

УДК 519.24

ЭНЕРГЕТИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ДИСКРЕТНОГО ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ: ПРИМЕНЕНИЕ К ТРИБОЛОГИЧЕСКИМ И ФИЗИОЛОГИЧЕСКИМ СИГНАЛАМ

В.М. Мусалимов, О.Е. Дик, А.Е. Тюрин

Рассматривается задача анализа нестационарных сигналов, полученных при различных экспериментальных условиях. Предложен новый метод оценивания параметров спектральной плотности энергии сигнала и его детализирующих компонентов, полученных при дискретном вейвлет-разложении сигнала. Эффективность метода проверена при исследовании профилограмм поверхностей металлических образцов и кинетического тремора, возникающего при поддержании изометрического усилия руки человека. Анализ параметров для профилограммы позволяет выявить энергетическую структуру слоев поверхности трения, а для тремора – достоверно различать процессы поддержания усилия руки здорового человека и больного с нарушениями двигательной активности.

Ключевые слова: вейвлет-преобразование, спектральная плотность энергии сигнала, кумулята, параметры действия.

Введение

Вейвлет-преобразование широко используется для решения широкого класса задач, связанных с подавлением шумов, сжатием больших объемов информации, анализом геофизических полей и сигналов, анализом электрокардиограмм, рентгенограмм и томограмм мозга [1–3]. С подобными задачами сталкиваются, например, в трибологии при изучении процессов трения и изнашивания. Так, при создании модели трения необходимо учитывать множество влияющих факторов (физические и химические свойства поверхностей, загрязнения, упрочнения и др.), наиболее значимые из которых оп-

ределяют функциональные свойства поверхностей [4]. Стандартные критерии, такие как Ra , Rz [5] для различных профилей, могут иметь одинаковые значения, в то время как функциональные свойства, проявляющиеся при трении этих поверхностей, могут значительно отличаться.

Эти технологии используются при анализе кинетического тремора, возникающего в процессе поддержания изометрического усилия руки здорового человека и больного с нарушением двигательной активности [6]. Нормальный физиологический тремор характеризуется частотами в пределах 8–12 Гц и малой амплитудой, практически невидимой невооруженным глазом [7]. Изометрические усилия, стресс и усталость приводят к увеличению амплитуды тремора через периферические адренорецепторы, вызывающие возрастающую синхронизацию моторных волокон [8]. Эластическая нагрузка пальцев рук здорового человека требует тщательного контроля положения пальцев. В этих условиях к колебаниям диапазона 10 Гц добавляется тремор диапазонов 20 и 40 Гц [9]. Исследования паркинсонического тремора также подтверждают, что различным частотам соответствуют специфические уровни управления движениями, так как у больных с синдромом паркинсонизма наблюдается патологический тремор с частотой 3–6 Гц и отсутствуют частоты, превышающие 15 Гц [10]. После введения противопаркинсонических препаратов, уменьшающих паркинсонические симптомы, у этих больных возникает тремор на частоте 40 Гц, исчезающий после отмены препаратов, подтверждая, что высокочастотная нейрональная активность играет некоторую роль в управлении движениями, и эта активность нарушается при паркинсонизме [9]. Тремор, возникающий в процессе поддержания изометрического усилия руки, т.е. без движения пальцев в пространстве, различается по амплитуде для здорового и больного человека, но незначительно отличается по частоте в диапазоне 5–12 Гц, порождая трудности в различении частотных спектров.

Цели настоящей работы: 1) предложить метод оценки спектральной плотности энергии нестационарного сигнала; 2) проверить эффективность метода при исследовании динамической системы – шероховатости поверхности трения металлических материалов и кинетического тремора, возникающего в процессе поддержания изометрического усилия руки здорового человека и больного с синдромом паркинсонизма.

1. Методы исследования

1.1. Исследование шероховатости поверхности трения

Исследуемый сигнал – профилограмма, которая представляет собой дискретный ряд значений пиков и впадин рельефа. Для каждого из пяти образцов одномерный сигнал содержал 3500 отсчетов с 1,75 мм поверхности. За одну секунду профилограф проходил 0,25 мм поверхности, записывая новое значение через каждые 0,5 мкм с частотой дискретизации 1000 Гц.

В качестве исследуемого материала использовался латунный сплав ЛС59. Поверхность образцов была отшлифована до шероховатости $Ra=0,22$. С помощью профилографа записывался профиль поверхности образцов до и после процессов трения, смоделированных для металла ЛС59. Испытуемые образцы осуществляют возвратно-поступательное движение относительно друг друга, при этом можно изменять скорость относительного перемещения образцов и величину нагружения – силу взаимодействия, меняя тем самым интенсивность трения или износа.

