

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:

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

где  $E_{EMG}(t)$  – напряжение на выходе измерительного усилителя;  $N$  – количество ДЕ в мышце;  $v$  – шум измерения;  $h_i(t)$  – импульсная характеристика отдельной  $i$ -й ДЕ, представляющая собой потенциал действия (ПД).

В приведенном выражении учитывается, что  $h_i(t) \neq h_k(t)$ ;  $k, i \in [1..M]$ ;  $i \neq k$ . Уравнение (1) справедливо в случае, когда за время наблюдения каждая ДЕ активируется не более одного раза.

Для моделирования сигнала поверхностной ЭМГ была написана программа в среде LabView, позволяющая задавать уровень возбуждения нервной системы до момента измерения.

Поскольку в норме в одну ДЕ со стороны нервной системы импульсы поступают не чаще чем раз в 20 мс [6], выбор такого интервала наблюдения гарантирует, что ДЕ не будет активирована повторно. В этом случае оценка количества нервных импульсов будет ассоциирована с количеством вовлеченных в работу ДЕ.

За основу был взят метод подсчета числа значимых поворотов сигнала [1]. Подсчитывается каждое изменение фазы (направления или наклона) сигнала ЭМГ, называемого поворотом. Из формулы (1) следует, что амплитуда поворота зависит от количества нервных импульсов, поступивших в разные ДЕ с минимальным сдвигом во времени. На основе сделанных допущений сформирован следующий алгоритм оценки уровня нервного возбуждения:

- 1) устанавливается интервал наблюдения, равный 20 мс;
- 2) рассчитывается производная исследуемого сигнала;
- 3) определяются координаты по оси времени точек локальных минимумов и максимумов сигнала ЭМГ;
- 4) текущий экстремум считается значимым поворотом, если

$$|E_{EMG}(t_{j-1}) - E_{EMG}(t_j)| > H,$$

где  $E_{EMG}(t_{j-1})$  – значение предыдущего локального экстремума;  $E_{EMG}(t_j)$  – значение текущего локального экстремума;  $H$  – задаваемый порог;

- 5) вычисляется кратность превышения заданного порога

$$K = \left\lfloor \frac{|E_{EMG}(t_{j-1}) - E_{EMG}(t_j)|}{H} \right\rfloor;$$

- 6) оценивается количество нервных импульсов, обусловивших данный значимый поворот:

$$W = K \cdot f(K),$$

где  $W$  – количество нервных импульсов;  $f(K)$  – весовая функция, подбираемая экспериментально.

### Применение фильтра Калмана для обработки ЭМГ-сигнала

При изометрических сокращениях мышцы, которые характерны для людей с ампутацией, уровень активации мышцы может быть ассоциирован непосредственно с развиваемым усилием [7]-[9]. Структурная схема системы с наблюдателем представлена на рис. 1.

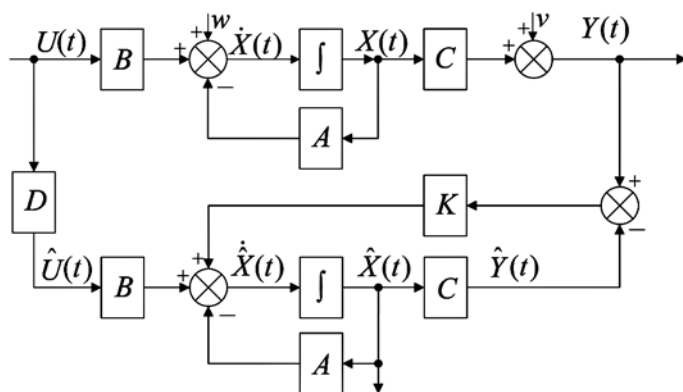


Рис. 1. Структура системы с наблюдателем

В матричной форме уравнения наблюдаемой системы:

$$\dot{X}(t) = AX(t) + BU(t) + w;$$

$$Y(t) = CX(t) + v.$$

Переменными состояниями являются уровень активации и его производная:

$$X = \begin{bmatrix} \alpha(t) \\ \dot{\alpha}(t) \end{bmatrix}.$$

Для аппроксимации импульсной функции ДЕ было выбрано апериодическое звено второго порядка, при этом матрицы  $A$ ,  $B$  и  $C$  имеют вид

