

## БИОИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА С КЛАССИФИКАТОРОМ ДВИЖЕНИЙ ЛУЧЕЗАПЯСТНОГО СУСТАВА НА ОСНОВЕ НЕЧЕТКОЙ ЛОГИКИ

А.И. Гаврилов  
Со Со Тав У

alexgarilov@mail.ru  
dragonz.pro@gmail.com

МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация

---

### Аннотация

Рассмотрены вопросы построения биоинформационной системы на основе данных электромиографии. Предложена многоуровневая структура обработки сигналов, отражающая информацию о движении лучезапястного сустава и обеспечивающая определение типа движения с использованием классификатора на основе нечеткой логики. Результаты моделирования системы продемонстрировали высокую вероятность распознавания типа движений (до 95 %), что обеспечивает возможность применения предложенных подходов в системах управления многофункциональными протезами

### Ключевые слова

*Нечеткая логика, электромиография, распознавание образов, многофункциональные протезы*

Поступила в редакцию 27.04.2016  
© МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2016

---

**Введение.** Под электромиографией (ЭМГ) традиционно подразумевается совокупность электрических сигналов от мышц, которые контролируются нервной системой и производятся во время мышечных сокращений [1]. Поверхностные и внутримышечные ЭМГ-сигналы регистрируются поверхностными или игольчатыми электродами и отражают информацию о движениях суставов [2]. Отмечается, что ЭМГ-сигналы имеют специфическую структуру, характерную для различных типов движения суставов. Распознавание типа движения по ЭМГ-сигналам позволяет управлять многофункциональными протезами [3] и может использоваться при проектировании интеллектуальных биоинформационных систем [4].

Сигналы ЭМГ зависят от внутренней структуры испытуемых, в том числе индивидуальных особенностей кожи, скорости кровотока, изменений температуры кожи, структуры кожной ткани и других факторов [1, 2, 5]; ЭМГ-сигналы получают с датчиков (поверхностных или игольчатых электродов), при этом в сигнале обычно присутствуют различные типы шумов, что обуславливает необходимость предварительной обработки (фильтрации).

**Использование ЭМГ-сигналов в биоинформационно-аналитических системах.** Проблемы исследования ЭМГ-сигналов рассматриваются в ряде научных работ. Так, в работе [3] представлена система для начальной подготовки пациента к эксплуатации протезов с использованием виртуальной реальности.

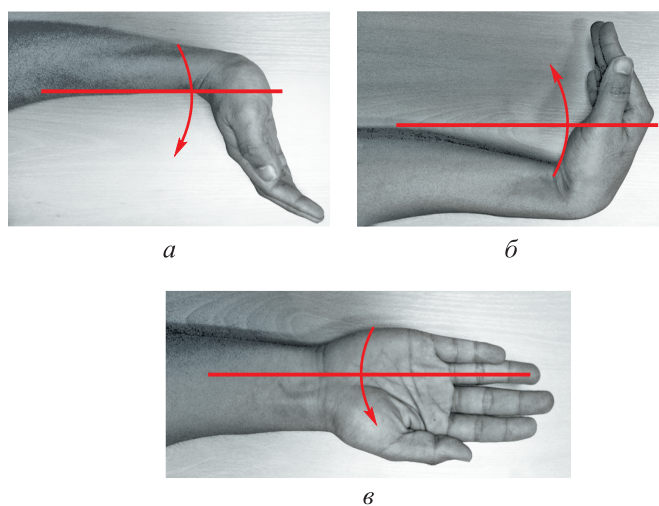
Предлагаемая система состоит датчиков ЭМГ-сигналов, подключенных к руке пациента (бицепсу и трицепсу) и сопряженных с ПК. Полученные призна-

ки движения используются для управления виртуальной рукой (захватывание и вращения запястья). Заявленная вероятность распознавания типа движений составила 84 %.

В работе [6] рассмотрена зависимость измерений ЭМГ-сигналов от ряда параметров, таких как амплитуда, временная и частотная составляющие. Проведен анализ зависимости параметров ЭМГ-сигналов на биологически активных точках от силы захвата кисти руки. Для определения четырех различных типов движения локтевого сустава использованы оценка среднеквадратического значения ЭМГ-сигнала и элементы анализа главных компонент для проверки движений локтя. Акцент в работе сделан на исследовании двух основных типов движения (разгибании и супинации), что обусловлено анатомией локтя и возможностью реализации указанных движений с помощью протезов.

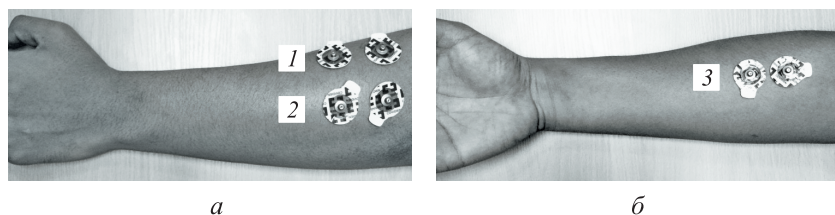
Анализ многочисленных работ в области биологии, анатомии и биоинформатики позволяет сделать заключение, что движение лучезапястного сустава обеспечивается в основном работой предплечья [2]. Таким образом, исследование взаимосвязи между движением лучезапястного сустава и ЭМГ-сигналами мышц является важной задачей при разработке систем управления многофункциональными протезами (СУМФП) [7].

