

7. Wang J., Smith J.R., Bonde P. Energy transmission and power sources for mechanical circulatory support devices to achieve total implantability // *The Annals of Thoracic Surgery*. 2014. Vol. 97. № 4. PP. 1467-1474.
8. Danilov A.A., Itkin G.P., Selishchev S.V. Progress in methods for transcutaneous wireless energy supply to implanted ventricular assist devices // *Biomedical Engineering*. 2010. Vol. 44. № 4. PP. 125-129.
9. Bergmann G. et al. High-tech hip implant for wireless temperature measurements in vivo // *PLoS One*. 2012. Vol. 7. № 8. P. e43489.
10. Weiland J.D., Humayun M.S. Visual Prosthesis // *Proceedings of the IEEE*. 2008. Vol. 96. № 7. PP. 1076-1084.
11. Au S.L.C., McCormick D., Budgett D. Thermal safety of a transcutaneous energy transfer system for ventricular assist devices / 27th Annual Meeting of the International Society for Mechanical Circulatory Support. 2020. P. E54.
12. Weinmann J.J., Sparrow E.M. Heat Flow from Rechargeable Neuromodulation Systems into Surrounding Media // *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*. 2009. Vol. 12. № 2. PP. 114-121.
13. Knecht O., Bosshard R., Kolar J. W. High-Efficiency Transcutaneous Energy Transfer for Implantable Mechanical Heart Support Systems // *IEEE Transactions on Power Electronics*. 2015. Vol. 11. № 30. PP. 6221-6236.
14. Lazzi G. Thermal Effects of Bioimplants: Power Dissipation Characteristics and Computational Methods // *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2005. Vol. 24. № 5. PP. 75-81.
15. ГОСТ Р ИСО 14708-1-2012 Имплантаты хирургические. Активные имплантируемые медицинские изделия (2008).
16. Lovik R.D., Abraham J.P., Sparrow E.M. Potential tissue damage from transcutaneous recharge of neuromodulation implants // *International Journal of Heat and Mass Transfer*. 2009. Vol. 52. PP. 3518-3524.
17. Danilov A.A., Mindubaev E.A., Gurov K.O., Aubakirov R.R., Surkov O.A., Ryabchenko E.V., Selishchev S.V. A Device for Wireless Powering of Battery-Free Implants via Inductive Coupling // *Biomedical Engineering*. 2020. Vol. 53. № 5. PP. 309-311.
18. Mehta S., Pae W.E.Jr., Rosenberg G. The LionHeart LVD-2000: A completely implanted left ventricular assist device for chronic circulatory support // *Ann. Thorac. Surg*. 2001. Vol. 71. PP. S156-S161.
19. Lovik R.D., Abraham J.P., Sparrow E.M. Potential tissue damage from transcutaneous recharge of neuromodulation implants // *International Journal of Heat and Mass Transfer*. 2009. Vol. 52. PP. 3518-3524.
20. Knecht O., Kolar J.W. Impact of Transcutaneous Energy Transfer on the Electric Field and Specific Absorption Rate in the Human Tissue / IECON 2015 – 41st Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society. November 9-12, 2015. Yokohama, Japan. PP. 004977-004983.
21. Au Sh.L.C., McCormick D., Lever N., Budgett D. Thermal evaluation of a hermetic transcutaneous energy transfer system to power mechanical circulatory support devices in destination therapy // *Artificial Organs*. 2020. Vol. 44. № 9. PP. 955-967.

*Екатерина Викторовна Рябченко,  
аспирант,  
Арсений Анатольевич Данилов,  
канд. физ.-мат. наук, доцент,  
Институт биомедицинских систем,  
Национальный исследовательский  
университет МИЭТ,  
г. Москва, г. Зеленоград,  
e-mail: caterinco@mail.ru*

*О.И. Обрезков, В.А. Базылев, Ю.В. Мартыненко, М.Ю. Нагель*

## **Оценки функциональных свойств тонкопленочных материалов для покрытий электродов кардиостимуляторов**

### **Аннотация**

Рассмотрен вопрос электрохимических процессов на электродах электрокардиостимулятора. Предложен метод расчета переходных процессов и связанных с ними интегральных показателей перехода в ткань: импеданса, напряжения остаточной поляризации, электроемкости и эффективности передачи заряда. Проведена проверка модельными экспериментами для покрытий различными материалами. Результаты исследований могут быть применены при проектировании перспективных систем кардиостимуляции.

