

МЕДИЦИНА

УДК 616.073.7

Корреляционный анализ в исследовании функционального состояния нервно-мышечной системы

А. Н. Осипов¹, Г. Д. Ситник², Э. С. Кашицкий², С. И. Веренич¹

Для исследования функционального состояния нервно-мышечной системы используется ряд объективных и информативных методов. Среди них все шире применяется запись потенциалов скелетных мышц – электромиограммы (ЭМГ).

Поверхностные ЭМГ исследования позволяют не только установить характер заболевания, проводить его топическую диагностику, но и объективно контролировать эффективность лечения, прогнозировать время и определять этапы восстановления. Достоинством метода является простота аппаратной реализации, малая длительность процедуры, высокая точность диагностики заболеваний, распространенность метода ЭМГ. В настоящее время получает распространение многоканальная электромиография.

Традиционные методы анализа электромиографических сигналов (турн анализ, интегральный анализ и другие) недостаточно эффективно решают задачу повышения точности диагностики функционального состояния опорно-двигательного аппарата ввиду шумоподобной природы ЭМГ-сигнала. Основным недостатком метода накожной ЭМГ является невозможность точно воспроизвести результаты ЭМГ при повторном исследовании. Все это дает значительную вариабельность кривой ЭМГ-сигнала и не позволяет достоверно интерпретировать результаты поверхностной ЭМГ [1,2]. Таким образом, задача повышения точности и информативности ЭМГ исследований является актуальной.

Дальнейшее развитие методов электромиографии связано с применением современных методов обработки биомедицинских сигналов [3-6]. Одним из перспективных подходов является использование корреляционного анализа многоканальных ЭМГ-сигналов. Математический аппарат корреляционного анализа хорошо разработан и нашёл широкое применение в обработке изображений, радиолокации и других технических областях.

В этой связи в данной работе исследованы закономерности возбуждения различных участков мышечной группы на базе анализа многоканальных ЭМГ-сигналов.

Взаимная корреляция $r_{12}(n)$ двух последовательностей данных (сигналов или функций) $x_1(n)$ и $x_2(n)$, содержащих по N элементов, определяется как [7]:

$$r_{12}(j) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_1(n)x_2(n+j), \quad (1)$$

где j – величина сдвига или интервал, на который $x_2(n)$ смещается относительно $x_1(n)$.

Для устранения краевого эффекта либо длину одной последовательности делают в два раза большей длины, необходимой для нахождения корреляции, либо корректируют все рассчитанные значения:

$$r_{12}(j)_{true} = r_{12}(j) + \frac{j}{N} r_{12}(0). \quad (2)$$

Значения функции взаимной корреляции вычисляются согласно приведенным выше формулам (1) и (2) в зависимости от абсолютных значений данных. При необходимости

сти измерить взаимную корреляцию в фиксированном масштабе между -1 и +1 используют выражение:

$$\rho_{12}(j) = \frac{r_{12}(j)}{\frac{1}{N} \left[\sum_{n=0}^{N-1} x_1^2(n) \times \sum_{n=0}^{N-1} x_2^2(n) \right]^{\frac{1}{2}}} . \quad (3)$$

Величина $\rho_{12}(j)$ известна как коэффициент взаимной корреляции. Значение этого коэффициента всегда лежит между -1 и +1, причем “+1” означает 100%-ную корреляцию в прямом смысле, “-1” – 100%-ную корреляцию в противоположном смысле, как для сигналов в противофазе. Значение “0” указывает на нулевую корреляцию. Это означает, что сигналы совершенно независимы, например, если один из сигналов абсолютно случаен. Малые значения $\rho_{12}(j)$ указывают на незначительную корреляцию.

Максимум взаимно корреляционной функции может наблюдаться не только при $j=0$, но и со сдвигом. Этот сдвиг означает, что один из сигналов запаздывает относительно другого:

$$j^* = \underset{j}{\operatorname{arg\,max}} \rho_{12}(j) . \quad (4)$$

Описание программно-аппаратных средств. Для проведения исследований разработан программно-аппаратный комплекс, который позволяет произвести корреляционный анализ сигналов электромиограмм[8]. Комплекс состоит из следующих блоков:

1. Электродные матрицы А и В и нулевой электрод для регистрации многоканальных ЭМГ-сигналов с различных участков мышц плечевого пояса.
2. Усилители I-ого и II-ого каналов, образующих 2-ух канальный миограф.
3. Устройство сопряжения с аналого-цифровым преобразователем.
4. Персональный компьютер для обработки цифрового ЭМГ-сигнала.