**Структура и основные принципы функционирования биоинформационной системы.** Целью работы является разработка классификатора ЭМГ-сигналов предплечья, предназначенного для распознавания движения лучезапястного сустава (рис. 1).



**Рис. 1.** Различные типы движения лучезапястного сустава: разгибание (а), сгибание (б), супинация (в)

Для получения ЭМГ-сигналов используются три датчика, расположенные на разгибателе пальцев, локтевом разгибателе запястья и поверхностном сгибателе пальцев (рис. 2).

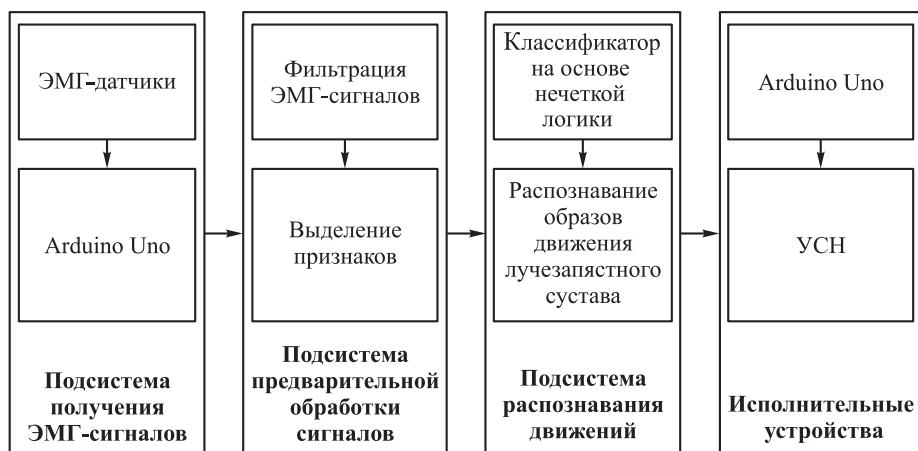


**Рис. 2.** Расположение электродов (датчиков ЭМГ-сигнала):

*a* — внешняя сторона предплечья; *б* — внутренняя сторона предплечья; 1, 2, 3 — номера датчиков

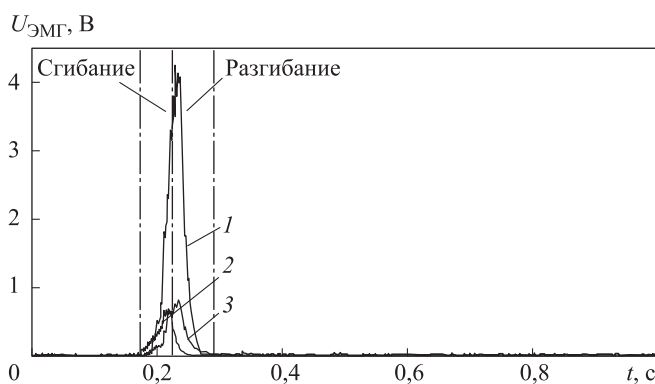
Данный выбор расположения электродов обусловлен расположением в указанных местах точек с характерной активностью, что отмечено в ряде работ [1, 8, 9].

Сигналы сокращения мышц регистрируются в режиме реального времени с помощью датчиков Muscle Senor v3 kit и платы Arduino Uno [1], предназначенной для считывания аналоговых ЭМГ-сигналов с датчиков и передачи их в персональный компьютер. Для предварительной обработки (фильтрации) сигналов и выявления признаков, определяющих тип движения, используется проблемно-ориентированное ПО, разработанное в системе LabVIEW [1, 4], в котором реализован ряд алгоритмов цифровой обработки сигналов [1]. Полученные признаки движения передаются в подсистему распознавания, реализованную с использованием классификатора на основе нечеткой логики. Результатом распознавания является тип движения лучезапястного сустава, который преобразуется в сигналы управления исполнительными устройствами через интерфейс платы Arduino Uno. Таким образом, может быть реализовано управление устройством специального назначения (УСН), которое, как правило, является механическим «повторителем» движений (биопротезом). Блок-схема процесса сбора и обработки данных ЭМГ представлена на рис. 3.



**Рис. 3.** Блок-схема процесса сбора и обработки данных ЭМГ

Типичные ЭМГ-сигналы трех датчиков на предплечье, соответствующие процессу сгибания — разгибания («качания») лучезапястного сустава, представлены на рис. 4.



**Рис. 4.** Входные ЭМГ-сигналы трех датчиков на предплечье (сгибания–разгибания «качания») лучезапястного сустава

Изменение сигналов имеет сходный характер, за исключением максимального уровня амплитуды и некоторого относительного смещения по времени (не более 0,0196 мс), что согласовывается с результатами, полученными в работах [1, 6].