### **Введение**

Одним из развивающихся методов лечения аритмии сокращений миокарда является использование имплантируемых электрокардиостимуляторов (ЭКС). Конструкция ЭКС совершенствуются как в плане расширения функций для лечения разных форм этого заболевания, так и в направлении повышения надежности, качества и срока службы данного устройства. Развитие конструкций ЭКС, реализующих режим управления с автозахватом ритма (AutoCapture), требует применения новых эндокардиальных электродов (ЭКЭ) с высокой эффективностью передачи электрического заряда в ткань и низкими значениями остаточной поляризации. Процессам, определяющим эти показатели, а также развитию методики их расчетов, посвящена данная работа.

### **Материалы и методы**

Модель протекания тока между электродами ЭКС подробно описана в [1]. Импульс электрического тока от ЭКС проте-

кает через: а) активные сопротивления внутри этого устройства и провода эндокардиального электрода (ЭКЭ); б) двойные электрические слои (ДЭС) у анода и катода и далее – в электропроводный электролит крови и ткани сердца. В скажем виде такая схема показана на *рис. 1*. Все активные сопротивления цепи ЭКС объединены в сопротивление  $R_{\Sigma} = \Sigma R_i$ , а ДЭС на аноде и катоде описываются суммарным комплексным импедансом  $Z_{\text{ДЭС}} = Z_{\text{ДЭС}}^a + Z_{\text{ДЭС}}^k$ . Генератор импульсов тока ЭКС при работе нагружен на комплексную нагрузку, имеющую импеданс  $Z = R_{\Sigma} + Z_{\text{ДЭС}}$ . Электрическая эквивалентная схема этой комплексной нагрузки представлена параллельными сопротивлением Фарадея –  $R_{\text{Ф}}$  и емкостью Гельмгольца –  $C_{\Gamma}$ , определяющими импеданс  $Z_{\text{ДЭС}}$ , и последовательным активным сопротивлением цепи  $R_{\Sigma}$ . Комплексный импеданс такой схемы при подаче напряжения с частотой  $\omega$  определяется выражением  $Z = R_{\Sigma} + R_{\text{Ф}} / [1 + (i\omega R_{\text{Ф}} C_{\Gamma})]$ ,  $i = (-1)^{1/2}$ . Применение этой модели к анализу процессов в [2], [3] показывает, что она только качественно описывает процесс. При высоких частотах фазовый угол импеданса  $Z_{\text{ДЭС}}$  должен

стремиться к  $90^\circ$ . Однако реально этот угол равен  $40...50^\circ$ . Такое поведение импеданса токового перехода с электрода в ткань через электролит крови может быть объяснено на основании моделей ДЭС Варбурга и Гершера [4]-[6], а именно диффузионными процессами в ДЭС при переносе и накоплении заряженных частиц. По модели [7] перенос заряда внутри ДЭС моделируется распределенными  $R$ - $C$  схемами, где емкость Гельмгольца и сопротивление Фарадея в ДЭС зависят от частоты и при высоких частотах фазовый угол импеданса ДЭС стремится к  $45^\circ$ . На низких частотах за счет диффузии формируется ДЭС большой толщины с большим электрическим зарядом. По мере увеличения частоты толщина ДЭС и количество накапливаемого в нем заряда уменьшаются.