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -\frac{1}{T_2} & -\frac{T_1}{T_2} \end{bmatrix}; B = \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{k}{T_2} \end{bmatrix}; C = [1 \quad 0].$$

Матрица наблюдаемости данного объекта

$$H = \begin{bmatrix} C \\ CA \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}; \text{rang}H = 2.$$

Система является полностью наблюдаемой, поскольку вектор-строки матрицы наблюдаемости  $H$  образуют базис. Использовался алгоритм Калмана в дискретном времени [10]-[12], предполагающий, что динамический процесс и измерения сопровождаются аддитивным гауссовым шумом.

Для экспериментов использовалась 20-канальная система регистрации ЭМГ-сигналов, структурная схема которой представлена на рис. 2. Характеристики и функциональные схемы усилительного блока приведены в [13].

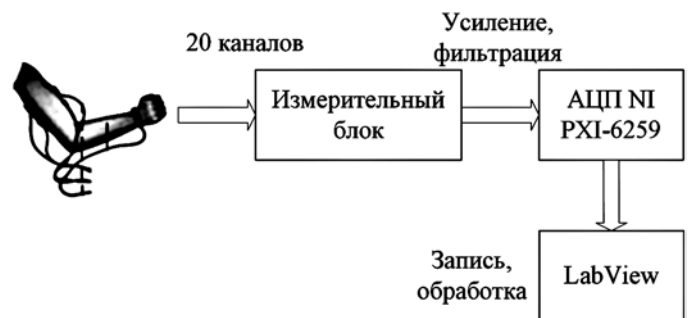


Рис. 2. Структурная схема измерительного комплекса

### Результаты

На рис. 3 представлены данные сравнения работы алгоритма оценки количества активированных ДЕ за интервал наблюдения и контрольных значений нервных импульсов.



Рис. 3. Результат работы алгоритма при разных количествах нервных импульсов за интервал наблюдения

Перед проведением эксперимента вычислялись значения весовой функции  $f(K)$  посредством метода наименьших квадратов. Каждый эксперимент повторялся по 100 раз. Ошибка

расчета количества ДЕ, вовлеченных в работу, за выбранный интервал наблюдения не превышает 7,5 % в интервале от 20 до 450 ДЕ. Как видно, предложенный метод может успешно применяться для оценки уровня нервного возбуждения, поступающего в мышцу, со стороны нервной системы.

Была проведена серия экспериментов, в которых производилось сравнение времени работы трех алгоритмов обработки ЭМГ-сигналов. Алгоритм № 1 предполагает работу с модулем сигнала с последующей фильтрацией ФНЧ Баттерворта 4-го порядка с частотой среза 5 Гц. Алгоритм № 2 – на основе модифицированного абсолютного значения [1]. Алгоритм № 3 – алгоритм обработки ЭМГ-сигнала на основе адаптивного фильтра Калмана.

Оценивалось быстродействие каждого алгоритма, при котором достигается точность классификации движения не ниже 85 %. Под точностью классификации в данном случае понимается относительное число случаев верного определения номера сгибаемого пальца. Добровольцы поочередно сгибали и разгибали по одному пальцу. Результаты сравнения приведены в табл. 1.

Таблица 1

Сравнение результатов работы алгоритмов обработки ЭМГ

Алгоритм	Точность, %	Отклик, мс
1	86	180,5
2	85	158,3
3	88	27,1

Предложенный алгоритм позволяет существенно снизить временную задержку при сохранении точности классификации движения. Кроме того, становится доступна оценка скорости изменения уровня активации  $\dot{\alpha}(t)$ , что важно при динамическом управлении протезом.

Следует отметить, что результаты измерения зависят от расположения электродов. Зависимость уровня сигнала на выходе измерительного блока от расстояния между электродами представлена на рис. 4.