Одной из задач настоящего исследования является выявление наиболее эффективных средств предварительной обработки сигналов, позволяющих определить признаки движения в ЭМГ-сигналах. Поскольку в данных присутствуют шумы, обусловленные особенностями фиксации электродов на поверхности тела, реализованы процедуры фильтрация с разным размером окна (10, 50 и 100 отсчетов), с вычислением

- медианы [10];
- среднего значения

$$Mean = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x_n; \quad (1)$$

- среднеквадратического значения

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2}, \quad (2)$$

где  $x_n$  — значение ЭМГ-сигнала (амплитуда);  $N$  — размер окна фильтра.

На рис. 5–8 представлены результаты обработки ЭМГ-сигналов, полученных с датчика 1 указанными фильтрами. Выбранный размер окна 50 отсчетов обеспечивает надлежащую фильтрацию помех и сохранение всех особенностей информативной составляющей при использовании усредняющего и RMS-фильтра, тогда как медианный фильтр, в силу особенностей функционирования, удаляет часть информации о движении. Фильтр RMS обеспечивает фильтрацию измерительных шумов и одновременно подчеркивает действительные движения суставов, что обуславливает его выбор на этапе предварительной обработки данных для дальнейшей классификации типа движения [5].

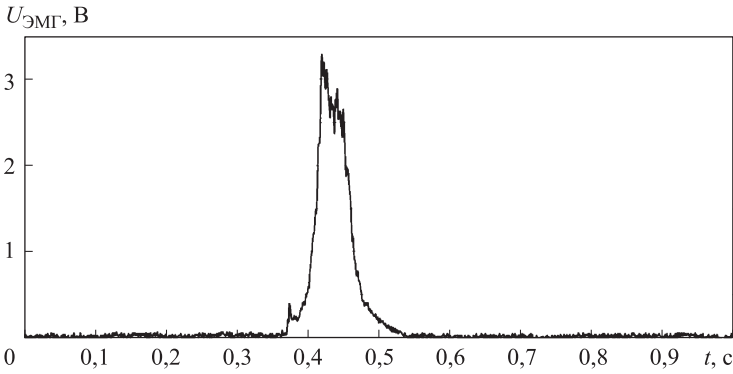


Рис. 5. Входной ЭМГ-сигнал с датчика 1 (внешняя сторона предплечья)

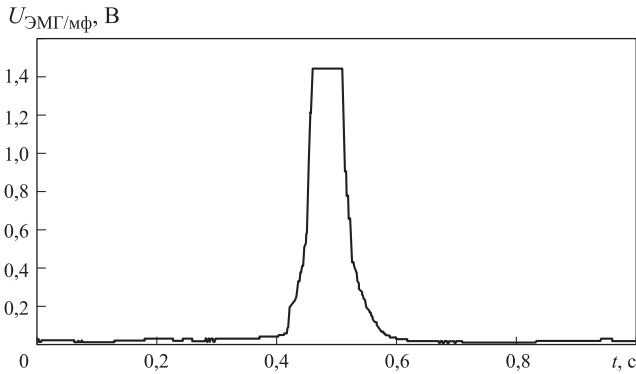


Рис. 6. Медианная фильтрация ЭМГ-сигнала (размер окна  $N = 50$ )

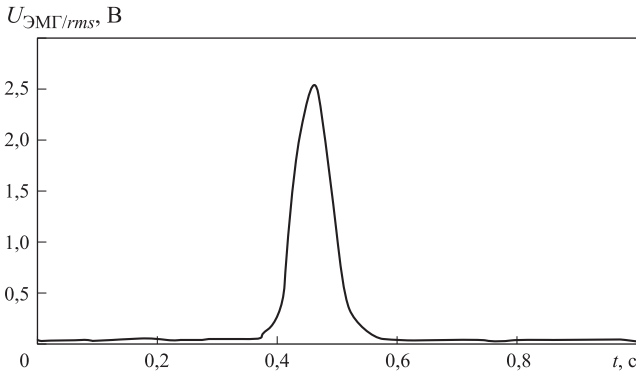
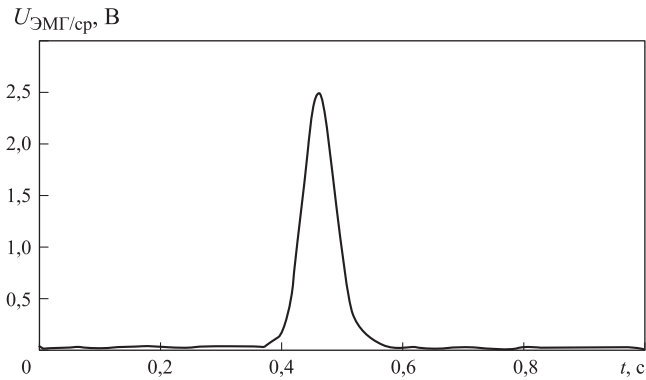


Рис. 7. Результат обработки RMS-фильтром (размер окна  $N = 50$ )

**Классификатор типа движения лучезапястного сустава.** Существует ряд способов классификации ЭМГ-сигналов: метод опорных векторов [9], нейросетевой классификатор [5] и т. д. Система нечеткого вывода (Fuzzy Inference System) также широко используется в области обработки биомедицинских сигналов [7, 9]. В данной работе предлагается использовать классификатор, основанный на системе нечеткого вывода, для определения трех основных типов движения лучезапястного сустава — разгибание, сгибание и супинация.