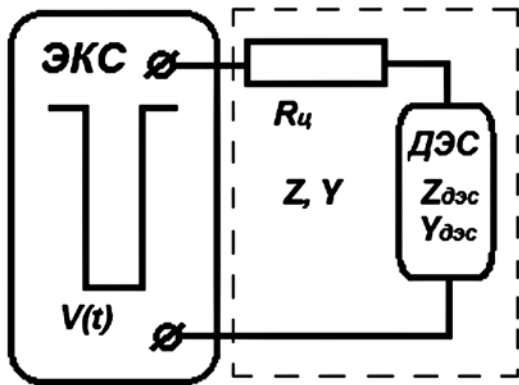


Рис. 1. Упрощенная эквивалентная схема протекания тока в цепи ЭКС

В работах [1], [3], [8]-[10] показано, что зависимость импеданса токового перехода существенно зависит от рода тонкопленочного материала: его состава, толщины, структуры и архитектуры покрытия. Покрытия с высокоразвитой поверхностью на основе столбчатых, игольчатых и фрактальных структур существенно увеличивают удельную емкость поверхности. В предположении, что все процессы линейны и электрохимически обратимы, ток от ЭКС в ткань можно характеризовать комплексным импедансом  $Z$  или адмиттансом  $Y = 1/Z$ .

Предварительно измеряется амплитудно-фазовая частотная характеристика (АФЧХ) адмиттанса в форме модуля  $|Y(f)|$  и фазы  $\varphi(f)$ . Так как импульсы напряжения повторяются с частотой сокращения сердца  $f_0$ , их можно представить в виде суперпозиции Фурье-гармоник, кратных  $f_0$ :

$$V(t) = A_0 + \sum_n A_n \cos(2\pi n f_0 t + \psi_n). \quad (1)$$

Постоянная составляющая напряжения  $A_0$  отрицательна, так как импульсы стимуляции имеют отрицательную полярность. Амплитуды  $A_n$  и фазы гармоник  $\psi_n$  определяют форму импульса напряжения. При подаче этого импульса напряжения возникает токовый сигнал  $I(t)$ , гармоники которого опережают соответствующие гармоники напряжения на фазовый угол  $\phi_n$ :

$$I(t) = A_0 Y_0 + \sum_n A_n |Y_n| \cos(2\pi n f_0 t + \psi_n + \phi_n), \quad (2)$$

где  $Y_0$  определяет проводимость цепи на постоянном токе. Падение напряжения на ДЭС определяет его поляризацию и равно  $V''(t) = V(t) - I(t)R_{ц}$ . При помощи соотношений (1) и (2) получаем напряжение поляризации на  $n$ -й гармонике

$$V_n''(t) = A_n [\cos(2\pi n f_0 t + \psi_n) - |Y_n| R_{ц} \cos(2\pi n f_0 t + \psi_n + \phi_n)]. \quad (3)$$

Усредним выражение (3) и поделим на амплитуду возбуждающей гармоники  $\Delta V_n$ :

$$v_n'' = [(1/2)(1 - |Y_n| R_{ц} \cos \phi_n)^2 + (1/2)(|Y_n| R_{ц} \sin \phi_n)^2]^{1/2}. \quad (4)$$

Соотношение (4) является мерой поляризации ДЭС. Из физических соображений  $|Y_n| R_{ц} \leq 1$ . В предельных случаях, когда поляризация ДЭС отсутствует,  $|Y_n| R_{ц} = 1$ ,  $\phi_n = 0$ . Наличие в цепи реактивных процессов в ДЭС приводит к появлению поляризации. При этом снижается суммарная проводи-

мость цепи и уменьшается отдача энергии импульса в ткань. Электрическая энергия, накапливаемая в ДЭС, не участвует в возбуждении нервных клеток ткани; только энергия, отдаваемая в активную нагрузку, вызывает такое возбуждение. Эффективность передачи энергии в активную нагрузку цепи можно определить из соотношений (1) и (2) как

$$\eta = |Y_n| R_{ц}. \quad (5)$$

На высоких гармониках, у которых емкостное сопротивление ДЭС много меньше  $R_{ц}$ , эффективность передачи энергии максимальна. Электрическая емкость ДЭС на  $n$ -й гармонике напряжения равна переносимому гармоникой заряду, создаваемому реактивным током, отнесенному к падению напряжения на ДЭС:

