

Демидченко Егор Александрович,
студент, Ангарский государственный технический университет,
e-mail: demidchenko.ea@yandex.ru

Сенотова Светлана Анатольевна,
к.т.н., доцент, Ангарский государственный технический университет,
e-mail: sveta-senotova@mail.ru

Пудалов Алексей Дмитриевич,
к.т.н., доцент, Ангарский государственный технический университет,
e-mail: puddim@rambler.ru

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА ХИГУЧИ ДЛЯ АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОМИОГРАММЫ
Demidchenko E.A., Senotova S.A., Pudalov A.D.
APPLICATION OF THE HIGUCHI METHOD FOR THE ANALYSIS OF
ELECTROMYOGRAMS

Аннотация: Рассмотрено применение фрактального метода Хигучи к анализу электромиограмм (ЭМГ). Показано, что применение метода позволяет увидеть разницу между движениями разных пальцев по ЭМГ, регистрируемой поверхностными электродами с предплечья человека в характерных зонах.

Ключевые слова: бионический протез, электромиограмма, фрактальная размерность, метод Хигучи.

Abstract: The application of the fractal Higuchi method to the analysis of electromyograms (EMG) is considered. It is shown that the application of the method makes it possible to see the difference between the movements of different fingers by EMG recorded by surface electrodes from the human forearm in characteristic zones.

Keywords: bionic prosthesis, electromyogram, fractal dimension, Higuchi method.

Предложено для расчётов фрактальной размерности использовать метод Хигучи [1], который имеет ряд преимуществ в сравнении с другими подобными методами. Он основан на измерении длины кривой линии ЭМГ [2], позволяя оценить её среднюю длину, используя сегмент образцов в качестве единицы измерения [3].

Для проведения анализа ЭМГ методом Хигучи необходимо вначале экспериментально получить исходные данные. Для этого было собрано устройство для регистрации электромиограммы, структурная схема которого изображена на рисунке 1. Устройство, включает в себя следующие компоненты:

- три поверхностных ЭМГ электрода;
- шлейф для подключения электродов;
- модуль измерения на базе операционного усилителя AD8232;
- платформа Arduino на базе микроконтроллера ATmega328P-PU;
- набор проводов с макетной платой;
- мобильная ЭВМ с программным обеспечением Arduino IDE.

Ключевым компонентом экспериментального устройства является модуль на основе операционного усилителя AD8232. Он предназначен для усиления и фильтрации слабых биопотенциальных сигналов. AD8232 включает в се-

бя двухполюсный фильтр высоких частот и операционный усилитель, который позволяет использовать технологию многополюсной низкочастотной фильтрации для удаления помех. Датчик снимает показания по методу двухполюсных отведений, при котором фиксируется разность потенциалов между двумя точками электрического поля. Структурная схема устройства регистрации ЭМГ приведена на рисунке 1.