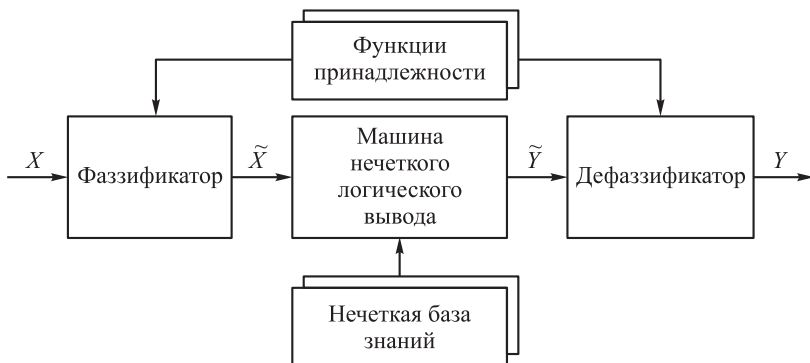


**Рис. 8.** Результат обработки усредняющим фильтром (размер окна  $N = 50$ )

Основной принцип обработки данных в нечетких системах — логический вывод по нечетким продукциям. Особенностью таких систем является способ извлечения функции принадлежности, который сводится либо к статистическим методам построения, либо к методу экспертных оценок [7, 8]. Систему нечеткого вывода представляют элементы теории нечетких множеств, правила импликации и нечетких рассуждений. Нечетким логическим выводом (Fuzzy Logic Inference) называется аппроксимация зависимости  $y = f(x_1, x_2, \dots, x_n)$  каждой выходной лингвистической переменной от входных лингвистических переменных и представление заключения в виде нечеткого множества, соответствующего текущим значениям входов, с использованием нечеткой базы знаний и нечетких операций. Его основу составляет композиционное правило Л. Заде [11, 12].

В системе нечеткого вывода, применяемой в классификаторе типов движений лучезапястного сустава можно выделить следующие основные компоненты (рис. 9):

- множество используемых нечетких правил;
- базу данных, содержащую описания функций принадлежности;
- механизм вывода и агрегирования, который формируется применяемыми правилами импликации.



**Рис. 9.** Схема нечеткого вывода

Нечеткий логический вывод осуществляется в пять этапов.

1. Фаззификация данных — представление точного значения входной переменной как нечеткой.
2. Композиция входной переменной и условной части правила.
3. Вычисление нечеткой импликации.
4. Агрегация среднего значения — построение нечеткого значения выхода по результатам предыдущих этапов.
5. Дефаззификация — выбор представляющего элемента по агрегированному нечеткому понятию.

Наиболее распространены пять схем нечеткого вывода, которые уточняются до оператора нечеткой импликации, — Мамдани, Цукамото, Сугено, Ларсена и упрощенная схема на основе алгоритма Сугено [8]:

В классификаторе типа движений на основе ЭМГ-сигналов использована классическая схема нечеткого вывода по Мамдани[7, 8], в которой импликация моделируется минимумом, а агрегация максимумом.

Нечеткий логический вывод по алгоритму Мамдани выполняется по нечеткой базе знаний:

$$\bigcup_{p=1}^k \left( \bigcap_{i=1}^n x_i = a_{ijp} \text{ с весом } w_{jp} \right) \rightarrow y = d_j, \quad j = \overline{1, m}, \quad (3)$$

где значения входных переменных ( $x_i$ ) и выходной переменной ( $y$ ) заданы нечеткими множествами;

$\mu_{jp}(x_i)$  — функция принадлежности входа  $x_i$  нечеткому терму  $a_{i,jp}$ , т. е.

$$a_{ijp} = \int_{x_1}^{x_n} \mu_{d_{jp}}(x_i) / x_i, x \in [\underline{x}_i, \overline{x}_i]; \quad (4)$$

$\mu_{d_j}(y)$  — функция принадлежности выхода  $y$  нечеткому терму  $d_j$ , т. е.

$$d_j = \int_{y_1}^{y_j} \mu_{d_j} / y, y \in [\underline{y}, \overline{y}]. \quad (5)$$

Степени принадлежности входного вектора  $x^* = (x_1^*, x_2^*, \dots, x_n^*)$  нечетким термам  $d_j$  из базы знаний рассчитываются в соответствии с выражением

$$\mu_{d_j}(x^*) = \bigvee_{p=1, k} W_{jp} \cdot \bigwedge_{i=1, n} \mu_{jp}(x_i^*), \quad j = \overline{1, m}, \quad (6)$$

где  $\bigvee$  ( $\bigwedge$ ) — операция из  $s$ -конормы ( $t$ -нормы), т. е. из множества реализаций логической операции ИЛИ (И). Используются для операции ИЛИ — нахождение максимума и для операции И — нахождение минимума.