$$C_{ДЭС}(f) = |Y_n| \sin \phi_n / (2\pi n f_0 v_n''). \quad (6)$$

Самая высокая емкость и самый низкий адмиттанс ДЭС отмечены на 1-й гармонике. По мере роста частоты последний стремится к максимальному значению, так что  $1 / (R_{ц} + R_{ф0}) \leq |Y_n| \leq 1 / R_{ц}$ . Суммирование емкостей и напряжений поляризации ДЭС гармониками спектра импульса позволяет получить результирующие отклики ДЭС на это воздействие.

### Результаты

Для проверки точности расчетных соотношений экспериментально измерены амплитудно-частотная (АЧХ) и фазово-частотная (ФЧХ) характеристики образцов покрытий тонкопленочных материалов, нанесенных на диски из титана и нержавеющей стали по методике, описанной в [3]. Подавались прямоугольные импульсы напряжения амплитудой  $\Delta V = 5$  В, длительностью  $\tau = 500$  мкс с частотой 1 Гц, скважности импульсов  $S = 2000$ . Амплитуда и фаза гармоник импульса напряжения, привязанного к нулю временной шкалы, равны [11]

$$A_0 = \Delta V / S; A_n = 2\Delta V / S [\sin(\pi n / S) S / \pi n];$$

$$\psi_n = -\pi n f_0 \tau + (k - 1)\pi, \quad (7)$$

где  $k$  – номер группы спектра гармоник, внутри которой фаза меняется от 0 до  $\pi$ . Экспериментальные соотношения АЧХ аппроксимировались степенными функциями от частот:

$$|Y(f)| = 1 / R_{ц} - (1 / R_{ц} - 1 / R_{ф0}) / (1 + f / f_{ср})^g. \quad (8)$$

Значения частоты среза  $f_{ср}$  и показатель степени  $g$  подбирались таким образом, чтобы отклонения аппроксимирующей функции и экспериментальных данных отличались не более чем на 10 % в диапазоне частот от 1 до  $10^5$  Гц. Аналогичным образом подбирались аппроксимации для ФЧХ. На рис. 2 показаны результаты расчетов основных параметров импульсов стимуляции амплитудой 5 В, длительностью  $\tau = 500$  мкс, следующих с частотой  $f_0 = 1$  Гц, для кардиоэлектрода WR11225 компании «St. Jude Med. Corp». При учете больше чем 10S гармоник отличие расчетных и измеренных функций  $V(t)$  и  $I(t)$  меньше 10 %. Емкость ДЭС и поляризация растут во время импульса, а ток убывает. Это показывает, что формирование ДЭС происходит во время импульса. Производители ЭКС при оценке электродов обычно измеряют их стационарную емкость на определенной частоте. Если для обычных конденсаторов такие измерения достаточны, то, как показано выше, емкость ДЭС кардиоэлектрода зависит от частоты. Результирующая емкость ДЭС есть сумма емкостей различных гармоник.

Соотношения (3)-(8) позволяют оценить перспективность тонкопленочного материала для покрытия полюсных наконечников электродов ЭКС. Амплитуды поляризации гармоник показаны на рис. 3. Определялась амплитуда поляризации на гармониках до 1000 Гц для 6 тонкопленочных покрытий, получаемых PVD-методами. Покрытия иридия наносились магнетронным методом и отличались толщиной. Образцы Ir(D) и Ir(Ch) имели толщину  $\approx 3$  и  $\approx 1,5$  мкм соответственно. Покрытия платиной создавались осциллирующей импульсной дугой и имели толщину  $\approx 1...1,5$  мкм. Покрытия нитридом титана

толщиной  $\approx 2...3$  мкм создавались стационарной дугой. Легирование покрытия TiN благородными металлами производилось импульсным пучком ионов с энергией 20...60 кэВ от источника ионов типа MEVVA [3], [12]. Доза облучения образцов ионным пучком варьировалась от  $10^{17}...3 \cdot 10^{17}$  ион/см<sup>2</sup>.

