

Ю. В. Гришанович, Д. С. Потехин, С. Д. Потехин, И. Е. Тарасов

## ОБРАБОТКА МИОСИГНАЛОВ МЕТОДАМИ СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МОДИФИЦИРОВАННОЙ ВЕЙВЛЕТ-ФУНКЦИИ МОРЛЕ

*Yu. V. Grishanovich, D. S. Potehin, S. D. Potehin, I. E. Tarasov*

### MIOSIGNALS PROCESSING BY SPECTRAL ANALYSIS METHODS USING MODIFIED THE MORLE WAVELET FUNCTIONS

**А н н о т а ц и я. Актуальность и цели.** Анализ биомедицинских сигналов с учетом важности здравоохранения как отрасли и уровня развития современной вычислительной техники позволяет улучшить характеристики медицинских устройств по ряду направлений. В частности, регистрация электрических сигналов, возникающих в мышцах (миография), может быть использована как в диагностических целях, так и в спортивной медицине или для управления различными техническими устройствами: протезами, экзоскелетами и т.п. С технической точки зрения миосигналы являются сигналами с нестационарными параметрами, поэтому для их анализа необходимо разрабатывать и применять соответствующие методы. **Материалы и методы.** В статье предлагается обработка миосигналов с помощью вейвлет-анализа, модифицированной функцией Морле, обеспечивающей обработку сигналов с нестационарными параметрами с возможностью регулирования соотношения полосы пропускания и локализации во временной области. **Результаты.** Предложенная методика применяется для качественного распознавания миосигнала, снятого с бицепса в стационарном состоянии и с физической нагрузкой. В работе показана возможность идентификации сигналов, посланных мозгом от сигналов ответной реакции мышц на нагрузку. **Выводы.** Использование вейвлет-преобразования модифицированной функцией Морле пригодно для анализа миосигналов с нестационарными параметрами и позволяет определять их характеристики.

**Abstract. Background.** Analysis of biomedical signals, taking into account the importance of health care as an industry and the level of development of modern computing technology, allows to improve the characteristics of medical devices in a number of areas. In particular, the registration of electrical signals arising in the muscles (myography) can be used both for diagnostic purposes and in sports medicine or for controlling various technical devices: prostheses, exoskeletons, etc. From a technical point of view, the miosignals are signals with non-stationary parameters, therefore, for their analysis it is necessary to develop and apply appropriate methods. **Materials and methods.** The article proposes the processing of myosignals using wavelet analysis with a modified Morlet function, which provides processing of signals with non-stationary parameters with the ability to control the ratio of bandwidth and timeline location. **Results.** The proposed methods is used for the qualitative recognition of the myosignal taken from the biceps in a steady state and with physical load. The article shows the possibility of identifying the signals sent by the brain from the signals of the response of the muscles to the physical load. **Conclusions.** Using of the wavelet transform with the modified Morlet function is useful for myosignals analysis with non-stationary parameters and allows to determine their characteristics.

**К л ю ч е в ы е с л о в а:** миоцигнлы, цифровая обработка сигналов, вейвлет-преобразование, вейвлет-функция Морле.

**К e y w o r d s:** myosignals, digital signal processing, wavelet transform, Morlet wavelet function.

Любой процесс возбуждения, протекающий в живой ткани, всегда сопровождается возникновением и изменением в ней биоэлектрических потенциалов [1].

Задача использования биоэлектрических сигналов для управления техническими устройствами сводится, прежде всего, к разработке эффективных методов отведения биоэлектрических сигналов, созданию методов и средств усиления и декодирования этих сигналов с целью выделения полезной информации [2]. Основные требования к методам обработки сигналов на современном этапе развития вычислительных средств – это возможность обработки нестационарных сигналов; возможность применения быстрых алгоритмов и удобство аппаратной реализации; высокая адаптивность.

Для решения поставленной задачи часто используют цифровую фильтрацию миоцигнлов. Наиболее распространенными являются фильтры Бесселя, Баттерворта, Чебышева и др., а также класс фильтров, обладающих частотной характеристикой, получаемой с помощью операции прямого преобразования Фурье. Для устранения случайных шумов, в том числе шумов квантования, высокочастотных артефактов и помех, для сглаживания сигнала наиболее часто используется фильтрация скользящего среднего [3, 4]. Указанные виды фильтрации хорошо подходят для случаев, когда характеристики сигналов и помех являются стационарными и известными. Однако фильтры такого вида неприменимы в тех случаях, когда характеристики сигнала или шума изменяются во времени (большинство биомедицинских сигналов представляют собой нестационарные процессы).

