электронный журнал
МОЛОДЕЖНЫЙ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИЙ ВЕСТНИК
Издатель ФГБОУ ВПО "МГТУ им. Н.Э. Баумана". Эл No. ФС77-51038.

УДК 617.3, 617-7

Изменение биопотенциалов при управлении биопротезом руки

***Луценко Ю. А.**, студент*
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Медико-технические информационные технологии»

Научные руководители: Кобелев А. В., ассистент
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана

Фадеев Г.Н., д.пед.н, профессор
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана
gerfad@bmstu.ru

В последние годы активно развиваются биоэлектрические системы управления, в которых связь между живым организмом и различными техническими устройствами осуществляется посредством биопотенциалов, генерируемых различными возбудимыми тканями, создано большое число разнообразных устройств, реализующих принцип биоэлектрического управления.

В тех случаях, когда весь проводящий тракт произвольных движений сохранен, а мышцы в силу повреждения или заболевания не в состоянии выполнять свою функцию, целесообразно отвести биопотенциалы от сохранивших связь с центральной нервной системой участков мышц и использовать их для произвольного управления другими, заменяющими мышцу источниками энергии, например электродвигателями [1]. Таков один из принципов построения биоэлектрической системы, состоящий в том, что на пути обычного хода передачи импульсов возбуждения располагается система восприятия биоэлектрических сигналов, усиления и преобразования их в нужную форму с тем, чтобы после преобразования они могли приводить в движение те или иные исполнительные устройства. Создание таких устройств особенно перспективно для восстановления движений после ампутаций и параличей, когда остаточная биоэлектрическая активность усеченных или парализованных мышц естественным образом используется для управления движениями протеза или ортопедического аппарата.

Использование биопотенциалов для управления предъявляет к методам обработки сигналов еще одно требование – высокую скорость анализа биопотенциалов. Без этого

невозможно эффективно использовать биопотенциалы для управления, так как в течение медленной обработки параметры биологической системы могут существенно измениться. Поэтому для биоэлектрического управления типичен такой режим, при котором происходит непрерывный отбор и анализ полезной информации с немедленным использованием результатов этого анализа для управления.

Настоящая работа посвящена важной проблеме использования генерируемых скелетными мышцами биопотенциалов (электромиограммы) для управления силой схвата в биопротезе руки.

Современные биоэлектрические протезы рук имеют в своей конструкции электроды, считывающие ток, вырабатываемый мускулами при их сокращении. Затем эти данные передаются на микропроцессор, который посредством команд моторам приводит протез в действие. Протез выполняет функции вращения кистью, захвата и удержания предметов. При этом биоэлектрический протез позволяет пользоваться такими миниатюрными вещами, как шариковая ручка, ложка, вилка и т.д.

Например, протез SmartHand способен имитировать не только движения руки человека, но и воспроизводить ощущения от прикосновения к объекту, протез руки BeBionic способен вращаться на 135 градусов и производить сгибание до 35 градусов, а шарнирные элементы протеза "Immaculate" позволяют с легкостью осуществлять движения даже в более широких пределах, чем здоровая рука [3 – 7]. Но, к сожалению, даже в современных протезах остается большой проблемой оценка силы схвата.

Задачами настоящей работы являлось проведение экспериментальных исследований по определению зависимости величины биопотенциала от силы схвата руки разных людей, а также выбор оптимального способа построения зависимости силы схвата от параметров электромиограммы.

Эксперименты по определению влияния силы схвата кисти различных людей на величину биопотенциалов, генерируемых мышцами предплечья, были проведены в лаборатории кафедры "Медико-технические информационные технологии" (БМТ-2).

Использовалось следующее оборудование:

1) миограф с подводящими проводами и электродами для записи величин биопотенциалов;

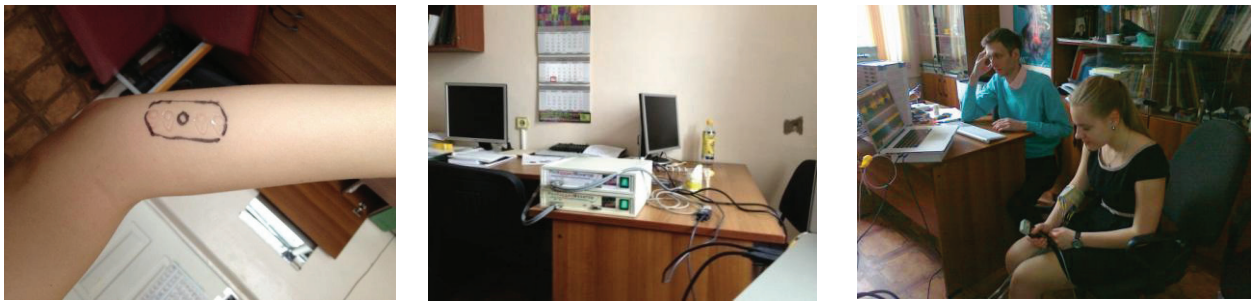
2) кистевой динамометр с отградуированной в "кг" шкалой для фиксации величины усилия;

3) ноутбук с соответствующим программным обеспечением.