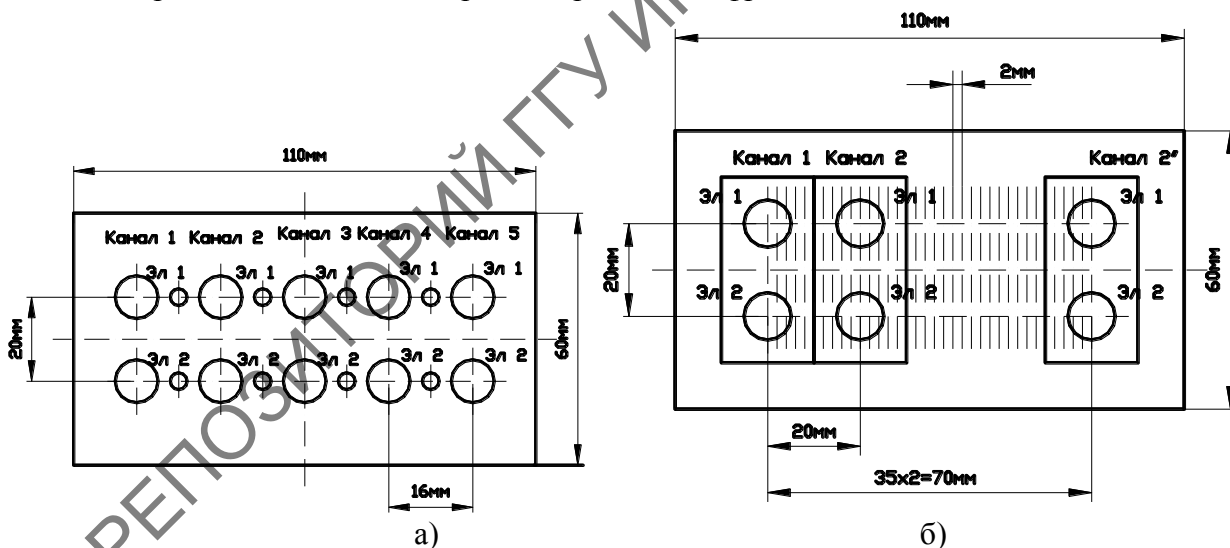


Рисунок 1 – Конструкция электродных матриц

а – матрица А

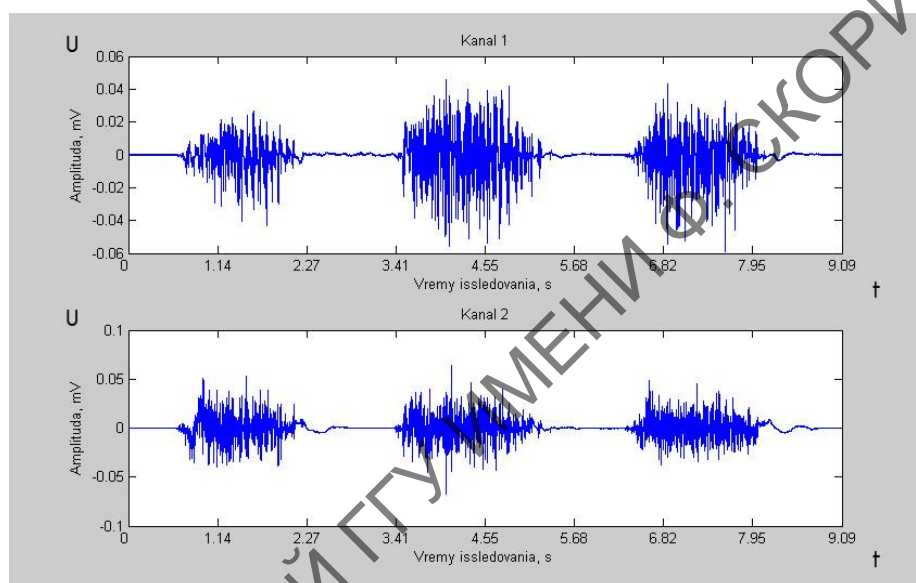
б – матрица В

Разработанные электродные матрицы позволяют изменять расстояние между центрами электродов: матрица А – от 1.6 до 8.0 см с шагом 1.6см, матрица В – от 2.0 до 7.0 см с шагом 0.2 см. Конструкции электродных матриц приведены на рис. 1. Для удобства смены межэлектродного расстояния применены разъёмные соединения – клемники в матрице А. Использовано 10 электродов в виде диска диаметром 10 мм. Для обеспечения постоянства межэлектродного расстояния электроды смонтированы в фиксирующей колодке. Материалом для колодки выбрана резина размерами 110×60 мм. Для фиксации электродов в колодке сделаны отверстия, расстояние между которыми составляет 8 мм. Матрица В содержит 4 элек-

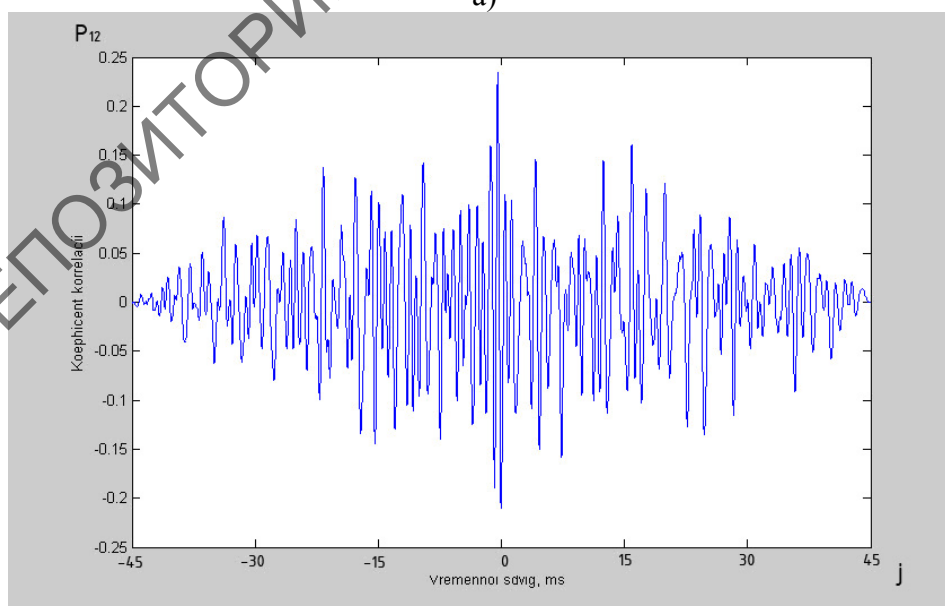
трода диаметром 12 мм, по 2 электрода на каждый канал. Изменение межэлектродного расстояния осуществляется перемещением электродов одного канала относительно другого в резиновой колодке, в которой отверстия сделаны с шагом 2 мм.

Отношение сигнал/шум усилителя составляет не менее 10 дБ. Частота дискретизации – 44 кГц, соответственно период дискретизации составляет 0.0227 мс.

Анализ ЭМГ-сигналов выполнен в среде обработки данных MatLab, которая позволяет на существующих в ней алгоритмах и встроенных функциях вычисления корреляционной функции и коэффициента корреляции произвести корреляционный анализ исследуемых биомедицинских сигналов [9]. В работе используется запись вида: $[R_x, \text{lags}] = \text{xcorr}(x, 'coef')$ – выходные аргументы этой функции – корреляционная функция и значения временного сдвига. Для определения коэффициента корреляции используется встроенная функция corrcoef . Синтаксис $B = \text{corrcoef}(X, Y)$ означает вычисление коэффициента корреляции соответственно с формулой (3). Временной сдвиг или сдвиг максимума корреляционной функции по оси времени от начала координат вычислялся в соответствии с формулой (4).