Одна из проблем заключается в том, что непосредственный анализ миоцигнлов затруднен из-за чувствительности их параметров к месту и способу крепления датчиков, физиологических особенностей людей, таких как различное сопротивление кожи человека, различные уровни электрических сигналов и т.д. Все это не позволяет получать однозначных характеристик для разных людей.

Для решения задачи необходимо разрабатывать методики анализа миоцигнлов, обладающие минимальной чувствительностью к вышеперечисленным факторам, параметры которых будут адаптироваться к изменяющимся характеристикам сигнала и помех.

Кроме пороговых методов, в аналоговой технике часто используется дифференцирование, но такие методы в цифровой технике часто проигрывают методам, основанным на интегрировании [5].

Вейвлет-функции, обозначаемые как  $\psi(\tau)$ , занимают промежуточное положение между крайними случаями – дельта-функциями и бесконечными синусоидами и образуют некоторый набор функций, удовлетворяющий условиям:

– конечная амплитуда, т.е.

$$\psi(\tau) = 0 \text{ при } \tau \rightarrow \infty \text{ и } \tau \rightarrow -\infty; \quad (1)$$

– нулевое среднее значение, или

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \psi(\tau) d\tau = 0. \quad (2)$$

От вида базисных функций (вейвлет-функций) зависит возможность решения различных задач. Выбор вейвлет-функции для анализа конкретного сигнала является достаточно сложной задачей, от корректности решения которой в значительной степени зависит точность получаемых результатов и возможность их использования в последующих вычислениях. Ввиду того, что на вид вейвлет-функции не накладываются существенные ограничения, в настоящее время существуют различные их классы, обладающие специфическими свойствами. Обоснование выбора конкретной вейвлет-функции или ее синтез является необходимым этапом разработки способа цифрового анализа сигнала применительно к каждой конкретной задаче.

Вейвлет-преобразование заключается в вычислении интеграла вида

$$W_f(t, a) = \frac{1}{a} \int_{\tau_1}^{\tau_2} \psi\left(\frac{\tau-t}{a}\right) \cdot X(\tau) d\tau, \quad (3)$$

где  $t$  – время;  $a$  – масштаб вейвлет-функции;  $\psi(\tau)$  – вейвлет-функция;  $X(\tau)$  – исследуемый сигнал;  $\tau_1$  и  $\tau_2$  – границы интегрирования, которые обычно выбираются одинаковыми по модулю, т.е.  $-\tau_1 = \tau_2 = \tau_{гр}$ .

Таким образом, применение вейвлет-преобразования к некоторому входному сигналу позволяет получить его представление в виде элементарной функции  $\psi(\tau, a)$ , спектральная плотность которой может изменяться во времени. В этом состоит коренное отличие вейвлет-преобразования от преобразования Фурье, которое позволяет представить исследуемый сигнал только в виде суммы бесконечных гармонических рядов.

Можно выделить две большие группы: вейвлет-функции, предназначенные для анализа пространственных характеристик сигнала и предназначенные для анализа его частотных характеристик. Такое разграничение связано с принципом неопределенности, устанавливающим соотношение между длительностью сигнала  $\Delta t$  и его полосой частот  $\Delta f$ :

$$\Delta t \cdot \Delta f \geq \frac{1}{\pi}. \quad (4)$$

Поскольку выражение (4) является неравенством, имеется функция некоторого вида, обеспечивающая минимальное значение произведения длительности сигнала на его полосу частот. Такой функцией является, например, функция Гаусса вида

$$\psi(\tau) = e^{-\frac{(2\pi f_0 \tau)^2}{k}}, \quad (5)$$

где  $f_0$  – центральная частота;  $k$  – коэффициент затухания. Функция Гаусса обладает следующим свойством: функция ее спектральной плотности имеет тот же вид, что и исходная функция.