Нечеткое множество  $\tilde{y}$ , соответствующее входному вектору, имеет вид

$$x^* : \tilde{y} = \frac{\mu_{d_1}(x^*)}{d_1} + \frac{\mu_{d_2}(x^*)}{d_2} + \dots + \frac{\mu_{d_m}(x^*)}{d_m}. \quad (7)$$

Особенностью этого нечеткого множества является то, что универсальным множеством для него является терм-множество выходной переменной  $y$ . Для перехода от нечеткого множества, заданного на универсальном множестве нечетких термов  $\{d_1, d_2, \dots, d_m\}$  к нечеткому множеству на интервале необходимы нечеткие множества в соответствии с выражением:

$$\tilde{y} = \text{agg}_{j=1, m} \left( \int_y \min(\mu_d(x^*), \mu_d) / y \right). \quad (8)$$

Агрегация в системе нечеткого логического вывода по Мамдани реализуется операцией нахождения максимума. Четкое значение выхода  $y$ , соответствующее входному вектору  $x^*$ , определяется в результате дефаззификации нечеткого множества  $\tilde{y}$ . Система нечеткого вывода имеет три входа, на которые подаются сигналы датчиков, установленных на предплечье, обработанные оконным RMS-фильтром. Амплитуда ЭМГ-сигналов зависит от конкретного испытуемого, поэтому производится нормализация сигналов в целях повышения эффективности работы системы нечеткого вывода.

Четыре функции принадлежности (трапециевидные и треугольные) определяются для каждого из входов, принимающих нечеткие значения «отсутствие сигнала» (ОС), «низкий уровень сигнала» (НУС), «средний уровень сигнала» (СУС), «высокий уровень сигнала» (ВУС). Треугольная функция определяется выражением

$$\text{tri}(x, a, b, c) = \begin{cases} 0, & x < a; \\ \frac{x-a}{b-a}, & a \leq x \leq b; \\ \frac{c-x}{c-b}, & b \leq x \leq c; \\ 0, & c \leq x; \end{cases} \quad (9)$$

трапециевидная функция — выражением

$$\text{trap}(x, a, b, c, d) = \begin{cases} 0, & x < a; \\ \frac{x-a}{b-a}, & a \leq x \leq b; \\ 1, & b \leq x \leq c; \\ \frac{d-x}{d-c}, & c \leq x \leq d; \\ 0, & d \leq x. \end{cases} \quad (10)$$

Функция принадлежности входной переменной представлена на рис. 10.

Понятие принадлежности различных типов движений лучезапястного сустава содержит четыре нечетких переменных («нейтральное положение», «разгибание», «супинация» и «сгибание»). На рис. 11 представлена функция принадлежности выходной переменной движения лучезапястного сустава.



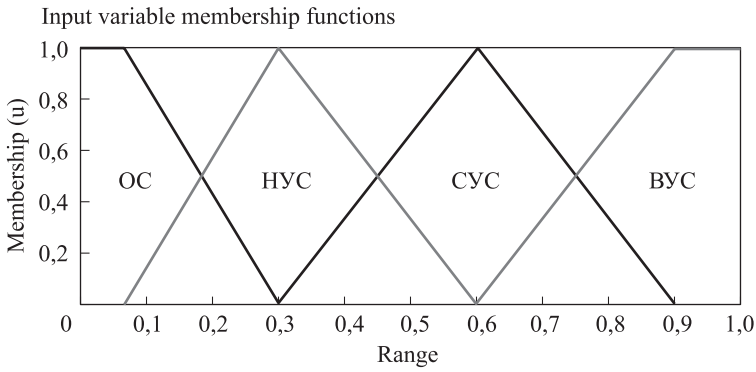


Рис. 10. Функция принадлежности входной переменной

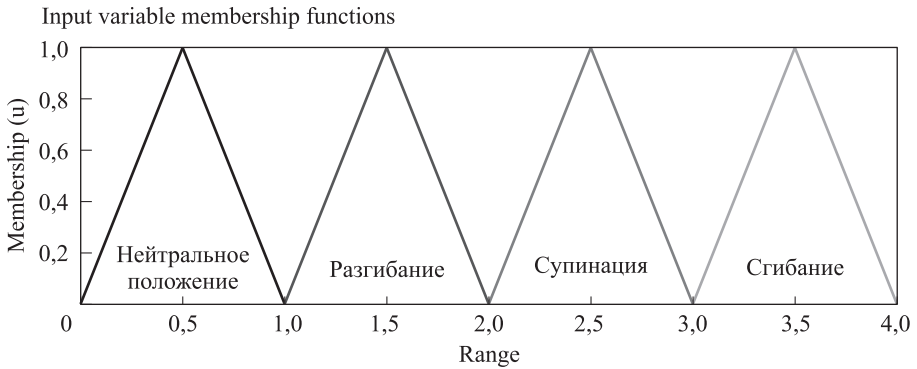


Рис. 11. Функция принадлежности выходной переменной движения лучезапястного сустава

Исходные базы правил системы нечеткого вывода приведены в табл. 1.