а)



б)

Рисунок 2 – ЭМГ-сигналы двухглавой мышцы плеча
а – зарегистрированные ЭМГ-сигналы по I и II каналу
б – корреляционная функция ЭМГ-сигналов

Методика проведения ЭМГ исследования. В исследовании участвовало 18 человек в возрасте от 19 до 22 лет без заболеваний. Матрица электродов накладывается на двуглавую мышцу плеча вдоль (тип II) и поперёк (тип I) мышечных волокон. Межэлектродное расстояние при подключении электродной матрицы А по типу I имеет значения 1.6, 3.2, 4.8, 6.4, 8.0 см, по типу II – 1.6, 3.2, 4.8 см. При подключении матрицы В по типу I межэлектродное расстояние изменяется от 2.0 см до 7.0 см с шагом 0.2 см. Электродная матрица фиксируется над исследуемой мышцей (двуглавая мышца плеча). Нулевой электрод располагается на запястье этой же руки. При проведении исследований мышца должна находиться в состоянии максимального напряжения. Запись электромиограмм производилась трижды при сокращении двуглавой мышцы плеча (время сокращения 2-3 сек.). Между сокращениями выполнялось расслабление мышцы (время релаксации 2-3 сек.). На рис. 2 представлены ЭМГ-сигналы, снятые при помощи двух каналов миографа с двуглавой мышцы плеча.

После регистрации данных рассчитывались в среде MatLab зависимости: временного сдвига $\vec{j} = (\arg \max_j \rho_{12}^1(j), \arg \max_j \rho_{12}^2(j), \dots, \arg \max_j \rho_{12}^m(j))$ и максимального значения коэффициента корреляции $\vec{\rho}_{12} = (\rho_{12}^1, \rho_{12}^2, \dots, \rho_{12}^m)$ при различном межэлектродном расстоянии d , где ρ_{12}^1 – значение коэффициента корреляции при d_1 , ρ_{12}^2 – значение коэффициента корреляции при $d_2 = d_1 + \Delta$, ρ_{12}^m – при $d_m = d_{m-1} + \Delta$, Δ – шаг изменения межэлектродного расстояния. Для матрицы типа А – $m = 5$, $d_1 = 1.6$ см, $d_5 = 8.0$ см, $\Delta = 1.6$ см. Для матрицы типа В – $m = 26$, $d_1 = 2.0$ см, $d_{26} = 7.0$ см, $\Delta = 0.2$ см.

Временной сдвиг – это сдвиг максимума корреляционной функции по оси времени в отсчётах от начала координат, определяемый по формуле (4). Он свидетельствует о том, что между двумя ЭМГ существует связь, но одна из них запаздывает относительно другой, при этом возможно определить, какая из ЭМГ запаздывает по направлению величины сдвига. Небольшой сдвиг (до 3 мс) может быть обусловлен различием пути проходимого возбуждения до одной и другой пары электродов.

При расчете корреляционной функции и временного сдвига существенным является выбор шага сдвига j и длительности обрабатываемого сигнала. В исследованиях использован шаг изменения j , равный одному периоду дискретизации – 0.0227 мс. Длительность ЭМГ-сигнала выбрана экспериментально и составляет $2 \cdot 10^4$ периода дискретизации или 45 мс. На данном интервале в среднем наблюдалось 60 пиков ЭМГ-сигнала, что достаточно для того, чтобы распространить результат анализа данного отрезка ЭМГ-сигнала на весь процесс в целом.

Разработанный аппаратный комплекс, методика проведения исследований и электродные матрицы позволили снимать ЭМГ-сигналы с различных участков мышц плечевого пояса, обеспечить стабильность геометрических параметров наложения электродов, увеличить воспроизводимость результатов ЭМГ при многократном исследовании.