Во время эксперимента большое значение имеет плотность и надежность контакта электродов с кожей человека, причем результаты могут отличаться даже при незначительном изменении положения электродов [2], кроме того, импеданс тела человека может быть различным в зависимости от его психофизиологического состояния (эмоциональное состояние, усталость, время суток и т.д.), поэтому электроды накладывались с двух сторон руки в определенном месте, которое помечалось маркером, чтобы через некоторое время повторить эксперимент, проводя измерения в том же месте.

Положение электродов и общий вид экспериментального оборудования показаны на рис. 1.

Электромиорамммы, полученные в процессе эксперимента, обрабатывались двумя способами. В первом случае строилась зависимость модуля измеренного напряжения от времени и оценивались его максимумы. Причем, чем больше сила схвата, тем значение максимума напряжения больше. Во втором случае на интервале 200 мс вычислялись дисперсия, а затем среднеквадратичное отклонение. Таким образом, строилась огибающая сигнала. Максимумы этой огибающей также зависят от силы схвата.



а) б) в)

Рис. 1. Схема эксперимента:
а - место установки электродов, б - оборудование, в - во время эксперимента

Сигналы электромиограммы передавались на ноутбук и фиксировались в виде текстовых файлов, содержащих значение электрического сигнала (в мВ) в тот или иной момент времени. Каждый эксперимент длился 1 минуту. За это время необходимо было сжать динамометр с требуемым усилием, зафиксировать его, расслабить кисть и повторить все снова. В эксперименте принимали участие два человека – я и мой папа. Для меня контрольными усилиями стали 10, 15 и 20 кг, для папы – 10, 20, 30 и 40 кг. В одном из экспериментов для каждого из испытуемых снимались данные простого сжимания - разжимания кисти (нулевое усилие).

Типичный пример электромиограммы (зависимости модуля биопотенциала от времени |U(t)|), полученной с помощью программы Excel, показан на рис. 2.

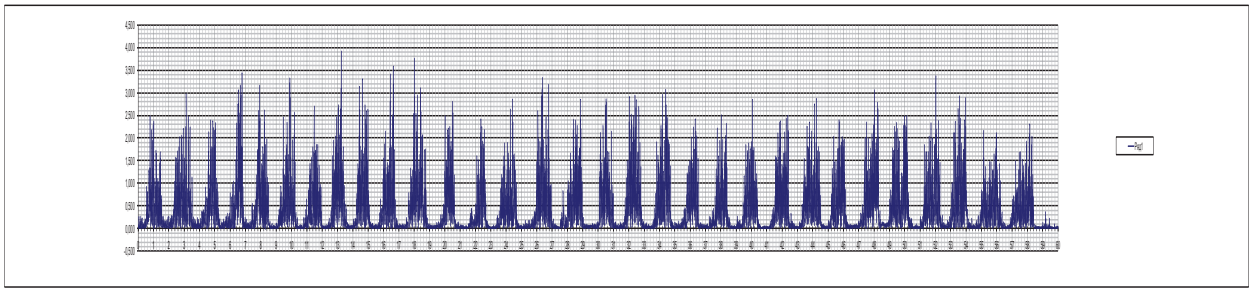


Рис. 2. Пример электромиограммы. Зависимость |U(t)|

Видно, что в этом эксперименте человек в течение минуты сжимал кисть 31 раз. Задача состояла в том, чтобы выделить для каждого сжатия максимальное значение измеренного сигнала, построить графики максимальных, минимальных и средних значений максимумов от приложенного усилия для каждого из проведенных экспериментов.

Кроме того, была проведена статистическая обработка результатов и получены дисперсия и среднеквадратичное отклонение измеренных значений биопотенциалов. Так как математическое ожидание биопотенциала равно нулю, то дисперсия в каждый момент времени вычислялась по формуле

$$D_i = \frac{\sum_{j=i-20}^{i+20} (U_j - \Theta)^2}{N},$$

где $N = 41$ – количество замеров биопотенциалов, проведенных за $t = 0{,}2$ с. Это время было выбрано не случайно. Дело в том, что протез должен срабатывать за 100 мс, поэтому усреднять измеренные параметры можно не более, чем за 200 мс (0,2 с).