Таблица 1

**Исходные базы правил системы нечеткого вывода**

Если			Тогда
Вход 1 ЭМГ (RMS-фильтр)	Вход 2 ЭМГ (RMS-фильтр)	Вход 3 ЭМГ (RMS-фильтр)	
OC	OC	OC	Нейтральное положение
OC	OC	OC	
OC	OC	OC	Сгибание
OC	OC	СУС	
OC	OC	СУС	
OC	OC	СУС	
OC	СУС	СУС	
OC	СУС	СУС	
OC	СУС	СУС	
OC	СУС	СУС	Супинация
OC	СУС	СУС	
OC	СУС	СУС	

Если			Тогда
Вход 1 ЭМГ (RMS-фильтр)	Вход 2 ЭМГ (RMS-фильтр)	Вход 3 ЭМГ (RMS-фильтр)	
НУС	ВУС	–	Сушинация
ОС	ВУС	–	
НУС	СУС	НУС	
НУС	СУС	ОС	
ОС	СУС	НУС	
ОС	СУС	ОС	
ОС	НУС	ОС	
НУС	ОС	ОС	
СУС	ОС	–	Разгибание
СУС	НУС	–	
СУС	СУС	–	
ВУС	–	–	

Дефаззификация [7] преобразует выходные переменные к четкому (числовому) значению. Известны несколько математических методов дефаззификации, например метод центра тяжести (Center of Gravity), метод центра площади (Center of Area), метод центра суммы (Center of Sum) и т. д. [7]. В данной работе использован метод центра площади. Значение выходной переменной определяется по выражению

$$\int_{x_{\min}}^y \mu(x) dx = \int_y^{x_{\max}} \mu(x) dx, \quad (11)$$

где  $y$  — результат дефаззификации;  $\mu(x)$  — функция принадлежности нечеткого множества,  $\min$  и  $\max$  — левая и правая точки интервала носителя нечеткого множества.

**Моделирование классификатора движений лучезапястного сустава.** Для сбора и обработки данных используется разработанная авторами программно-аппаратная система на основе поверхностных электродов, платы Arduino Uno и программной системы LabVIEW [1].

Сигналы трех испытуемых регистрируются в течение 1000 мс и записываются в текстовые файлы, предназначенные для обработки в программе LabVIEW. Для одного типа движения лучезапястного сустава получаются три файла, содержащие значения ЭМГ-сигналов с трех датчиков.

Полученные исходные ЭМГ-сигналы обрабатываются RMS-фильтром [1, 4]. Значения признаков (табл. 2) передаются в классификатор для распознавания типа движения лучезапястного сустава.

Проведено исследование трех различных движений для каждого испытуемого, с длительностью мышечного сокращения в течение 1000 мс. Для получения оценки точности классификации было произведено 54 эксперимента.

**Значения признаков для трех испытуемых (обработанные RMS-фильтром)**

Тип движения	Индекс испытуемого								
	И1			И2			И3		
Разгибание	0,99	0,81	0,12	1,00	0,09	0,13	0,90	0,08	0,10
Сгибание	0,06	0,13	0,66	0,04	0,21	0,50	0,10	0,10	0,55
Супинация	0,06	0,34	0,12	0,09	0,48	0,10	0,07	0,58	0,08

Точность классификации ( $\rho$ ) определена в соответствии с выражением

$$\rho = \frac{N_y}{N} \cdot 100\%, \quad (12)$$

где  $N_y$  — число успешных классификаций;  $N$  — общее число экспериментов.

Классификатор продемонстрировал точность 94,44 %, причем распознавание двух типов движений — сгибания и разгибания лучезапястного сустава — выполнено без ошибок.

**Заключение.** Исследования сигналов электромиографии, полученные с помощью поверхностных электродов, подтвердили наличие особенностей, характерных для определенного типа движения лучезапястного сустава. Таким образом, полученные в результате обработки сигналов признаки могут быть использованы для классификации типа движений.

Одним из эффективных подходов к распознаванию различных движений лучезапястного сустава (сгибание, разгибание и супинация) является использование нечеткой логики и систем нечеткого вывода правил. Разработанный на основе нечеткой логики классификатор продемонстрировал высокую точность (вероятность) распознавания типа движений лучезапястного сустава 94,44 %.

Представленная структура программно-аппаратной системы анализа данных электромиографии может быть использована как для лабораторных исследований, так и для прототипирования биоинформационных систем наряду с системами управления многофункциональными биопротезами.

**ЛИТЕРАТУРА**

1. Со Со Тав У, Гаврилов А.И. Система обработки данных электромиографии // Молодежный научно-технический вестник. Электрон. журн. 2015. № 11.  
URL: <http://sntbul.bmstu.ru/doc/817650.html> (дата обращения 07.09.2015)
2. Zecca M., Micera S., Carrozza M.C., Dairo P. Control of multifunctional prosthetic hands by processing the electromyographic signal // Critical reviews in biomedical engineering. 2002. No. 30. P. 459–485.
3. Fraiwan L., Awwad M., Mahdawi M., Jamous Sh. Real time virtual prosthetic hand controlled using EMG signals // 1st Middle East Conference on Biomedical Engineering. 2011. P. 225–227. DOI: 10.1109/MECBME.2011.5752106
4. Пупков К.А., Гаврилов А.И., Шахназаров Г.А. Комплексирование технологий управления в интеллектуальных системах высокой точности и надежности // Вестник РУДН. Сер. Инженерные исследования. 2011. № 4. С. 60–67.

