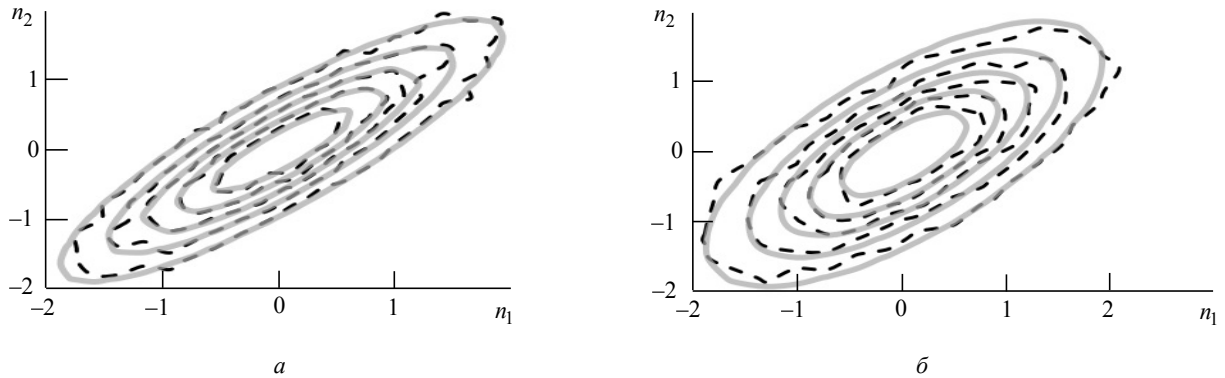


Рис. 7

Таблица 1

Смежные отведения	Кумулянтные коэффициенты второго порядка	Кумулянтные коэффициенты третьего порядка	Кумулянтные коэффициенты четвертого порядка
V3-V4	$\gamma_{11} = 0.755$	$\gamma_{30} = -0.096$ $\gamma_{21} = -0.012$ $\gamma_{12} = 0.004$ $\gamma_{03} = -0.073$	$\gamma_{40} = 0.531$ $\gamma_{31} = 0.296$ $\gamma_{22} = 0.254$ $\gamma_{13} = 0.241$ $\gamma_{04} = 0.355$
V5-V6	$\gamma_{11} = 0.612$	$\gamma_{30} = 0.018$ $\gamma_{21} = 0.075$ $\gamma_{12} = -0.068$ $\gamma_{03} = -0.175$	$\gamma_{40} = 0.085$ $\gamma_{31} = -0.029$ $\gamma_{22} = 0.014$ $\gamma_{13} = 0.041$ $\gamma_{04} = 0.214$

случайными величинами, однако отсчеты шума, взятые в один и тот же момент времени, могут быть коррелированными случайными величинами.

В качестве примера в табл. 2 приведены значения выборочного коэффициента корреляции между отсчетами миографической помехи в различных отведениях ЭКС пациента при выполнении нагрузки в виде статического напряжения грудных мышц.

Как следует из табл. 2, между шумовыми составляющими смежных отведений присутствует корреляция довольно большого уровня.

Аналогичные результаты были получены и при регистрации ЭКС в трех отведениях V4, V5 и V6 при выполнении описанных ранее упражнений. В данном случае электроды размещались в позициях, показанных на рис. 8.

Таблица 2

Отв.	I	II	III	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6
I	1.00	0.65	-0.67	-0.94	0.94	-0.02	0.05	-0.08	-0.04	-0.04	-0.02	-0.01
II	0.65	1.00	0.12	-0.88	0.35	0.74	0.63	0.53	0.48	0.57	0.62	0.66
III	-0.67	0.12	1.00	0.37	-0.89	0.75	0.55	0.62	0.52	0.61	0.64	0.67
aVR	-0.94	-0.88	0.37	1.00	-0.75	-0.33	-0.33	-0.20	-0.20	-0.24	-0.28	-0.30
aVL	0.94	0.35	-0.89	-0.75	1.00	-0.37	-0.23	-0.34	-0.27	-0.31	-0.32	-0.32
aVF	-0.02	0.74	0.75	-0.33	-0.37	1.00	0.79	0.77	0.67	0.79	0.84	0.89
V1	0.05	0.63	0.55	-0.33	-0.23	0.79	1.00	0.82	0.64	0.72	0.74	0.76
V2	-0.08	0.53	0.62	-0.20	-0.34	0.77	0.82	1.00	0.65	0.74	0.75	0.76
V3	-0.04	0.48	0.52	-0.20	-0.27	0.67	0.64	0.65	1.00	0.71	0.66	0.65
V4	-0.04	0.57	0.61	-0.24	-0.31	0.79	0.72	0.74	0.71	1.00	0.84	0.79
V5	-0.02	0.62	0.64	-0.28	-0.32	0.84	0.74	0.75	0.66	0.84	1.00	0.86
V6	-0.01	0.66	0.67	-0.30	-0.32	0.89	0.76	0.76	0.65	0.79	0.86	1.00