Типовой график зависимости текущей величины среднеквадратичного отклонения $\sigma_i = \sqrt{D_i}$ от времени представлен на рис. 3.

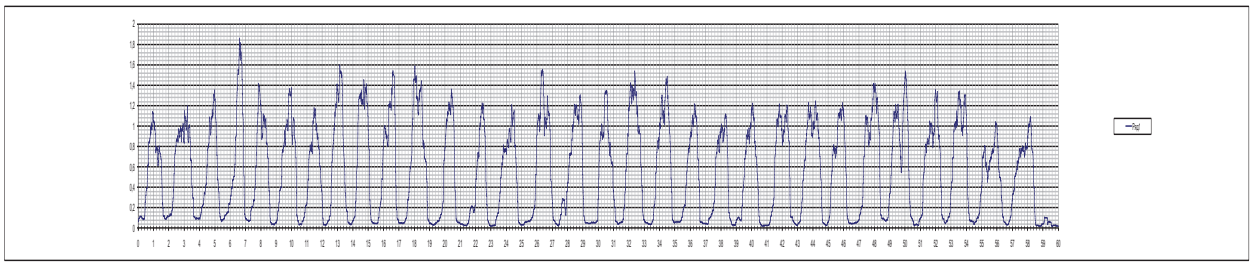


Рис. 3. Зависимость σ от времени

Данные, полученные при проведении экспериментов с разными людьми, представлены на рис. 4, 5.

На графиках, кроме средних в процессе эксперимента значений максимального биопотенциала и его среднеквадратичного отклонения, нанесены так называемые планки погрешностей, в которые вписываются все измеренные максимальные значения при зафиксированном контрольном усилии.