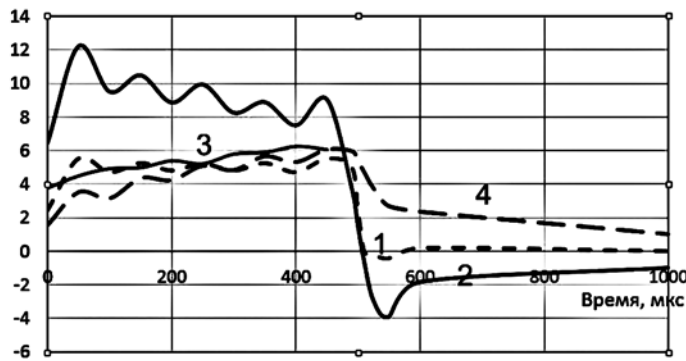


Рис. 2. Параметры цепи в импульсе стимуляции на кардиоэлектроде при учете  $10^4$  гармоник: 1 – напряжение  $V$ , В; 2 – ток  $I$ , А; 3 – модуль величины  $Z / 100$ , В; 4 – величина  $V'' \cdot 5$ , В

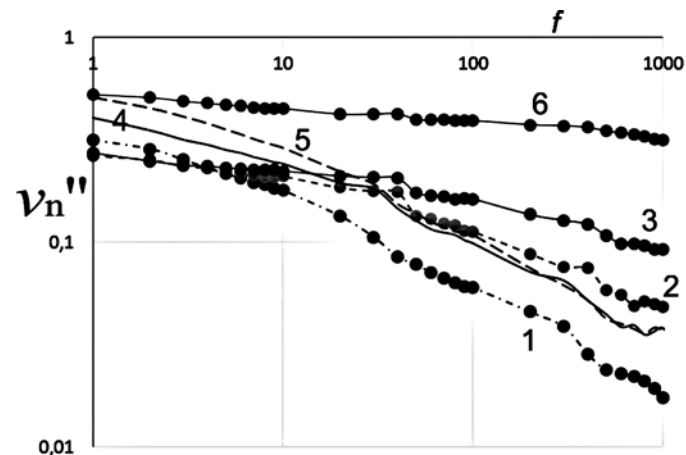


Рис. 3. Остаточная поляризация ДЭС по отношению к напряжению гармоники в зависимости от частоты  $f$  для образцов с покрытиями: 1 – Ir(D); 2 – TiN + Pt\* + Ir\*; 3 – TiN + Au\*; 4 – Ir(Ch); 5 – Pt; 6 – TiN

Покрытия платиноидами имеют самые низкие значения поляризации, а покрытия нитридом титана – наиболее высокие значения. Легирование нитрида титана высокоэнергетическими ионами благородных металлов улучшило показатели и приблизило нитрид титана к покрытиям благородными ме-

таллами. Измерения емкости на гармониках для этих материалов не коррелируют с измерениями остаточной поляризации. В табл. 1 приведены результаты измерений для трех гармоник первой группы, емкости ДЭС указаны в микрофарадах.

На примере нитрида титана видно, что не всегда хорошие показатели по емкости приводят к низкой поляризации (см. рис. 3).

В табл. 2 приведены значения эффективности отдачи энергии импульса в активную нагрузку для испытанных материалов на ряде гармоник. Лучшие результаты дают также покрытия металлами платиновой группы.

В табл. 3 приведены результаты экспериментальных и расчетных значений потенциала в конце импульса стимуляции на электроде WR11225.

Таблица 3

Сравнение экспериментальных и расчетных значений потенциала остаточной поляризации

Скважность, S	10	5	2
$V''$ (измер.), мВ	180	240	340
$V''$ (расч.), мВ	2179,31	2531,65	3346,68
Отличие, дБ	21,66	20,46	19,86

Проведенный расчет относится непосредственно к потенциалу поверхности, контактирующей с ДЭС. В реальных условиях эта характеристика определяется на клеммах коннектора кардиоэлектрода, при этом измеряемое напряжение уменьшается в соответствии с внутренним сопротивлением генератора в  $R_{вн} / R_{ц}$  раз, что составляет  $\sim 20$  дБ. Это объясняет отличие расчетных и измеренных значений остаточной поляризации. Но тенденции изменений данного показателя хорошо согласуются.