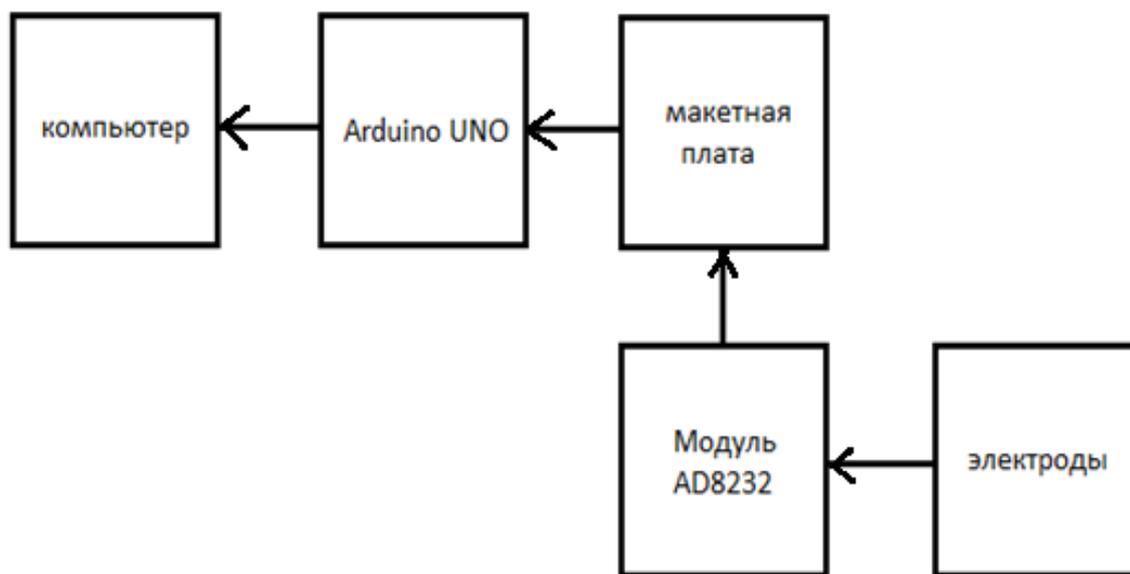


Рисунок 1 – Структурная схема устройства регистрации ЭМГ

Для того чтобы регистрировать данные с датчиков и передавать их в компьютер с дальнейшим выводом на экран, был написан программный код для микроконтроллера ATmega 328P-PU, на котором и основана работа платформы Arduino Uno.

Эксперимент проводился по следующей схеме. К испытуемому, в качестве которого выступил один из авторов статьи, подключались поверхностные электроды в зонах мышечной активности на предплечье. Затем включалось собранное для проведения эксперимента устройство. Оно регистрировало ЭМГ в состоянии покоя, супинацию и процесс напряжения/расслабления мышц во время движения пальцами. Снятые показания с датчиков передавались на компьютер, где отображались на плоттере последовательного соединения и сохранялись с целью дальнейшей обработки.

Для получения ЭМГ использовались три поверхностных ЭМГ-датчика, расположенных в зонах активности мышц предплечья так, как это показано на рисунке 2. Межэлектродное расстояние составляло 30...35 мм. При таком расстоянии, амплитуда поверхностной электромиограммы обладает метрологическими признаками надежности и достоверности. Это значит, что она меняется

от измерения к измерению в пределах 5...18 %. При уменьшении межэлектродного расстояния, амплитудные показатели электромиограммы снижаются, а при увеличении до 55 мм – увеличиваются. При этом растет величина вариативности сигнала вплоть до 25 %. При уменьшении расстояния между электродами до 20...25 мм вариативность сигнала заметно снижается до 5...10 %, однако, снижается и амплитуда миограммы на 10...30 %, по сравнению с оптимальным расстоянием в 30...35 мм, которое было вычислено опытным путём.