1.2. Исследование кинетического тремора

Эксперименты были проведены на 9 здоровых испытуемых в возрасте от 40 до 52 лет и 9 больных с синдромом паркинсонизма в возрасте от 51 до 58 лет. Испытуемые сидели за столом перед монитором и нажимали пальцами выпрямленных рук на платформы с тензочувствительными датчиками, которые преобразовывали силу давления

каждой руки в электрический сигнал. Жесткость платформ обеспечивала регистрацию усилия в изометрическом режиме, т.е. без движения пальцев в пространстве. Длительность регистрации составляла 30 с, частота дискретизации – 100 Гц. Регистрируемая траектория изометрического усилия содержала медленный тренд и быструю произвольную компоненту (тремор). Эта компонента была выделена из полученной траектории с помощью процедуры MATLAB, которая использует пороговую обработку вейвлет-коэффициентов по принципу Штейна (несмещенной оценки риска).

1.3. Вейвлет-преобразование и кратномасштабный анализ [11, 12]

Для дискретного сигнала $\{x(t_i)\}_{i=1}^N$ конечной длины N вейвлет-преобразование вычисляется для дискретных значений параметров масштаба $a=2^j$ и сдвига $b=k \cdot 2^j$, где k, j – целые числа, а семейства вейвлетов и масштабирующих функций имеют вид

$$\psi_{j,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \psi\left(\frac{t}{2^j} - k\right), \quad \phi_{j,k}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \phi\left(\frac{t}{2^j} - k\right).$$

Тогда дискретное преобразование сигнала на j -уровне разложения представляет собой суперпозицию вейвлетов и масштабирующих функций:

$$W_j = \sum_{k_0}^{K_{\max}} a_{j,k} \phi_{j,k}(t) + \sum_{k_0}^{K_{\max}} d_{j,k} \psi_{j,k}(t), \quad k_{\max} \leq 2^j - 1, \quad j = 0, 1, \dots, m, \quad m = \text{float}(\log_2 N)$$

Для вычисления вейвлет-коэффициентов $a_{j,k}$ и коэффициентов при масштабирующих функциях $d_{j,k}$, которые задаются интегралами

$$a_{j,k} = \int x(t) \phi_{j,k}^*(t) dt, \quad d_{j,k} = \int x(t) \psi_{j,k}^*(t) dt,$$

используется каскадный алгоритм [13], а для восстановления сигнала по известному набору коэффициентов – каскадный алгоритм обратного вейвлет-преобразования. В итоге анализируемый сигнал равен сумме сглаженной компоненты последнего уровня (A_m) и деталей всех уровней (D_m, \dots, D_1):

$$x(t_i) = A_m(t_i) + D_m(t_i) + \dots + D_1(t_i) = \sum_{k=0}^{k_{\max}} a_{m,k} \phi_{m,k}(t) + \sum_{j=1}^m \sum_{k=0}^{k_{\max}} d_{j,k} \psi_{j,k}(t).$$

Для анализа полученных компонент сигнала обычно используется быстрый алгоритм дискретного преобразования Фурье с последующим оцениванием спектральной плотности энергии этих компонент.

1.4. Метод оценки энергетических характеристик спектральной плотности энергии нестационарного сигнала

Найденные компоненты сигнала D_m, \dots, D_1 в явной форме не несут информации о характеристиках процесса. Для получения данных об энергетических характеристиках процесса используем методы цифрового спектрального анализа [14]. Спектр сигнала показывает распределение амплитуды сигналов по частотам. Для получения спектра использован алгоритм быстрого преобразования Фурье.

Спектральная плотность энергии сигнала равна квадрату Фурье-преобразования сигнала, $E(f) = |X(f)|^2 = \left| \int x(t) e^{-2\pi i f t} dt \right|^2$, где $X(f)$ – спектр сигнала, и описывает распределение энергии сигнала по частоте. Накопление спектральной плотности энергии, называемое полной энергией сигнала, в пределах полосы частот (f_1, f_2) определяется интегралом

$$E = \int_{f_1}^{f_2} E(f) df.$$

Полная энергия определяет количественное значение энергии, распределенной по всему спектру. Для дискретного сигнала $\{x(t_i)\}_{i=1}^N$ полная энергия представляет собой сумму

$$C = \sum_{i=0}^N |E(f)_{i+1} - E(f)_i|,$$

где $E(f)_i$ – спектральная плотность энергии, соответствующая дискретному значению $x(t)_i$ и частоте f_i . Примеры графиков спектральной плотности энергии и накопления энергии представлены на рис. 1, а, б.