### Заключение

На этапе конструирования ЭКС применение описанной методики дает возможность предварительной оценки свойств тонкопленочных материалов, которые рассматриваются в качестве кандидатов для покрытий кардиоэлектродов. Определение АФЧХ адмитанса материала-кандидата при расчетах по формулам, приведенным выше, даст прогнозные значения среднего импеданса, емкости и остаточной поляризации создаваемого в соответствии с техническим заданием кардиоэлектрода. Это позволит сократить время и затраты на проведение опытных конструкторских работ по разработке и созданию кардиоэлектродов.

Авторы выражают благодарность Е.С. Андрееву (ООО «НПП Булат»), А.Н. Шевейко (НИТУ МИСИС) и В.В. Дервуку (НПО «Композит») за помощь в изготовлении образцов с покрытиями.

Таблица 1

Измеренные и рассчитанные по формуле (5) емкости ДЭС в микрофарадах. Символом (\*) отмечены легирующие элементы

$f$ , Гц	Ir(D)	Ir(Ch)	Pt	TiN	TiN + Au*	TiN + Pt* + Ir*
1	186,35	136,67	119,28	91,20	89,42	78,08
5	48,64	39,21	42,30	30,07	19,36	27,85
10	25,69	23,50	25,50	16,14	11,64	17,35

Таблица 2

Эффективность передачи энергии на гармониках импульса

$f$ , Гц	$k$	Ir(D)	Ir(Ch)	Pt	TiN + Pt* + Ir*	TiN + Au*	TiN
1	1	0,69	0,51	0,40	0,64	0,63	0,36
10	2	0,87	0,76	0,77	0,75	0,71	0,56
100	3	0,97	0,92	0,92	0,90	0,80	0,53
1000	4	0,99	0,98	0,98	0,97	0,91	0,65
10 000	5	0,99	0,99	1	1	0,98	0,9

Работа выполнялась по федеральному проекту «Разработка технологий управляемого термоядерного синтеза и инновационных плазменных технологий» 2021 года.

#### Список литературы:

1. Шальдах М. Электрокардиотерапия. – СПб.: Изд-во «Северо-Запад», 1992. 256 с.
2. Дубровский И.А. Модель импеданса кардиального электрода // Медицинская техника. 2010. № 4. С. 21-25.
3. Обрезков О.И., Андреев Е.С., Гусева И.А., Дервук В.В., Зверев А.А., Швейко А.Н. Исследование электрохимических свойств тонкопленочных материалов для покрытий электродов кардиостимуляторов // Медицинская техника. 2018. № 5. С. 1-4.
4. Стойнов З.Б., Графов Б.М. и др. Электрохимический импеданс. – М.: Наука, 1991. 336 с.
5. Салем Р.Р. Теория двойного слоя. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2003. 104 с.
6. Barsukov E., Macdonald J.R. Impedance Spectroscopy Theory, Experiment, and Applications. – A John Wiley & Sons, Inc., Publication, 2005. 595 p.
7. Секушин Н.А. Свойства диффузионных импедансов Варбурга и Герисера в области низких частот // Известия Коми научного центра УРО РАН. 2010. Вып. № 4 (4). С. 22-27.
8. Specht H. et al. Structural properties of PVD coatings on implants and their influence on stimulation performance in pacing applications / Proceeding of Material & for Medical Devices Conference. 2005. Nov. 14-16. Boston. PP. 169-173.
9. Андреев Е.С., Василенко Ю.С., Зверев А.А., Обрезков О.И., Самойленко И.В. Разработка и клиническое внедрение наноструктурированного покрытия полюсов эндокардиальных электродов нитридом титана // Медицинская техника. 2010. № 3. С. 13-15.
10. Mond H.G. et al. The Electrode-Tissue Interface: The Revolutionary Role of Steroid-Elution // PACE. 2014. Vol. 37. PP. 1232-1249.