5. Андрианов Д.А., Гаврилов А.И. Разработка системы анализа биологических показателей человека на основе нейросетевых технологий // Молодежный научно-технический вестник. Электрон. журн. 2012. № 3. URL: <http://sntbul.bmstu.ru/doc/458150.html> (дата обращения 04.12.2014)
6. Ryait H.S., Arora A.S., Agarwal R. SEMG signal analysis at acupressure points for elbow movement // Journal of Electromyography and Kinesiology. 2011. Vol. 21. No. 5. P. 868–876. DOI: 10.1016/j.jelekin.2011.07.002
7. Ahmad S.A., Ishak A.J., Ali S. Classification of surface electromyographic signal using fuzzy logic for prosthesis control // IEEE EMBS Conference on biomedical engineering and science. 2010. P. 471–474. DOI: 10.1109/IECBES.2010.5742283
8. Shalu George. K., Sivanandan K.S., Mohandas K.P. Speed based EMG classification using fuzzy logic // International Review on Computers and Softwares. 2012. Vol. 7. No. 3. P. 950–958.
9. Crawford B., Miller K., Shenoy Rao R. Real-time classification of electromyographic signals for robotic control // Proceeding of AAAI. 2005. P. 523–528.
10. Суранов А.Я. LabVIEW. Справочник по функциям. М.: ДМК Пресс, 2007. 536 с.
11. Заде Л.А. Понятие лингвистической переменной и его применение к принятию приближенных решений. М.: Мир, 1976. 165 с.
12. Заде Л.А. Основы нового подхода к анализу сложных систем и процессов принятия решений: Математика сегодня. М.: Знание, 1974. С. 5–49.

**Гаврилов Александр Игоревич** — канд. техн. наук, доцент кафедры «Системы автоматического управления» МГТУ им. Н.Э. Баумана (Российская Федерация, 105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5).

**Со Со Тав У** — аспирант кафедры «Системы автоматического управления» МГТУ им. Н.Э. Баумана (Российская Федерация, 105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5).

#### **Просьба ссылаться на эту статью следующим образом:**

Гаврилов А.И., Со Со Тав У. Биоинформационная система с классификатором движений лучезапястного сустава на основе нечеткой логики // Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Сер. Приборостроение. 2016. № 6. С. 71–84. DOI: 10.18698/0236-3933-2016-6-71-84

### **BIONFORMATICS SYSTEM WITH WRIST JOINT MOVEMENT CLASSIFIER BASED ON FUZZY LOGIC**

**A.I. Gavrilo**

**Soe Soe Thaw Oo**

[alexgarilov@mail.ru](mailto:alexgarilov@mail.ru)

[dragonz.pro@gmail.com](mailto:dragonz.pro@gmail.com)

**Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation**

#### **Abstract**

The paper considers research and development of bioinformatics system based on the electromyography data (EMG). We consider a multilevel structure for EMG signal processing with the focus on collecting information of the wrist joint movement and recognition of the motion type with the fuzzy logic classifier. The simulation results show high probability

#### **Keywords**

*Fuzzy logic, electromyography, pattern recognition, multifunctional prosthesis*

of movement type detection (95%), which proves the possibility of applying the proposed approaches in control systems for multifunction prostheses