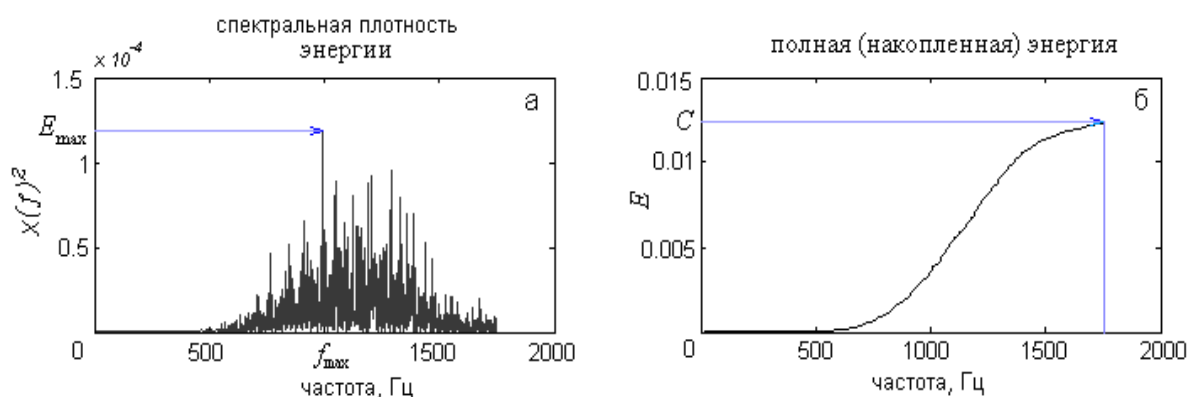


Рис. 1. Примеры графиков спектральной плотности энергии и накопленной энергии: E_{\max} – максимальное значение спектральной плотности энергии, f_{\max} – соответствующее ему значение частоты, C – предельное значение кумуляты

Обозначим через E_{\max} максимальное значение спектральной плотности энергии, а через f_{\max} – значение частоты, соответствующее максимальному значению спектральной плотности. Обозначим через C значение полной энергии, соответствующее максимальному накоплению энергии (рис. 1, б). В качестве энергетических характеристик спектральной плотности энергии рассмотрены следующие величины:

$$h_1 = \frac{C}{(f_2 - f_1)f_{\max}}, \quad h_2 = \frac{E_{\max}}{f_{\max}}.$$

Параметр h_1 определяет связь между уровнем максимального накопления энергии сигнала, отнесенного к частоте, соответствующей максимальному значению спектральной плотности энергии, и интервалом частот, на котором накоплена энергия. Параметр h_2 описывает отношение максимального значения спектральной плотности энергии к соответствующему значению частоты. При дискретном вейвлет-разложении анализируемый сигнал (профилограмма или кинетический тремор) был равен сумме сглаженной компоненты последнего, шестого уровня (A_6) и деталей всех уровней (D_6, \dots, D_1). В качестве материнского вейвлета был использован вейвлет Добеши $db4$ с центральной частотой $Fr=0,7143$ Гц. Частота, соответствующая j -му уровню разложения, вычислялась по формуле $Fr_j = \frac{f_r f_s}{2^j}$, $j = 0, \dots, 6$, где j – частота дискретизации. На каждом уровне разложения отфильтровывались частоты, превышающие значение Fr_j .

2. Результаты обработки профилограмм

Профилограмма, записанная с поверхности образцов до взаимодействия, представлена на рис. 2, а. Рис. 2, б отражает профиль нижнего образца после взаимодействия, а рис. 2, в – профиль верхнего образца после взаимодействия. Значения стандартных характеристик приведены в табл. 1.