11. Новиков Ю.Н. Теория цепей и сигналов, методы анализа. – СПб.: Питер, 2005. 384 с.

12. Браун Я. Физика и технология источников ионов. – М.: Мир, 1998. 496 с.

Олег Иосифович Обрезков,  
канд. техн. наук, начальник лаборатории,  
Владимир Аркадьевич Базылев,  
д-р физ.-мат. наук, ведущий научный сотрудник,  
лаборатория технологии нанесения покрытий,  
отдел плазменных технологий ККТЭиПТ  
(Курчатовский комплекс термоядерной  
энергетики и плазменных технологий),  
Национальный исследовательский центр  
«Курчатовский институт»,  
Юрий Владимирович Мартыненко,  
д-р физ.-мат. наук, гл. научный сотрудник,  
отдел теории плазмы ККТЭиПТ  
(Курчатовский комплекс термоядерной  
энергетики и плазменных технологий),  
Национальный исследовательский центр  
«Курчатовский институт»,  
Национальный ядерный исследовательский  
университет «МИФИ»,  
Михаил Юрьевич Нагель,  
канд. физ.-мат. наук, инженер-исследователь,  
Курчатовский ядерно-физический комплекс,  
отдел радиационного исследования материалов,  
Национальный исследовательский центр  
«Курчатовский институт»,  
ФГАОУ ВО «Московский физико-  
технический институт (национальный  
исследовательский университет),  
г. Москва,  
e-mail: mifst04nmy@mail.ru

П.П. Пестриков, Чье Ен Ун

## Метод обработки сигнала поверхностной электромиографии для управления робототехническим устройством

### Аннотация

Рассматривается задача обработки сигнала поверхностной электромиографии (ЭМГ) для выработки команд управления робототехническими устройствами, такими как протезы и манипуляторы. Предлагаются алгоритм оценки уровня нервного возбуждения, а также адаптивный алгоритм оценки уровня активации. Проведенные расчеты и эксперименты показывают, что предлагаемый метод позволяет получить управляющие сигналы с наименьшим временем отклика.

### Введение

Даже применение лучших, на сегодняшний день, технических решений в системах приводных механизмов, регистрации и обработки ЭМГ-сигналов позволяет реализовать лишь очень ограниченный функционал протеза кисти человека. Такое положение, в том числе, связано с ограничениями существующего подхода к представлению ЭМГ-сигнала, согласно которому он представляет собой шум с точки зрения функции автокорреляции и по спектральной плотности мощности. Как следствие, все современные алгоритмы обработки ЭМГ-сигналов основываются только на их интегральных характеристиках [1].

В данном исследовании предлагается адаптивный алгоритм обработки сигналов ЭМГ, позволяющий существенно снизить временную задержку при оценке уровня активации мышечной группы  $\alpha(t)$ , который используется в модели Хилла [2]-[5]. Для оценки текущего уровня активации мышечных групп предплечья был выбран оптимальный линейный алгоритм Калмана.

### Принцип обработки сигнала

Предлагаемый принцип обработки ЭМГ-сигнала состоит в следующем.

1. На вход наблюдателя подается оценка входного воздействия со стороны нервной системы, полученная на основе метода подсчета числа пересечений нуля (ЧПН) или его модификаций.

2. В роли наблюдаемой величины выступает косвенная оценка текущего уровня активации мышцы, полученная на основе методов оценок интегральных характеристик ЭМГ-сигнала.

Напряжение сигнала ЭМГ, измеряемого от мышцы целиком, можно математически представить, просуммировав отклики от каждой двигательной единицы (ДЕ), входящей в состав мышцы:

$$E_{EMG}(t) = \sum_{i=1}^N h_i(t) \left[ \delta(t - \tau_i) - \delta(t - \tau_i - T_p) \right] + v, \quad (1)$$