Однако использование функции Гаусса непосредственно для декомпозиции исследуемого сигнала малоэффективно, поскольку она является вещественной и, следовательно, непригодна для анализа сигналов с произвольной начальной фазой. Таким образом, для непрерывного вейвлет-анализа необходимо использование функции, сочетающей свойства синус-косинусного ряда Фурье и функции Гаусса. В теории вейвлет-анализа для этой цели предлагается использование вейвлет-функции Морле, ее классическое представление выражается формулой

$$\psi(x) = (\cos 5x + j \sin 5x) e^{-\frac{x^2}{2}}, \quad (6)$$

и вейвлет-преобразование имеет вид

$$W_f(t, a) = \frac{1}{a} \int_{-4\pi}^{+4\pi} \psi\left(\frac{x-t}{a}\right) f(x) dx, \quad (7)$$

но это представление не позволяет менять свойства вейвлет-функции Морле, поэтому ее приходится модифицировать к виду

$$\psi(\tau) = (\cos 2\pi f_0 \tau + j \sin 2\pi f_0 \tau) e^{-\frac{(2\pi f_0 \tau)^2}{k}}. \quad (8)$$

При этом в выражении (8) изменен смысл границ интегрирования, классически задаваемых в радианах, и масштаба  $a$ . В модифицированном виде границы интегрирования выражаются в единицах времени, коэффициент  $a$  имеет смысл масштабного коэффициента.

Пользуясь свойством коммутативности свертки, с учетом (8) можно переписать выражение (7)

$$W_f(t, a) = \frac{1}{a} \int_{-a}^{a} (\cos 2\pi f_0 \tau + j \sin 2\pi f_0 \tau) e^{-\frac{(2\pi f_0 \tau)^2}{k}} X(t - \tau) d\tau. \quad (9)$$

Выражение (9) описывает модифицированное вейвлет-преобразование функцией Морле, для которой границы интегрирования, выраженные в количестве полупериодов  $x$  анализируемого сигнала:

$$\pm \tau_{\text{гр}} = \pm x T = \pm x \frac{1}{f}, \quad (10)$$

где  $f$  и  $T$  – частота и период сигнала соответственно.

Соответствие классических и модифицированных границ:  $\pm 4\pi$  означает, что вейвлет-функция занимает четыре полупериода  $x$  [6].

Для отслеживания миосигналов в режиме реального времени предлагается применить спектральный анализ с использованием модифицированной вейвлет-функции Морле.

На рис. 1 показан миосигнал с бицепса мужчины, выполняющего упражнение с гантелями в 5 кг (сгибание руки в локтевом суставе до угла в  $90^\circ$  и разгибание ее).

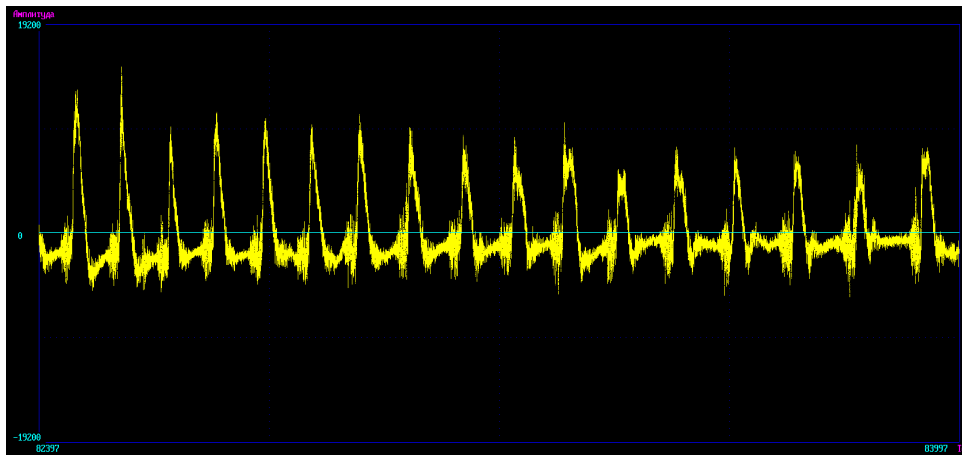


Рис. 1. Миосигнал, снятый с бицепса при многократном сгибании руки в локтевом суставе до угла в  $90^\circ$  с гантелями весом 5 кг

На рис. 2 показан результат вейвлет-анализа модифицированной функцией Морле. По оси абсцисс отложено время (порядка 100 с), по оси ординат – частота в герцах (частоты от 1 до 500 Гц). Цветом отображается интенсивность сигнала на определенной частоте в конкретный момент времени. Черный цвет соответствует полному отсутствию сигнала, далее красный, желтый и самый интенсивный – белый.