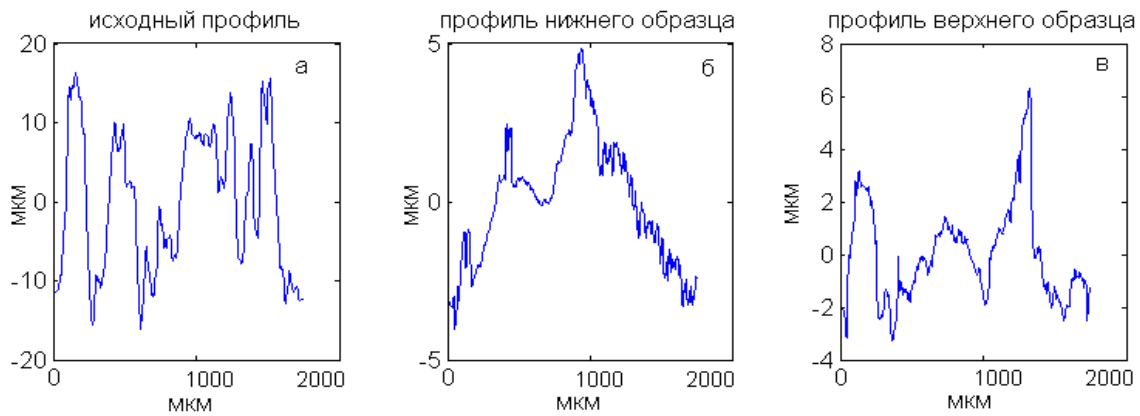


Рис. 2. Профилограмма, записанная с поверхности образцов: а – профилограмма до взаимодействия, б – профилограмма нижнего образца после взаимодействия, в – профилограмма верхнего образца после взаимодействия

стандартные характеристики	пара трения		пара трения		исходный профиль
	нижний	верхний	нижний	верхний	
Ra , мкм	0,63	1,41	1,14	2,25	0,22
Rz , мкм	2,95	6,26	6,62	8,97	1,23

Таблица 1. Стандартные параметры оценки профилограмм

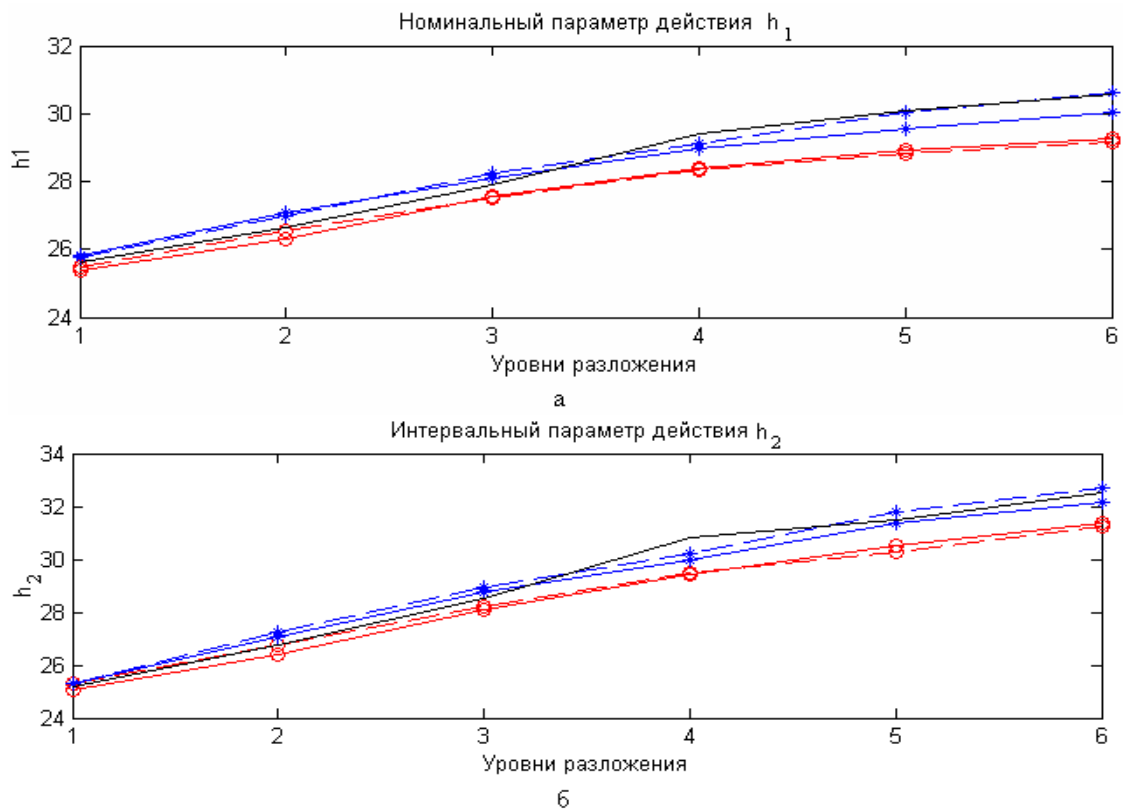


Рис. 3. Зависимости энергетических параметров от уровня разложения: а – номинальный параметр действия, б – интервальный параметр действия; сплошная линия – для исходного профиля, (о): штрихпунктирная линия – верхняя поверхность, сплошная линия – нижняя поверхность; (*): штрихпунктирная линия – верхняя поверхность, сплошная линия – нижняя поверхность