---

## REFERENCES

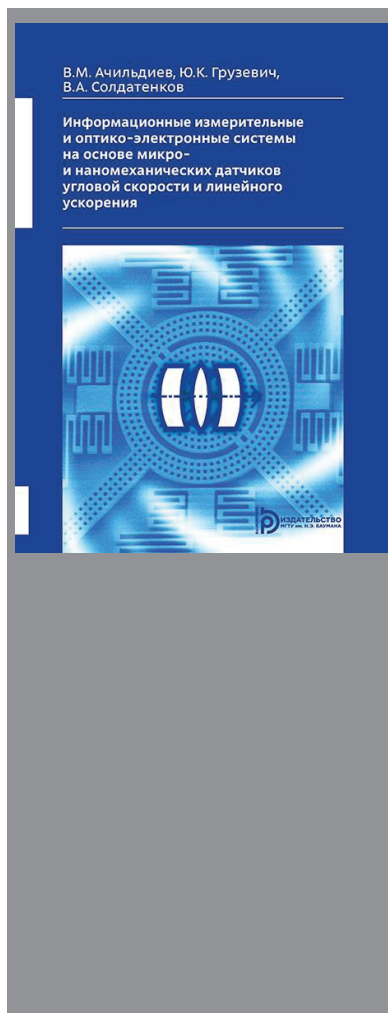
- [1] Soe Soe Thaw Oo, Gavrilov A.I. Electromyography data-processing system. *Molodezhniy nauchno-tehnicheskiiy vestnik* [Electronic periodical youth scientific and technical bulletin], 2015, no. 11. Available at: <http://sntbul.bmstu.ru/doc/817650.html> (accessed 07.09.2015) (in Russ.).
- [2] Zecca M., Micera S., Carrozza M.C., Dairo P. Control of multifunctional prosthetic hands by processing the electromyographic signal. *Critical reviews in biomedical engineering*, 2002, no. 30, pp. 459–485.
- [3] Fraiwan L., Awwad M., Mahdawi M., Jamous Sh. Real time virtual prosthetic hand controlled using EMG signals. *1st Middle East Conference on Biomedical Engineering*, 2011, pp. 225–227. DOI: 10.1109/MECBME.2011.5752106
- [4] Pupkov K.A., Gavrilov A.I., Shakhnazarov G.A. Integration of Control Technologies in the High Accuracy and Relyability Intelligent Systems. *Vestnik RUDN. Ser. Inzhenernyye issledovaniya* [Bulletin of PFUR. Ser. Engineering researches], 2011, no. 4, pp. 60–67 (in Russ.).
- [5] Andrianov D.A., Gavrilov A.I. System development for human biological parameter analysis using neural net technologies. *Molodezhniy nauchno-tehnicheskiiy vestnik* [Electronic periodical youth scientific and technical bulletin], 2012, no. 3. Available at: <http://sntbul.bmstu.ru/doc/458150.html> (accessed 04.12.2014) (in Russ.).
- [6] Ryait H.S., Arora A.S., Agarwal R. SEMG signal analysis at acupressure points for elbow movement. *Journal of electromyography and Kinesiology*, 2011, vol. 21, no. 5, pp. 868–876. DOI: 10.1016/j.jelekin.2011.07.002
- [7] Ahmad S.A., Ishak A.J., Ali S. Classification of surface electromyographic signal using fuzzy logic for prosthesis control. *IEEE EMBS Conference on biomedical engineering and science*, 2010, pp. 471–474. DOI: 10.1109/IECBES.2010.5742283
- [8] Shalu George. K., Sivanandan K.S, Mohandas K.P. Speed based EMG classification using fuzzy logic. *International Review on Computers and Softwares*, 2012, vol. 7, no. 3, pp. 950–958.
- [9] Crawford B., Miller K., Shenoy, Rao R. Real-time classification of electromyographic signals for robotic control. *Proceeding of AAAI*, 2005, pp. 523–528.
- [10] Suranov A.Ya. *LabVIEW. Spravochnik po funktsiyam* [LabVIEW. Function guide]. Moscow, DMK Press Publ., 2007. 536 p.
- [11] Zade L.A. Ponyatie lingvisticheskoy peremennoy i ego primeneniye k prinyatiyu priblizhennykh resheniy [Linguistic variable concept and its use for taking approximate solutions]. Moscow, Mir Publ., 1976. 165 p.
- [12] Zade L.A. Osnovy novogo podkhoda k analizu slozhnykh sistem i protsessov prinyatiya resheniy: Matematika segodnya [Fundamentals of new approach to complex system analysis and decision making procedure]. Moscow, Znanie Publ., 1974. Pp. 5–49.

**Gavrilov A.I.** — Cand. Sci. (Eng.), Assoc. Professor of Automatic Management Systems Department, Bauman Moscow State Technical University (2-ya Baumanskaya ul. 5, Moscow, 105005 Russian Federation).

**Soe Soe Thaw Oo** — post-graduate student of Automatic Management Systems Department, Bauman Moscow State Technical University (2-ya Baumanskaya ul. 5, Moscow, 105005 Russian Federation).

**Please cite this article in English as:**

Gavrilov A.I., Soe Soe Thaw Oo. Bionformatics System with Wrist Joint Movement Classifier Based on Fuzzy Logic. *Vestn. Mosk. Gos. Tekh. Univ. im. N.E. Baumana, Priborostr.* [Herald of the Bauman Moscow State Tech. Univ., Instrum. Eng.], 2016, no. 6, pp. 71–84. DOI: 10.18698/0236-3933-2016-6-71-84



В Издательстве МГТУ им. Н.Э. Баумана  
вышло в свет учебное пособие авторов

**В.М. Ачильдиева, Ю.К. Грузевича,  
В.А. Солдатенкова**

**«Информационные измерительные  
и оптико-электронные системы на основе микро-  
и наномеханических датчиков угловой скорости  
и линейного ускорения»**

Рассмотрены основные физические принципы работы и особенности функционирования гироскопов различных видов. Исследованы микромеханические гироскопы и акселерометры с рамочной и консольной конструкциями чувствительного элемента с емкостными и автоэлектронными преобразователями и наноэлектромеханические измерительные преобразователи для измерения тепловых полей малой интенсивности в инфракрасной и терагерцовой областях спектра. Предложены способы изготовления и локальной инициализации вискера по переменному току после формирования механической структуры чувствительного элемента. Описан синтез регуляторов методом модального управления и идентификации коэффициентов чувствительности к температуре и напряжению питания. Приведены примеры схем построения, моделирования и испытаний систем управления и навигации летательных микроаппаратов на основе платформенных инерциальных блоков, различных информационно-измерительных средств с использованием наклономеров, оптико-электронных устройств наблюдения с определением координат удаленных объектов и нацеленных систем ориентации.

**По вопросам приобретения обращайтесь:**

105005, Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1  
+7 (499) 263-60-45  
press@bmstu.ru  
www.baumanpress.ru