Таблица 3

Статическое напряжение				Подъем гири				Подъем по лестнице			
Отв.	V4	Y	V6	Отв.	V4	Y	V6	Отв.	V4	Y	V6
V4	1	-0.57	0.59	V4	1	-0.19	0.21	V4	1	0.07	0.31
Y	-0.57	1	-0.08	Y	-0.19	1	-0.03	Y	0.07	1	0.49
V6	0.59	-0.08	1	V6	0.21	-0.03	1	V6	0.31	0.49	1

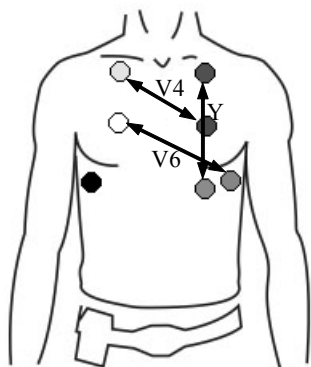


Рис. 8

В результате проведения измерений были получены значения коэффициента корреляции, представленные в табл. 3.

Как следует из экспериментальных данных, даже при использовании системы из трех отведе-

ний ЭКС, в которой нет общих электродов, как в системе из 12 отведений, существует значительная корреляционная взаимосвязь между отсчетами миографической помехи между определенными отведениями ЭКС.

**Заключение.** В статье описана методология выделения миографической помехи из записи электрокардиосигнала. Предложенный метод основывается на оценке истинной формы ЭКС с помощью аппроксимации в скользящем окне полиномами второго порядка. Показано наличие значимых корреляционных взаимосвязей между отсчетами миографической помехи в смежных отведениях ЭКС. Показана возможность аппроксимации совместной плотности вероятности отсчетов миографической помехи в двух смежных отведениях с помощью двумерного нормального закона распределения.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Нифонтов Е. М., Рудакова Т. Л., Салимьянова А. Г. Клинический анализ электрокардиограммы / под ред. В. А. Алмазова, Е. В. Шляхто. СПб.: Изд-во СПбГМУ, 2013. 86 с.
2. Национальные российские рекомендации по применению методики холтеровского мониторинга в клинической практике / Л. М. Макаров, В. Н. Комолятова, Е. В. Первова и др. // Рос. кардиол. журн. 2014. № 2 (106). С. 6–71.
3. Clifford G. D., Azuaje F., Mcsharry P. ECG Statistics, noise, artifacts, and missing data // Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis. 2006. Vol. 6. P. 55–99.
4. A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms / G. M. Friesen, T. C. Jannett, M. A. Jadalalah, S. L. Yates, S. R. Quint, H. T. Nagle // IEEE Transactions on Biomed. Engin. 1990. Vol. 37, № 1. P. 85–98.
5. Blanco-Velasco M., Weng B., Barner K. E. ECG signal denoising and baseline wander correction based on the empirical mode decomposition // Computers in Biology and Medicine. 2008. Vol. 38, № 1. P. 1–13.
6. Шакин В. В. Вычислительная электрокардиография. М.: Наука, 1981. 167 с.
7. Agante P. M., Marques de Sa J. P. ECG noise filtering using wavelets with soft-thresholding methods // Computers in Cardiology. 1999. № 26. P. 535–538.
8. A nonlinear bayesian filtering framework for ECG denoising / R. Sameni, M. B. Shamsollahi, C. G. Jutten, D. Clifford // IEEE Transactions on Biomed. Engin. 2007. Vol. 54, № 12. P. 2172–2185.
9. Красичков А. С. Анализ статистических закономерностей электрокардиосигнала // Биомед. радиоэлектроника. 2011. № 5. P. 18–23.
10. Shape anomaly detection under strong measurement noise: an analytical approach to adaptive thresholding / A. S. Krasichkov, E. B. Grigoriev, M. I. Bogachev, E. M. Nifontov // Physical Review E. 2015. Vol. 92, № 4. P. 1–9.
11. Krasichkov A. S., Grigoriev E. B., Nifontov E. M. Influence of myographic interference and isoelectric line drift on correlation coefficient in classification of cardiocomplexes // Biomed. Engin. 2015. Vol. 49, № 4. P. 220–223.
12. Santopietro R. F. The origin and characterization of the primary signal, noise, and interference sources in the high frequency electrocardiogram // Proc. of the IEEE. 1977. Vol. 65, № 5. P. 707–713.
13. Noise coherence in closely-spaced electrodes: the implications for spatial averaged ECG recordings / I. N. Turner, W. Wang, M. J. English, R. Vincent // J. of Med. Engin. & Technol. 1995. Vol. 19, № 5. P. 158–161.
14. Тихонов В. И. Статистическая радиотехника. М.: Радио и связь, 1982. 624 с.

Статья поступила в редакцию 15 ноября 2018 г.