Процессы трения напрямую связаны с явлениями диссипации энергии – в первую очередь, с разрушением устойчивой поверхностной структуры и захватом все новых слоев вглубь поверхности. Представление сигнала профиля на разных частотах подразумевает рассмотрение разных слоев поверхности. Первый уровень соответствует «микрошероховатости» и получен на частоте 732 Гц, остальные слои рассматривают меньшие детали рельефа, соответствующие меньшим частотам. Графики зависимостей параметров h_1 и h_2 от уровня разложения приведены на рис. 3, а, б.

Значения коэффициентов в логарифмическом масштабе соответствуют энергии каждого уровня поверхности. Энергии верхних и нижних образцов различаются на порядок, что соответствует неравномерному износу верхнего и нижнего образцов: нижний образец истирается быстрее. Прослеживается разброс энергий на разных уровнях, что соответствует различному влиянию компонент рельефа в процессе трения.

Эти графики позволяют оценить различие в константах h_1 и h_2 . Параметр h_2 характеризуется большей информативностью в рассмотрении энергий более низкого порядка и показывает более точное изменение энергии, характерное для микроуровней верхних и нижних образцов.

3. Результаты обработки физиологического и паркинсонического тремора

Примеры быстрой произвольной компоненты (тремора) траектории изометрического усилия, полученные для здорового человека и больного с синдромом паркинсонизма до и после введения антипаркинсонического препарата Levodopa, приведенные на рис. 4, демонстрируют двухкратные отличия по амплитуде для здорового и больного человека и отсутствие видимых отличий по частоте.

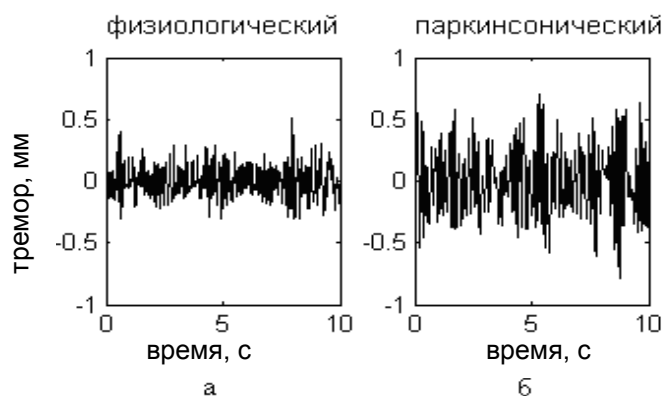


Рис. 4. Примеры тремора траектории изометрического усилия, полученные для здорового человека и больного с синдромом паркинсонизма

Средние по девяти испытуемым значения энергетических параметров h_1 и h_2 в полулогарифмическом масштабе представлены в зависимости от уровня разложения на рис. 5, а, б. Оба параметра возрастают на каждом последующем уровне разложения. Для здоровых испытуемых средние значения h_1 и h_2 меньше значений, полученных для больных. Наибольшие (на два порядка) отличия наблюдаются на втором уровне разложения, т.е. для высокочастотных деталей. При возрастании уровня разложения низкочастотные детали отличаются меньше. Через 1 час после введения антипаркинсонического препарата Levodopa средние значения h_1 и h_2 для больных уменьшаются на всех уровнях разложения.

Таким образом, предложенные энергетические характеристики «чутко улавливают» изменения в состоянии человека и могут служить критерием отличия спектральной плотности энергии детализирующих компонент разложения практически неотличимых исходных сигналов.