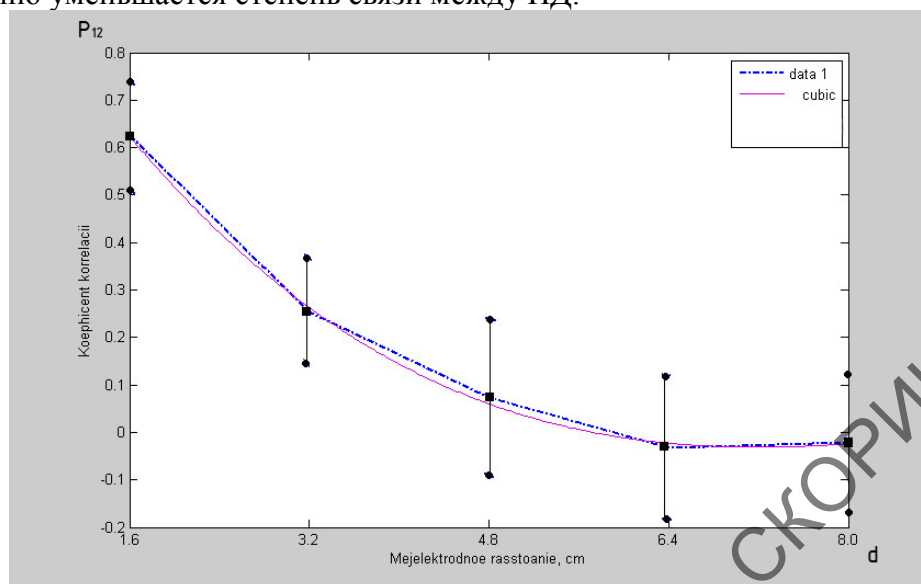
Обсуждение результатов исследований. Анализ результатов исследований при поперечном расположении электродов показал следующее. Коэффициент корреляции уменьшается со значения 0.65 (сильная связь) при межэлектродном расстоянии 1.6 см до 0.1 (слабая связь) при межэлектродном расстоянии 4.8 см и до -0.02 (связь отсутствует) при межэлектродном расстоянии 8.0 см (рис. 3а). Пунктиром изображена зависимость среднего значения коэффициента корреляции от расстояния между электродами, сплошной линией отображена соответственно аппроксимация данной зависимости, рассчитанная по формуле (5):

$$y = P_1 * x^3 + P_2 * x^2 + P_3 * x + P_4, \quad (5)$$

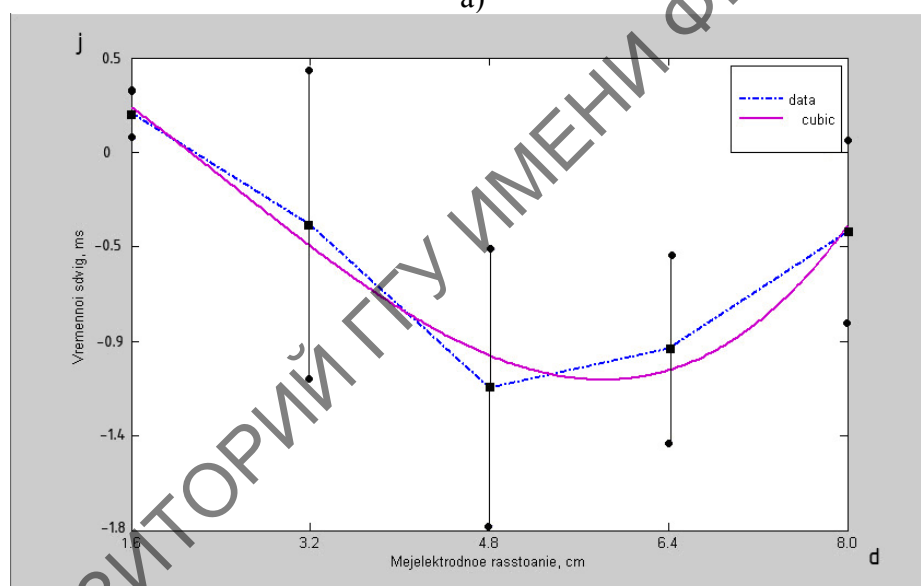
где $P_1 = 1.1896e - 0.15$, $P_2 = 5.1216e - 0.11$, $P_3 = -1.2802e - 0.06$, $P_4 = -0.01109$ – коэффициенты сглаживания.

Территории, занимаемые двигательной единицей (ДЕ), и количество мышечных волокон в них зависят от размера мышцы и ее функции. Анатомически в одном мышечном пучке могут находиться мышечные волокна от разных ДЕ. Таким образом, в области одного пучка

представлены разные ДЕ, в то же время ДЕ никогда не образует своих разветвлений, а распространяется на соседние области. С увеличением межэлектродного расстояния ЭМГ-сигналы регистрируют потенциал действия сначала от одной ДЕ и затем от различных ДЕ и соответственно уменьшается степень связи между ПД.



а)



б)

Рисунок 3 — Результаты исследований при поперечном расположении электродов
 а — зависимость коэффициента корреляции от межэлектродного расстояния
 б — зависимость временного сдвига между ЭМГ-сигналами от межэлектродного расстояния

Как видно из рис.3б, среднее значение временного сдвига (пунктирная линия) убывает с изменением знака от 0.23мс до -1.15мс при увеличении межэлектродного расстояния от 1.6 до 4.8см и далее при увеличении межэлектродного расстояния до 8.0см повышается до -0.4 мс. Аппроксимированная зависимость среднего значения временного сдвига корреляционной функции от межэлектродного расстояния имеет синусоидальную форму.