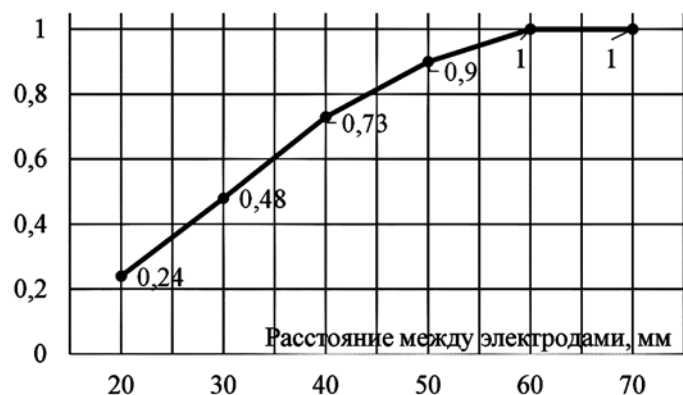


Рис. 4. Амплитуда на выходе усилителя

Быстродействие и точность так же, как и амплитуда сигнала на выходе измерительного блока, зависят от расстояния между электродами. Так как точное воспроизведение позиционирования электродов относительно мышечных волокон в разных экспериментах невозможно, перед началом эксперимента необходимо корректировать весовую функцию  $f(K)$ .

### Заключение

Предложен алгоритм оценки количества поступивших за единицу времени нервных импульсов в мышцу по сигналу поверхностной ЭМГ. Приведены результаты эксперимента, которые показывают, что предложенный метод может применяться для целей определения уровня активации мышечной группы как самостоятельно, так и в совокупности с другими методами.

Предложен адаптивный алгоритм оценки текущего уровня активации мышцы на основе фильтра Калмана. Поскольку в данной задаче доступен для наблюдения только один сигнал – ЭМГ, основная идея заключается в использовании двух разных нелинейных алгоритмов обработки для оценки входного и выходного сигналов системы, описывающей динамику активации мышцы. Результаты эксперимента подтверждают, что предложенные алгоритмы могут успешно применяться в задачах управления протезами.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-08-00163.

### Список литературы:

1. Райгайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. 440 с.
2. Zajac F.E. Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control // Critical Reviews in Biomedical Engineering. 1989. Vol. 17. № 4. PP. 359-411.
3. Hill A.V., Sec. R.S. The heart of shortening and the dynamic constants of muscle // Proc. R. Soc. Lond. B. 1938. Vol. 126. № 843. PP. 136-195.
4. Madeleine P. Mechanomyography and electromyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions // Journal of Electromyography and Kinesiology. 2000. Vol. 10. № 1. PP. 33-45.
5. Haeufle D.F.B., Günther M., Bayera A., Schmitt S. Hill-type muscle model with serial damping and eccentric force-velocity relation // Journal of Biomechanics. 2014. Vol. 47. № 6. PP. 1531-1536.
6. Kline J.C., De Luca C.J. Synchronization of motor unit firings: An epiphenomenon of firing rate characteristics not common inputs // Neurophysiol. 2016. Vol. 115. № 1. PP. 178-192.
7. Hatze H. A myocybernetic control model of skeletal muscle // Biol. Cybernetics. 1977. Vol. 25. PP. 103-119.
8. Miloslav V. Musculotendon forces derived by different muscle models // Acta of Bioengineering and Biomechanics. 2007. Vol. 9. № 2. PP. 41-47.
9. Lichtwark G.A., Wilson A.M. A modified Hill muscle model that predicts muscle power output and efficiency during sinusoidal length changes // The Journal of Experimental Biology. 2005. Vol. 208. PP. 2831-2843.
10. Квакернаак Х., Сиван Р. Линейные оптимальные системы управления. – М.: Мир, 1977. 650 с.
11. Балакришнан А. Теория фильтрации Калмана. – М.: Мир, 1988. 168 с.
12. Браммер К., Зифлинг Г. Фильтр Калмана-Бьюси. Детерминированное наблюдение и стохастическая фильтрация. – М.: Наука, 1982. 200 с.
13. Pestrikov P.P. Development of a Multi-Channel Measuring System for EMG Recording From Prevention Muscles / 2020 Moscow Workshop on Electronic and Networking Technologies (MWENT). 2020. PP. 20-24.

Петр Петрович Пестриков,  
ст. преподаватель,  
кафедра «Вычислительная техника»,  
Ен Ун Чье,  
д-р техн. наук, профессор, зав. кафедрой,  
кафедра «Автоматика и системотехника»,  
ФГБОУ ВО «Тихоокеанский  
государственный университет»,  
г. Хабаровск,  
e-mail: chye.enun@mail.ru