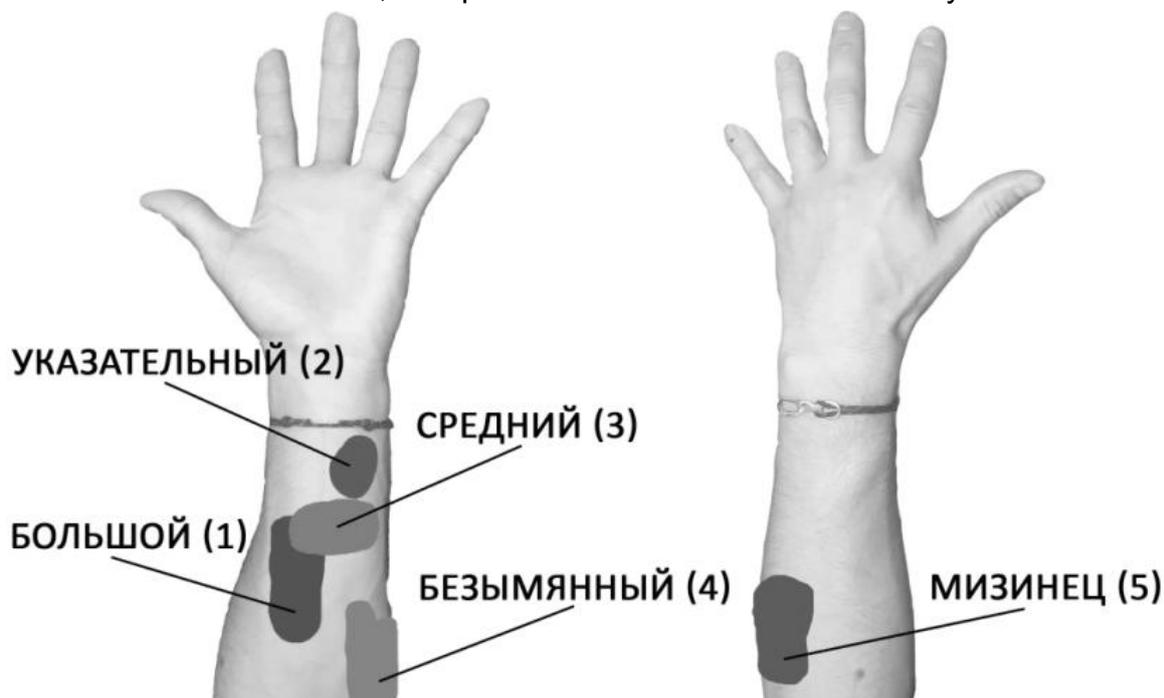


Рисунок 2 – Зоны расположение электродов на мышцах предплечья

После подключения электродов к испытуемому основным полученным результатом регистрации ЭМГ является интерференционная кривая, изображенная на рисунке 3 и представляющая собой полиморфную активность, которая возникает при произвольном сокращения мышц во время покоя.

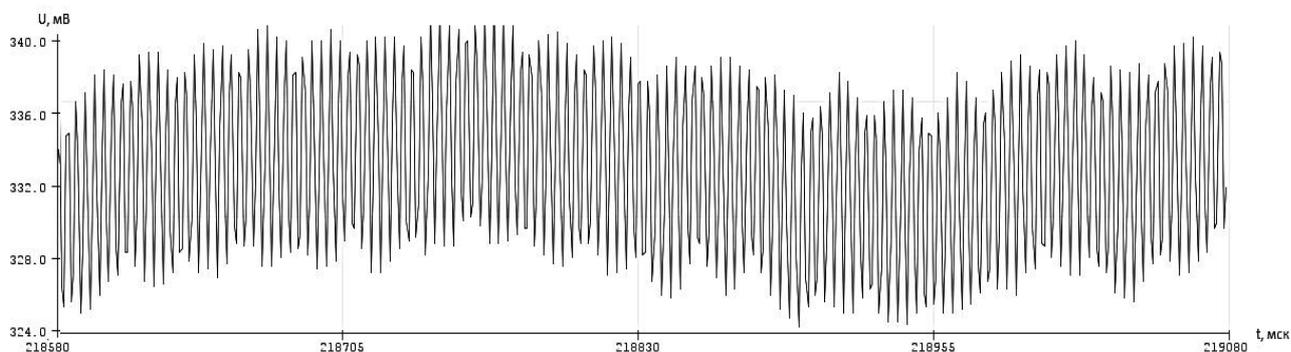


Рисунок 3 – Фрагмент ЭМГ, соответствующий интерференционной кривой первого типа

Кроме этого, удалось зарегистрировать ЭМГ, на которых можно наблюдать сигналы, соответствующие частому напряжению и расслаблению мышц (рисунок 4), а также супинацию (рисунок 5). Изменение сигналов имеет сходный характер, за исключением максимального уровня амплитуды и некоторого относительного смещения по времени.