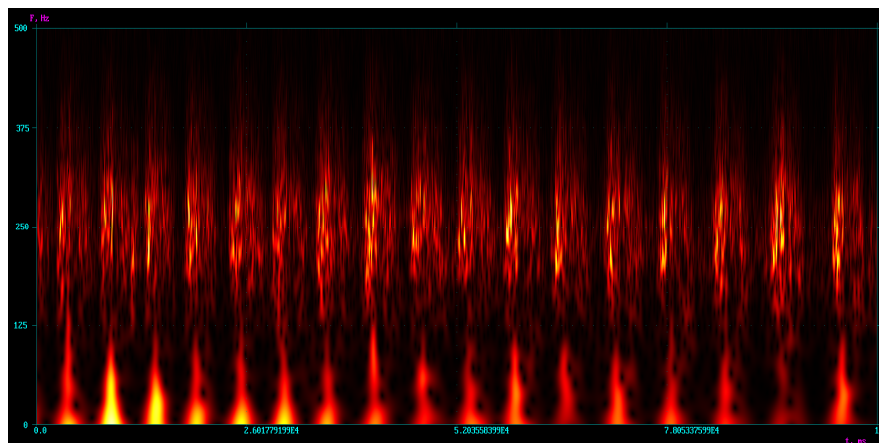


Рис. 2. Вейвлет-преобразование сигнала, представленного на рис. 1

Как видно, на рис. 2 просматривается максимум спектральной плотности на частотах около 250 Гц. Также можно отметить, что основной спектр расположен в диапазоне частот от 100 до 400 Гц. Для сравнения был проведен опыт со сгибанием руки в локтевом суставе без гантели (рис. 3). В низкочастотной области (ниже 100 Гц) также видны сигналы, которые будут описаны далее.

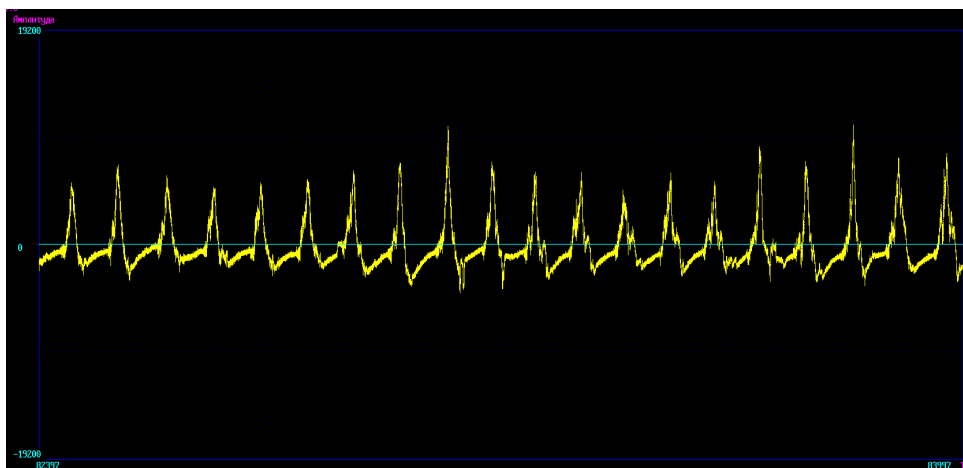


Рис. 3. Миосигнал, снятый с бицепса при многократном сгибании руки в локтевом суставе до угла в  $90^\circ$  без гантели

При сравнении миосигналов, представленных на рис. 1 и 3, можно отметить меньший уровень шума на последнем сигнале. Амплитуда сигналов существенно не отличается. Более того, если на сигналы наложить фильтры нижних частот, то сигналы будут неразличимы. Но сравнение вейвлет-анализов этих сигналов (рис. 2 и 4) дает качественное изменение картины.