Характер исследуемых зависимостей при продольном расположении электродов аналогичен приведенным выше. Коэффициент корреляции уменьшается от значения 0.58 (сильная связь) при межэлектродном расстоянии 1.6 см до 0.1 (слабая связь) при межэлектродном расстоянии 4.8 см. Значение временного сдвига убывает от -0.9 мс до -1.8 мс при увеличении межэлектродного расстояния от 1.6 до 3.2см, и повышается до -1.7 при увеличении межэлектродного расстояния до 4.8см. Данная функция также имеет синусоидальную форму.

Для уточнения характера изменения зависимостей коэффициента корреляции и временного сдвига от межэлектродного расстояния проведены исследования с изменением межэлектродного расстояния с 2 до 7 см с шагом 0.2 см, при этом электродная матрица накладывалась по типу I. Проведено 5 измерений. На рис. 4 представлена аппроксимация зависимости коэффициента корреляции от межэлектродного расстояния. Данный график показывает, что коэффициент корреляции уменьшается со значения 0.58 (сильная связь) при межэлектродном расстоянии 2.0 см до 0.25 (слабая связь) при межэлектродном расстоянии 3.8 см. Имеет линейный характер и равняется 0.25 при межэлектродном расстоянии от 3.8 до 5.8 см. И убывает до 0.2 при межэлектродном расстоянии 7.0 см.

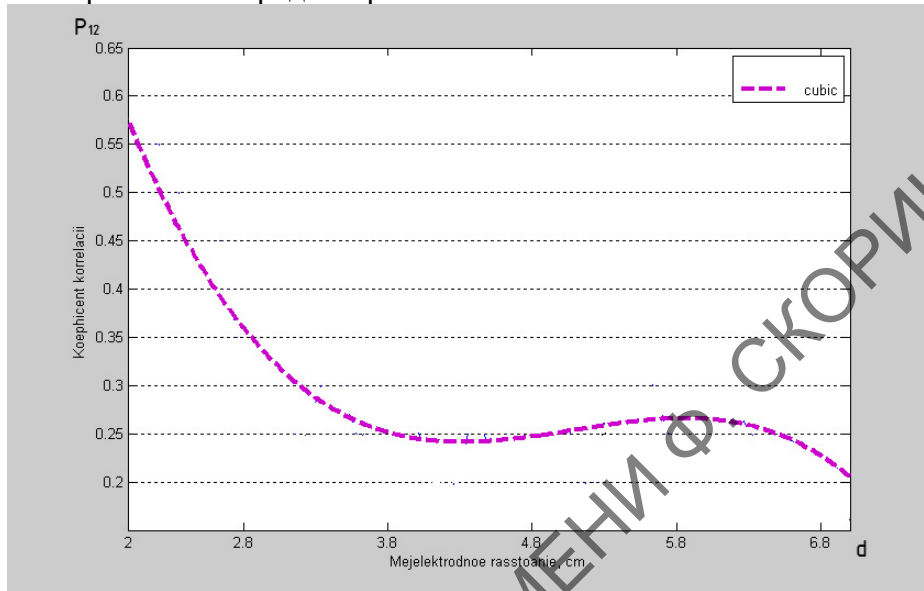


Рисунок 4 – Зависимость коэффициента корреляции между ЭМГ-сигналами от междуэлектродного расстояния при продольном расположении электродной матрицы

На рис. 5а представлены результаты одного исследования зависимости временного сдвига между ЭМГ-сигналами от межэлектродного расстояния. Данная зависимость имеет осцилляторный характер: количество пиков зависимости временного сдвига от межэлектродного расстояния в среднем составляет 1-2 на 1.0 см.