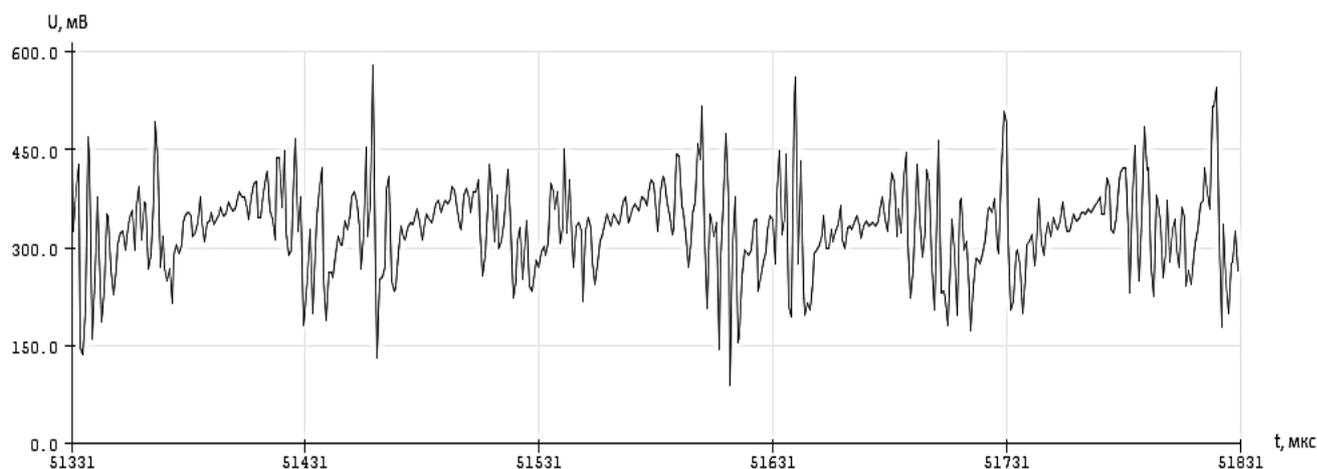


Рисунок 4 – Фрагмент ЭМГ, соответствующий периодическому, быстрому напряжению и расслаблению мышц предплечья

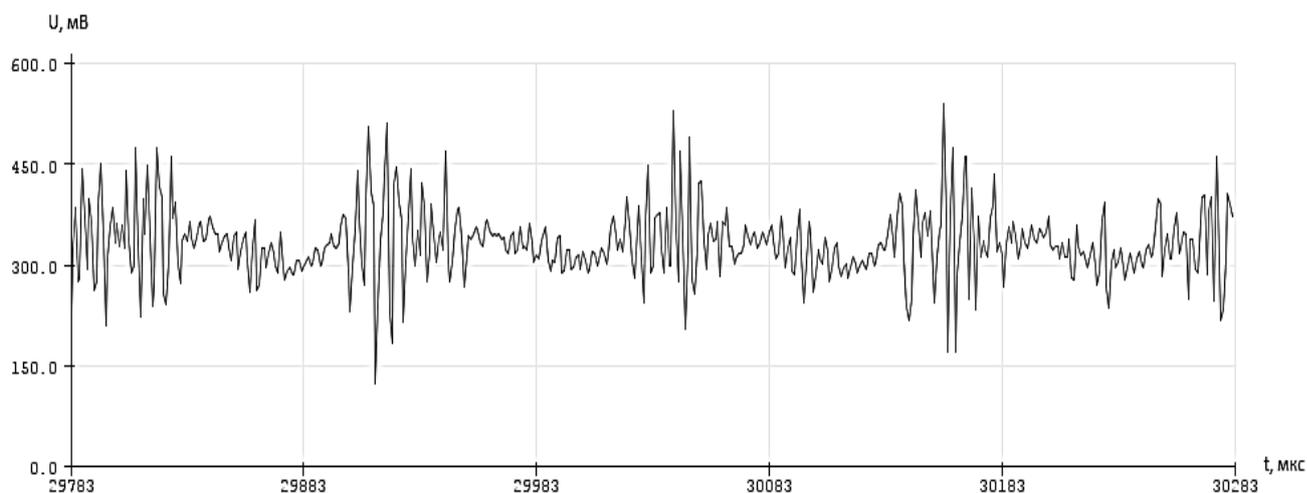


Рисунок 5 – Фрагмент ЭМГ, регистрирующий супинацию

На любой зарегистрированной ЭМГ существует спайковая импульсная активность. Спайк имеет вид высокоамплитудного, короткого, быстрого положительного пика. Характерными особенностями спайков является их высокая амплитуда и небольшая длительность (порядка 1...2 мс). Наличие на ЭМГ таких острых волн и пикоподобных состояний выступает ведущим показателем для их анализа и расшифровки. Однако, помимо спайков, подобной амплитудой и формой могут обладать и артефакты. Из рисунков 3-5, видно, что в данных присутствуют артефакты и шумы, обусловленные особенностями фиксации

электродов на поверхности тела, а также возникающих под влиянием внешних помех. Для получения более «чистых» показаний необходимо применять процедуры фильтрации.

Во время регистрации электромиограммы, был получен блок данных, содержащий по 2500 значений для каждого пальца кисти руки человека. В качестве примера в таблице 1 приведена часть этих данных, полученных в ходе эксперимента для большого пальца.