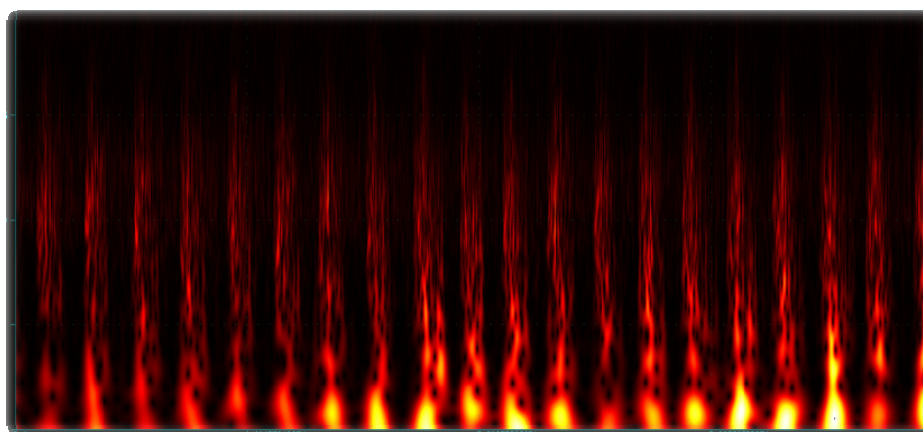


Рис. 4. Вейвлет-преобразование сигнала, представленного на рис. 3

Главное, на что следует обратить внимание, – это отсутствие ярко выраженного максимума на частоте 250 Гц. Ниже 100 Гц частоты имеют одинаковую интенсивность. Сравнение графиков и их спектров позволяет сделать предположение, что низкочастотный сигнал характеризует сигнал к сокращению мышцы, а более высокочастотные компоненты сигнала характеризуют отклик мышц на реальную нагрузку.

Для дальнейшего исследования был проведен опыт со статической нагрузкой бицепса гантелей весом 5 кг (рис. 5).

График миосигнала на рис. 5 похож на белый шум [7]. В центре можно отметить произвольное сокращение мышцы. На рис. 6 приведен вейвлет-анализ миосигнала, представленного на рис. 5.

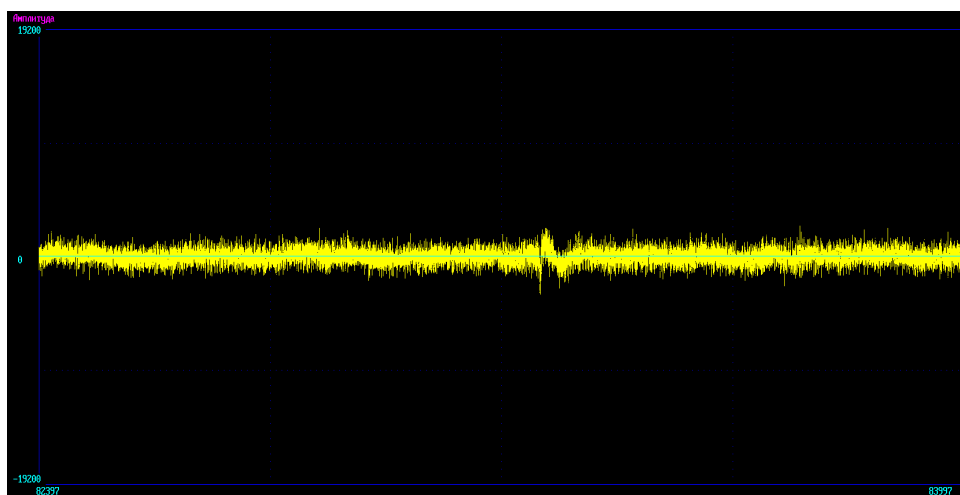


Рис. 5. Миосигнал, снятый с бицепса при статической нагрузке гантелей весом 5 кг

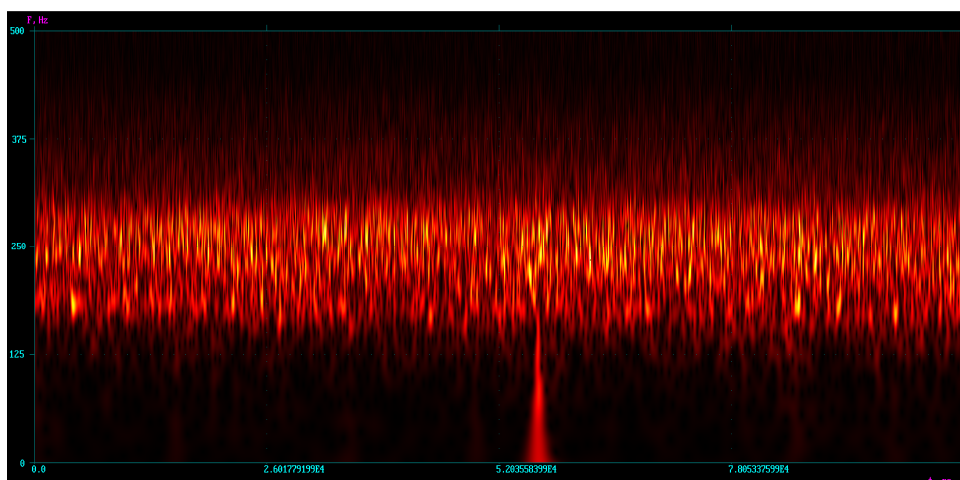


Рис. 6. Вейвлет-преобразование сигнала, представленного на рис. 5

Сравнительный анализ рис. 2 и 6 показывает, что в момент одинаковой нагрузки спектры имеют высокую степень сходства. Просматривается спектральный максимум на частоте близкой к 250 Гц. Таким образом, вид спектра может указывать на величину нагрузки, приложенной к мышцам.