**Красичков Александр Сергеевич** – кандидат технических наук (2006), доцент кафедры радиотехнических систем Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор 90 научных работ. Сфера научных интересов – статистическая радиотехника; методы обработки сигналов.

E-mail: krass33@mail.ru

**Григорьев Евгений Борисович** – магистр техники и технологии по направлению "Телекоммуникации" (2014), аспирант кафедры радиотехнических систем Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор 18 научных работ. Сфера научных интересов – статистическая радиотехника; методы обработки сигналов.

E-mail: l01777@mail.ru

**Нифонтов Евгений Михайлович** – доктор медицинских наук (2003), профессор (2009) Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. акад. И. П. Павлова. Автор более 150 научных работ. Сфера научных интересов – фундаментальная медицина; кардиология.

E-mail: nifontov@spmu.rssi.ru

## REFERENCES

1. Nifontov E. M., Rudakova T. L., Salim'yanova A. G. *Klinicheskii analiz elektrokardiogrammy* [Clinical Electrocardiogram Analysis]. Ed. by V. A. Almazov, E. V. Shlyakhto. SPb, *Izd-vo SPbGMU*, 2013, 86 p. (In Russian)
2. Makarov L. M. i dr. National Russian Recommendations on Holter Monitoring Method Application in Clinical Experience. 2014, no. 2 (106), pp. 6–71. (In Russian)
3. Clifford G. D., Azuaje F., Mcsharry P. ECG Statistics, Noise, Artifacts, and Missing Data. *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*. 2006, vol. 6, pp. 55–99.
4. Friesen G. M., Jannett T. C., Jadallah M. A., Yates S L., Quint S. R., Nagle H. T. A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1990, vol. 37, no. 1, pp. 85–98.
5. Blanco-Velasco M., Weng B., Barner K. E. ECG Signal Denoising and Baseline Wander Correction Based on the Empirical Mode Decomposition. *Computers in Biology and Medicine*. 2008, vol. 38, no. 1, pp. 1–13.
6. Shakin V. V. *Vychislitel'naya elektrokardiografiya* [Computational Electrocardiography]. Moscow, *Nauka*, 1981, 167 p. (In Russian)
7. Agante P. M., Marques de Sa J. P. ECG Noise Filtering Using Wavelets with Soft-Thresholding Methods. *Computers in Cardiology*. 1999, no. 26, pp. 535–538.
8. Sameni R., Shamsollahi M. B., Jutten C. G. Clifford D. A Nonlinear Bayesian Filtering Framework for ECG Denoising // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2007, vol. 54, no. 12, pp. 2172–2185.
9. Krasichkov A. S. Analysis of Electro-Diode Statistical Laws. *Journal Biomedical Radioelectronics*. 2011, no. 5, pp. 18–23. (In Russian)
10. Krasichkov A. S., Grigoriev E. B., Bogachev M. I., Nifontov E. M. Shape Anomaly Detection Under Strong Measurement Noise: an Analytical Approach to Adaptive Thresholding *Physical Review E*. 2015, vol. 92, no. 4, pp. 1–9.
11. Krasichkov A. S., Grigoriev E. B., Nifontov E. M. Influence of Myographic Interference and Isoelectric Line Drift on Correlation Coefficient in Classification of Cardiac Complexes. *Biomedical Engineering*. 2015, vol. 49, no. 4, pp. 220–223.
12. Santopietro R. F. The Origin and Characterization of the Primary Signal, Noise, and Interference Sources in the High Frequency Electrocardiogram // *Proceedings of the IEEE*. 1977, vol. 65, no. 5, pp. 707–713.
13. Turner I. N., Wang W., English M. J., Vincent R. Noise Coherence in Closely-Spaced Electrodes: the Implications for Spatial Averaged ECG Recordings. *Journal of Medical Engineering & Technology*. 1995, vol. 19, no. 5, pp. 158–161.
14. Tikhonov V. I. *Statisticheskaya radiotekhnika* [Statistical Radio Engineering]. Moscow, *Radio i svyaz'*, 1982, 624 p. (In Russian)

Received November, 15, 2018.

**Alexander S. Krasichkov** – Ph.D. in Engineering (2006), Associate Professor of the Department of Radio System of Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI". The author of 90 scientific publications. Area of expertise: statistical radio engineering; signal processing.

E-mail: krass33@mail.ru

**Evgene B. Grigoriev** – Master's Degree in Telecommunications (2014), Postgraduate Student of the Department of Radio System of Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI". The author of 18 scientific publications. Area of expertise: statistical radio engineering; signal processing.

E-mail: l01777@mail.ru

**Evgeny M. Nifontov** – D.Sc. in Medicine (2003), Professor (2009) of Pavlov First Saint Petersburg State Medical University. The author of more than 150 scientific publications. Area of expertise: fundamental medicine; cardiology.

E-mail: nifontov@spmu.rssi.ru