Таблица 1

Фрагмент данных ЭМГ для большого пальца

1 опыт	2 опыт	3 опыт	4 опыт	5 опыт	6 опыт	7 опыт	8 опыт	9 опыт	10 опыт
366	351	345	259	492	317	337	325	315	347
352	340	384	249	483	323	356	336	311	307
348	342	384	232	462	313	355	331	305	297
368	354	340	249	515	319	337	321	317	314
371	350	323	241	481	342	342	323	317	330
352	337	328	241	469	346	364	338	312	322
351	347	350	236	486	338	357	337	302	315
368	362	342	253	477	328	346	321	301	329
365	353	351	254	429	320	361	331	325	331
347	339	352	237	447	331	368	343	325	302

Имея достаточно большую выборку данных, можно провести ее анализ – для формирования вектора признаков, позволяющего идентифицировать каждый палец руки. Для такой идентификации в принципе могут использоваться разные методы, отличающиеся глубиной обработки данных и качеством получаемых результатов. В данной работе при анализе ЭМГ использовался метод фрактальных размерностей, позволяющий численно оценивать сложность временной последовательности.

При проведении расчётов фрактальной размерности используется метод Хигучи. Он основан на измерении длины кривой и позволяет оценить её среднюю длину, используя сегмент образцов k в качестве единицы измерения.

Согласно алгоритму Хигучи примем $X(n)$, как эквидистантную последовательность, состоящую из N элементов. Разбив $X(n)$ на k последовательностей, получим:

$$X_m^k = \left\{ X(m), X(m+k), X(m+2k), \dots, X\left(m + \left[\frac{N-m}{k}\right]k\right) \right\}, \quad (1)$$

где m и k представляют собой начальный интервал времени равный 1, 2, 3, ..., n (где n целое число); $\left[\frac{N-m}{k}\right]$ – целая часть.

Примем, что этот ряд имеет $N = 100$, тогда:

$$X_3^1: X(1), X(4), X(7), X(10), \dots, X(100);$$

$$X_3^2: X(2), X(5), X(76), X(11), \dots, X(98);$$

$$X_3^3: X(3), X(6), X(9), X(12), \dots, X(99);$$

Разбив последовательности, необходимо найти длины кривых по следующей формуле:

$$L_m(k) = \left(\frac{N-m}{\sum_{i=1}^k S_m} \right) \frac{1}{k}, S_m = |X(m+ik) - X(m+(i-1)k)|^{\frac{N-1}{\lfloor \frac{N-m}{k} \rfloor}}, \quad (2)$$

Тогда полная средняя длина кривой при заданном k находится по следующему выражению:

$$\langle L(k) \rangle = \frac{\sum_{m=1}^k L_m(k)}{k}. \quad (3)$$

Если выполняется условие $\langle L(k) \rangle \propto k^{-D}$, то последовательность $X(n)$ фрактальна с фрактальной размерностью D .

Метод Хигучи для анализа ЭМГ применялся последовательно к временным рядам, составленным по результатам экспериментов. Обработка значений проводилась с помощью специальной программы, написанной на языке Visual Basic Application с использованием MS Excel.

Полученные результаты вычислений фрактальной размерности представлены в таблице 2.

Таблица 2

Результаты вычислений фрактальной размерности

Фрактальная размерность	Большой	Указательный	Средний	Безымянный	Мизинец
D	1,93	1,98	1,89	1,96	1,97
	1,93	1,98	1,91	1,96	1,88
	1,92	1,57	1,87	1,95	1,98
	1,85	1,80	1,79	1,96	1,99
	1,76	1,90	1,79	1,96	1,97
	1,92	1,91	1,81	1,67	1,97
	1,93	1,90	1,79	1,63	1,97
	1,95	1,87	1,85	1,19	1,98
	1,95	1,85	1,85	1,22	1,94
	2,02	1,84	1,80	1,89	1,97

Проиллюстрируем результаты с помощью гистограмм и разобьём их на интервалы. Результаты представлены в таблицах 3-7.