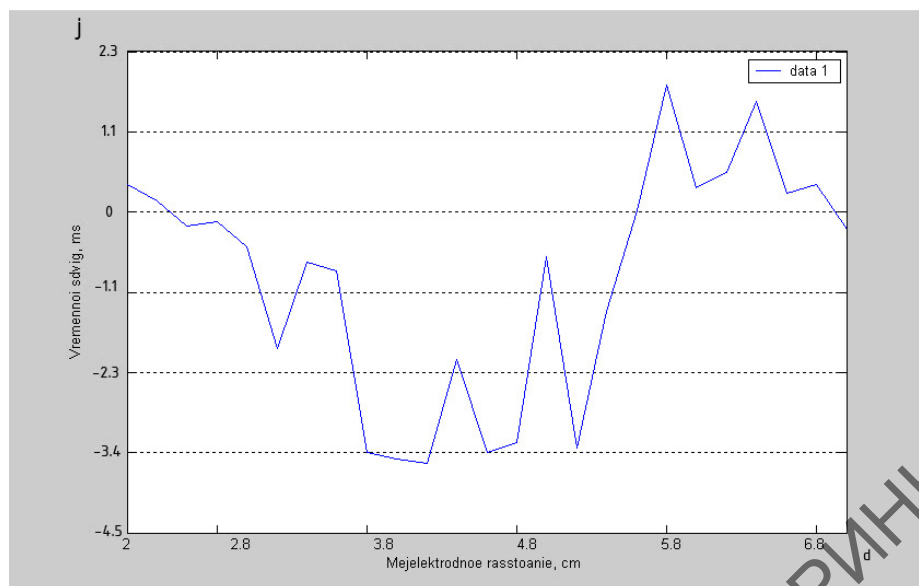
На рис. 5б представлена аппроксимация усредненных результатов исследований. Значение временного сдвига уменьшается от 2.0 до -2.3 мс при увеличении межэлектродного расстояния от 2.0 до 3.8 см, при этом значения временного сдвига меняют свой знак (рис. 5). И увеличивается от -2.3 до 0.7, меняя свой знак при увеличении межэлектродного расстояния от 3.8 до 7.0 см. Данная функция имеет синусоидальную форму. В зависимости следует выделить следующие участки:

- участок от 0 до 2.0 см характеризуется тем, что сигнал по каналу 1 опережает сигнал по каналу 2, т. е. сдвиг фаз положительный;
- участок от 2.0 до 2.6 см характеризуется переходом через 0, т. е. изменением знака временного сдвига;
- участок от 2.6 до 6.0 см, сдвиг фаз отрицательный;
- на участке от 6.0 до 6.4 см сдвиг фаз меняет знак с положительного на отрицательный;
- участок от 6.4 до 7.0 см характеризуется отрицательным временным сдвигом.

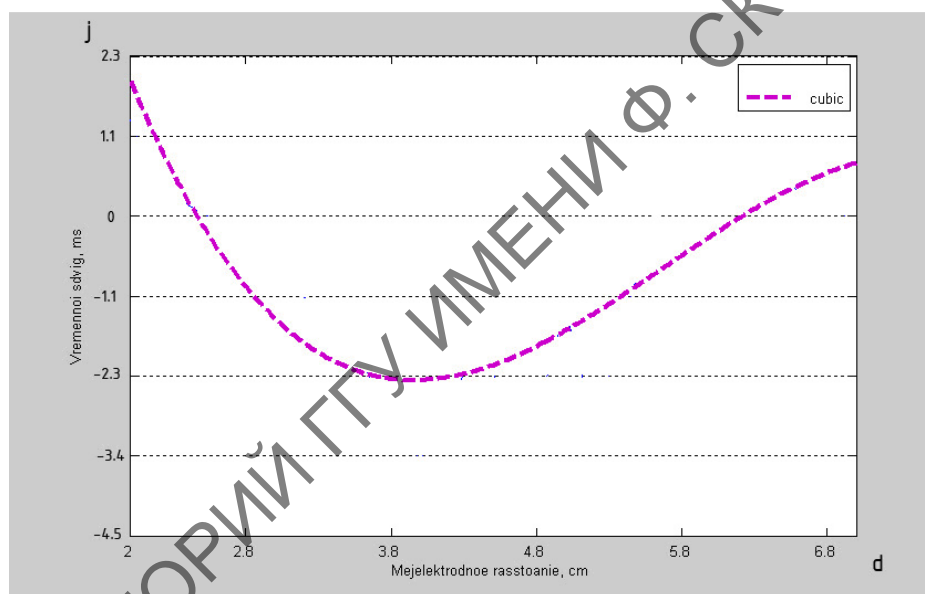
В результате проведенного анализа определены следующие закономерности электропроводности скелетных мышц:

1. Степень связи двух ЭМГ сигналов меняется от сильной (коэффициент корреляции 0.6) до слабой (0.2) с ростом межэлектродного расстояния от 1.6 до 4.6 см, близка нулю при межэлектродном расстоянии 8.0 см. Данная зависимость справедлива для поперечного и продольного распространения мышечных волокон.