Таким образом, применение модифицированной вейвлет-функции Морле для цифровой обработки миосигналов позволяет по анализу спектров качественно распознать миосигналы, снятые с бицепса в стационарном состоянии и с нагрузкой. В работе показана возможность идентификации сигналов, посланных мозгом от сигналов, ответной реакции мышц на нагрузку. Дальнейшие исследования в этой области с помощью разработанной методики направлены на определение различной нагрузки на разные виды (группы) мышц.

#### **Библиографический список.**

1. Физиология человека / под ред. Г. И. Косицкого. – 3-е изд., перераб. и доп. – Москва, 1985. – 544 с.
2. Кобринский, А. Е. Использование биотоков для целей управления / А. Е. Кобринский // Энергетика и автоматика. – 1959. – № 3.
3. Федотов, А. А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга / А. А. Федотов, С. А. Акулов. – Москва : Радио и связь, 2013. – 248 с.
4. Давыдов, А. В. Цифровая обработка сигналов: Тематические лекции. – Екатеринбург : УГГУ, ИГиГ, 2007. – URL: <http://www.prodav.narod.ru/dsp/index.html>

5. Потехин, Д. С. Интегральный метод восстановления векторной диаграммы в системах цифровой обработки данных / Д. С. Потехин // Системы управления и информационные технологии. – 2011. – № 2.1 (44). – С. 161–164.
6. Потехин, Д. С. Влияние коэффициентов и пределов интегрирования вейвлет-функции Морле на точность результатов анализа гармонических сигналов с нестационарными параметрами / Д. С. Потехин, И. Е. Тарасов, Е. П. Тетерин // Научное приборостроение. – 2002. – № 1, т. 12. – С. 90–95.
7. Потехин, Д. С. Влияние белого шума на точность определения амплитуды и фазы гармонических сигналов с использованием вейвлет-преобразования функцией Морле / Д. С. Потехин // Системы управления и информационные технологии. – 2009. – № 4.1 (38). – С. 180–183.

**Гришанович Юлия Васильевна**

кандидат технических наук, доцент,  
кафедра физики,  
Ковровская государственная  
технологическая академия им. В. А. Дегтярева  
(Россия, г. Ковров, ул. Маяковского, 9)  
E-mail: ulagri.kovrov@mail.ru

**Grishanovich Yuliya Vasilevna**

candidate of technical sciences, associate professor,  
sub-department of physics,  
Kovrov State Technological Academy  
named after V. A. Degtyarev  
(9 Mayakovskogo street, Kovrov, Russia)

**Потехин Дмитрий Станиславович**

доктор технических наук, профессор,  
кафедра корпоративных информационных систем,  
Российский технологический университет МИРЭА  
(Россия, г. Москва, проспект Вернадского, 78)  
E-mail: msyst@msyst.ru

**Potehin Dmitry Stanislavovich**

doctor of technical sciences, professor,  
sub-department of corporate informational systems,  
Russian Technological University MIREA  
(78 Vernadskogo avenue, Moscow, Russia)

**Потехин Сергей Дмитриевич**

инженер,  
ООО «Бизнес-объединение  
Измерительные системы»  
(Россия, г. Ковров, ул. Еловая, 92)  
E-mail: vexilurz@gmail.com

**Potehin Sergey Dmitrievich**

engineer,  
LLC «Business Association Measuring Systems»  
(92, Elovaya street, Kovrov, Russia)

**Тарасов Илья Евгеньевич**

доктор технических наук, профессор,  
кафедра корпоративных информационных систем,  
Российский технологический университет МИРЭА  
(Россия, г. Москва, проспект Вернадского, 78)  
E-mail: ilya\_e\_tarasov@mail.ru

**Tarasov Ilya Evgenievich**

doctor of technical sciences, professor,  
sub-department of corporate informational systems,  
Russian Technological University MIREA  
(78 Vernadskogo avenue, Moscow, Russia)

**Образец цитирования:**

Гришанович, Ю. В. Обработка миосигналов методами спектрального анализа с использованием модифицированной вейвлет-функции Морле / Ю. В. Гришанович, Д. С. Потехин, С. Д. Потехин, И. Е. Тарасов // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2019. – № 1 (27). – С. 71–77. – DOI 10.21685/2307-5538-2019-1-10.