Таблица 3

Гистограммы распределения коэффициента D для большого пальца

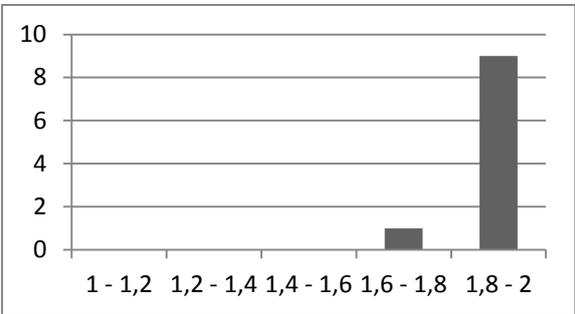
Интервал	Число наблюдений	Процент	Гистограмма
1 – 1,2	0	-	
1,2 – 1,4	0	-	
1,4 – 1,6	0	-	
1,6 – 1,8	1	10	
1,8 – 2	9	90	

Таблица 4

Гистограммы распределения коэффициента D для указательного пальца

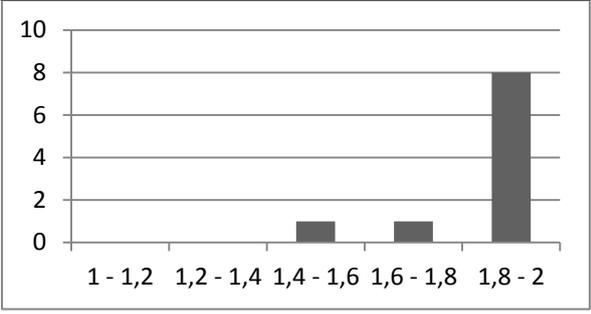
Интервал	Число наблюдений	Процент	Гистограмма
1 – 1,2	0	-	
1,2 – 1,4	0	-	
1,4 – 1,6	1	10	
1,6 – 1,8	1	10	
1,8 – 2	8	80	

Таблица 5

Гистограммы распределения коэффициента D для среднего пальца

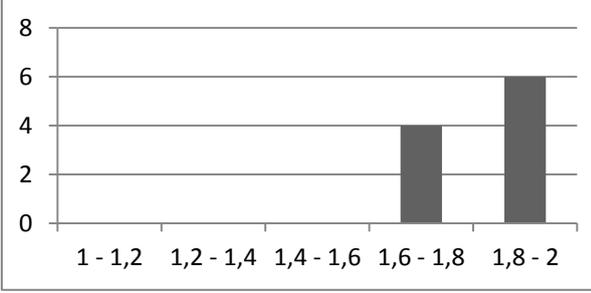
Интервал	Число наблюдений	Процент	Гистограмма
1 – 1,2	0	-	
1,2 – 1,4	0	-	
1,4 – 1,6	0	-	
1,6 – 1,8	4	40	
1,8 – 2	6	60	

Таблица 6

Гистограммы распределения коэффициента D для безымянного пальца

Интервал	Число наблюдений	Процент	Гистограмма
1 – 1,2	1	10	
1,2 – 1,4	1	10	
1,4 – 1,6	0	-	
1,6 – 1,8	2	20	
1,8 – 2	6	60	

Таблица 7

Гистограммы распределения коэффициента D мизинца

Интервал	Число наблюдений	Процент	Гистограмма
1 – 1,2	0	-	
1,2 – 1,4	0	-	
1,4 – 1,6	0	-	
1,6 – 1,8	0	-	
1,8 – 2	10	100	

Применение к ЭМГ-сигналу метода Хигучи позволило увидеть разницу между движениями разных пальцев по ЭМГ, снимаемой поверхностными электродами, с предплечья человека. Используя полученные результаты, становится возможным определить вид функции принадлежности для каждого пальца. Эти данные планируется использовать при построении нечёткого логического контроллера.

ЛИТЕРАТУРА

1. **Gomez, C.** Use of the Higuchi's fractal dimension for the an alysis of MEG recordings from Alzheimer's disease patients / Ingenieros de Telecomunicacion. University of Valladolid. Spain, 2008. С. 29.
2. **Maier, S., Smagt, P.** Surface EMG suffices to classify the motion of each finger independently // 9th International Conference on Motion and Vibration Control. 2008 С. 9.
3. **Polychron, G.** Comparison of fractal dimension estimation algorithms for epileptic seizure onset detection / Journ al of neural engineering. Greece, 2010. С. 198.