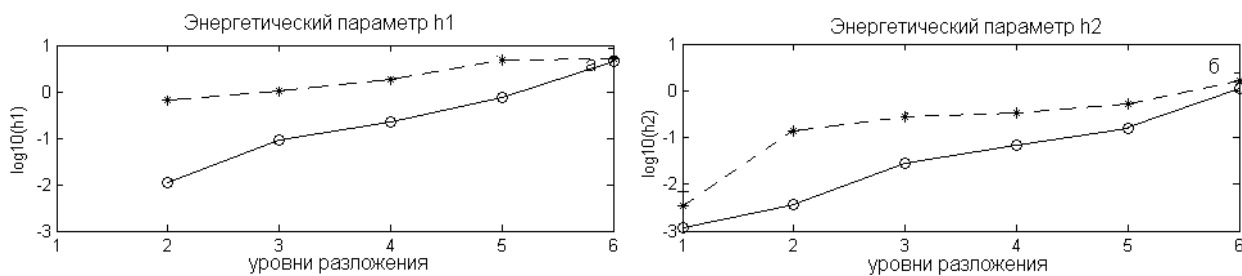


Рис. 5. Зависимости энергетических параметров от уровня разложения:
 а – номинальный параметр действия, б – интервальный параметр действия; сплошная линия – для здоровых испытуемых, штрихпунктирная – для больных

Заключение

1. Внедрение данного метода исследования в анализ профилограмм позволяет, используя лишь анализ профилограммы, записанной с поверхности образца, исследовать внутреннюю энергетическую структуру поверхности трения.
2. Определение внутренней энергетической структуры поверхности позволит в будущем оптимизировать применение методов обработки поверхностей трущихся деталей в механизмах и приборах, а также выявить уровни поверхности, изменяющиеся в процессе трибовзаимодействия наиболее сильно.
3. Каждому из уровней разложения можно поставить в соответствие слой поверхности (например, слой загрязнений, адсорбированный газ, окислы, слой упрочнения, подложка) и проследить взаимовлияние этих слоев.
4. Энергетические параметры позволяют не только достоверно различать энергетические спектры детализирующих компонент вейвлет-разложения кинетического тремора, возникающего в процессе поддержания изометрического усилия руки здорового человека и больного с нарушениями двигательной активности, но и сопоставить изменение состояния больного, связанное с лекарственным облегчением паркинсонических симптомов, с уменьшением значений этих параметров.

Литература

1. Астафьева Н.М. Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения // Успехи физических наук. – 1996. – № 166. – С. 1145–1170.
2. Crowe J.A., Gibson N.M., Woolfson M.S., Somekh M.G. Wavelet transform as a potential tool for ECG analysis and compression // J. of Biomedical Scientific Instruments. – 1994. – № 30. – P. 63–68.
3. Бойцов С.А., Гришаев С.Л., Солнцев В.Н., Кудрявцев Ю.С. Анализ сигналусредненной ЭКГ (по данным вейвлет-преобразования) у здоровых и больных ИБС // Вестник аритмологии. – 2001. – № 23. – С. 32–36.
4. Горячева И.Г. Механика фрикционного взаимодействия. – М.: Наука, 2001. – 478 с.
5. Мусалимов В.М., Валетов В.А. Динамика фрикционного взаимодействия. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2006.
6. McAuley J. H., Marsden C.D. Physiological and pathological tremors and rhythmic central motor control // Brain. – 2000. – Vol. 123. – № 8. – P. 1545–1567; Elble R. Physiologic and essential tremor // Neurology. – 1986. – № 36. – P. 225–31.
7. Hagbarth K-E, Young RR. Participation of the stretch reflex in human physiological tremor // Brain. – 1979. – № 102. – P. 509–26.

8. McAuley JH, Rothwell JC, Marsden CD. Frequency peaks of tremor, muscle vibration and electromyographic activity at 10 Hz, 20 Hz and 40 Hz during human finger muscle contraction may reflect rhythmicities of central neural firing // *Exp. Brain. Res.* – 1997. – № 114. – P. 525–41.
9. Brown P, Corcos DM, Rothwell JC. Does parkinsonian action tremor contribute to muscle weakness in Parkinson's disease? // *Brain.* – 1997. – № 120. – P. 401–408.
10. Смоленцев Н.К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в Matlab. – М., 2005.
11. Блаттер К. Вейвлет-анализ. Основы теории. – М.: Техносфера, 2006.
12. Малла С. Вейвлеты в обработке сигналов: пер. с англ. – М.: Мир, 2005. – 671 с.
13. Марпл.-мл. С.Л. Цифровой и спектральный анализ и его приложения: пер. с англ. – М.:Мир, 1990. – 584 с.

- Мусалимов Виктор Михайлович* – Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики, доктор технических наук, профессор, musVM@yandex.ru
- Дик Ольга Евгеньевна* – Институт физиологии им. И.П. Павлова РАН, старший научный сотрудник, glazov.holo@mail.ioffe.ru
- Андрей Евгеньевич Тюрин* – Санкт-Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики, магистр, andrey4t5@rambler.ru, 89626830037