2. Форма функции изменения временного сдвига от межэлектродного расстояния имеет форму затухающей синусоиды.



а)



б)

Рисунок 5 – Зависимость временного сдвига между ЭМГ сигналами от междуэлектродного расстояния при продольном расположении электродной матрицы

а) результаты одного исследования

б) аппроксимированные данные исследований

Заключение

В результате проведённых исследований многоканальных ЭМГ скелетных мышц, установлено:

- степень связи двух ЭМГ-сигналов меняется от сильной (коэффициент корреляции 0.6) до слабой (0.2) с ростом межэлектродного расстояния от 1.6 до 4.6 см и близка нулю при междуэлектродном расстоянии 8.0 см. Данная зависимость справедлива для поперечного и продольного расположения электродов относительно мышечных волокон;

- определена статическая связь параметра временного сдвига между двумя ЭМГ сигналами от междуэлектродного расстояния. Она имеет форму синусоиды, затухающей с ростом междуэлектродного расстояния.

Установленные закономерности могут быть использованы для синтеза аппаратов и сигналов многоканальной электростимуляции опорно-двигательного аппарата. Применение

корреляционного анализа для обработки сигналов многоканальной электромиографии позволит получить более точную и достоверную диагностическую информацию о закономерностях распространения биоэлектрических потенциалов электровозбудимости скелетных мышц – степень связи и временной сдвиг между ЭМГ сигналами, регистрируемыми с различных участков одной мышцы в отличие от применяемых ныне методов корреляционного анализа ЭМГ сигналов, регистрируемых с различных мышц.

Abstract. Features of processing and the analysis of the bioelectric signals representing activity of muscles of the person are considered in the paper. As a result, the dependence of time shift between two EMG signals from interelectrode distance has been defined. The quantitative estimations characterising correlation between multichannel bioelectric signals have been performed. The received results can be used in designing devices of multichannel electric stimulation of the musculoskeletal system.

Литература

1. Электромиография в диагностике нервно-мышечных заболеваний / Б.М. Гехт [и др.]; под общ. ред. Б.М. Гехт – Таганрог: 1997. – 370 с
2. Лапшин, В.П. К вопросу анализа интерференционной (суммарной) электромиограммы (ЭМГ). Международная конференция “Радиоэлектроника в медицинской диагностике”. [Текст] / Василий Лапшин, Сергей Николаев, Сергей Гусев. – Москва, 1999. – С. 107-109.
3. Зайченко, К.В. Съём и обработка биоэлектрических сигналов: Учеб.пособие / Под ред. К.В. Зайченко. СПбГУАП. СПб., 2001, 140с.
4. Michelle Jourbert, A finite element model for the investigation of surface EMG signals during dynamic contraction, thesis submitted for the degree Master of Engineering (Bio- Engineering), University of Pretoria, September 2007, P.99
5. Сидоренко А.В. Нелинейный анализ электромиограмм / Сидоренко А.В., Ходулев В.И., Селицкий А.П. // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2006. – №11. – С 53-60.
6. Wavelets and self- organising maps in electromyogram (EMG) analysis / Moshou D. [et al] // Katholieke Universiteit Leuven. – Heverlee. – Belgium. – 2000.
7. 6. Афифи А., Эйзен С. Статистический анализ: Подход с использованием ЭВМ. М.: Мир, 1982. 488с.
8. Веренич, С.И. Программный комплекс корреляционного анализа сигналов электровозбудимости скелетных мышц. // Современная радиоэлектроника: научные исследования и подготовка кадров, Международная научно-практическая конференция. / Сергей Веренич, Сергей Кракаевич. Сборник материалов.-Мн.:МГВРК, 2007. – Ч.2., С.32-33
9. Потёмкин В.Г. Система инженерных и научных расчётов MATLAB 5.X. В 2 т. – М.: ДИАЛОГ-МИФИ, 1999.

¹Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники

Поступило 27.01.09

²Республиканский научно-практический центр неврологии и нейрохирургии