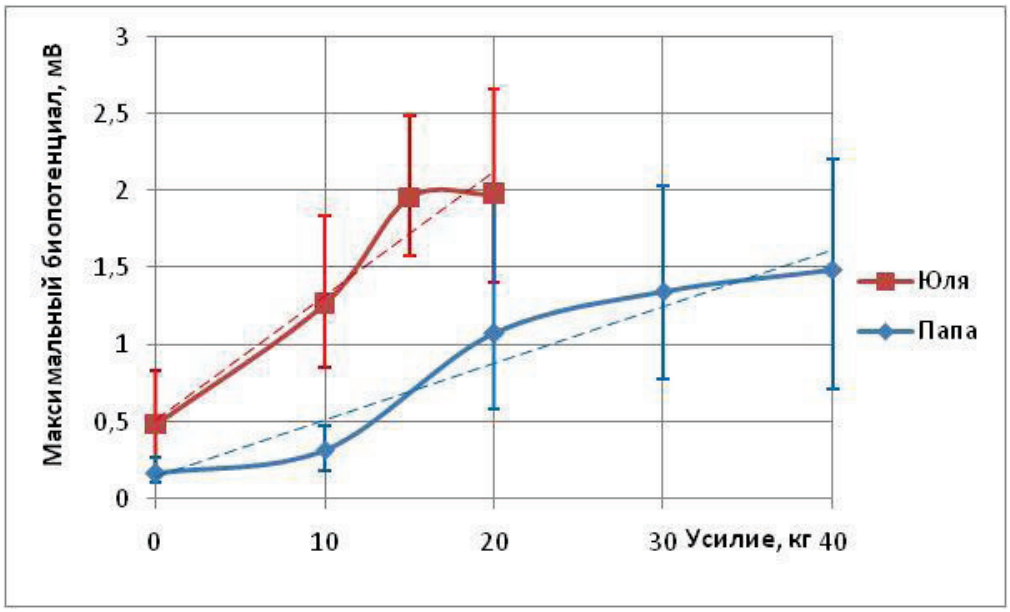


Рис. 4. Зависимость максимального биопотенциала от прилагаемого усилия

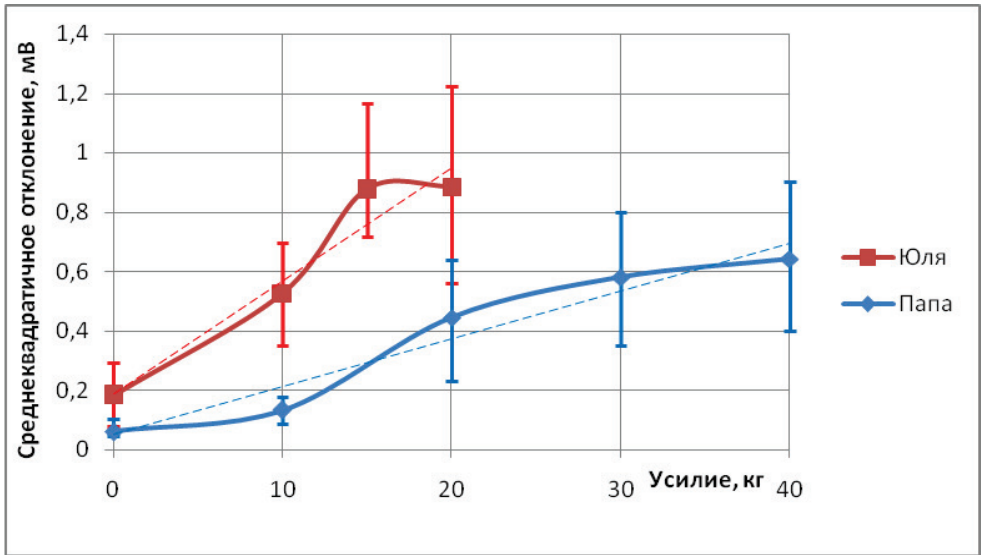


Рис. 5. Зависимость среднеквадратичного отклонения от прилагаемого усилия

Представленные результаты позволяют сделать следующие выводы:

1) Тарировочные кривые для различных людей существенно отличаются друг от друга, следовательно, тарировку биопротеза необходимо проводить тщательно и индивидуально.
2) Кривые, построенные по средним значениям максимумов и среднеквадратичного отклонения, существенно нелинейны, однако построенные линейные линии трендов достаточно хорошо вписываются в диапазон планок погрешностей определения максимальных значений биопотенциала и его среднеквадратичного отклонения. Поэтому тарировочную кривую биопротеза можно делать линейной. Коэффициент корреляции с прямой линией составляет примерно 0,93 – 0,95.

Ввиду существенного отличия тарировочных кривых для различных людей было принято решение повторить эксперименты с участием одного человека, проведя измерения в одном и том же месте, но в разные моменты времени, чтобы проверить стабильность кривой для конкретного человека. С этой целью места установки электродов были помечены специальным маркером с тем, чтобы в повторном эксперименте установить их на то же самое место.

Измерения в этот раз снимались с двух сторон руки для того, чтобы сравнить вырабатываемые в одно и то же время потенциалы, снимаемые в разных точках. Нагрузки предлагались те же самые: 10, 15 и 20 кг. Время между двумя последовательно проведенными экспериментами составило 3 часа. Обработка результатов была аналогична обработке в первом эксперименте.

Результаты приведены на рис. 6 – 9.

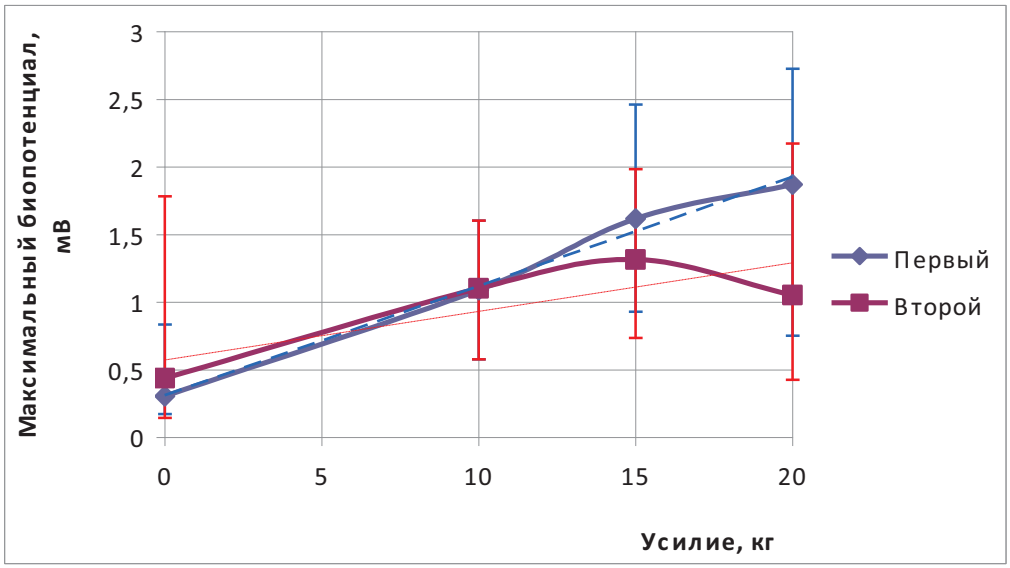


Рис. 6. Зависимость максимального биопотенциала от прилагаемого усилия. Съем данных с нижней поверхности предплечья

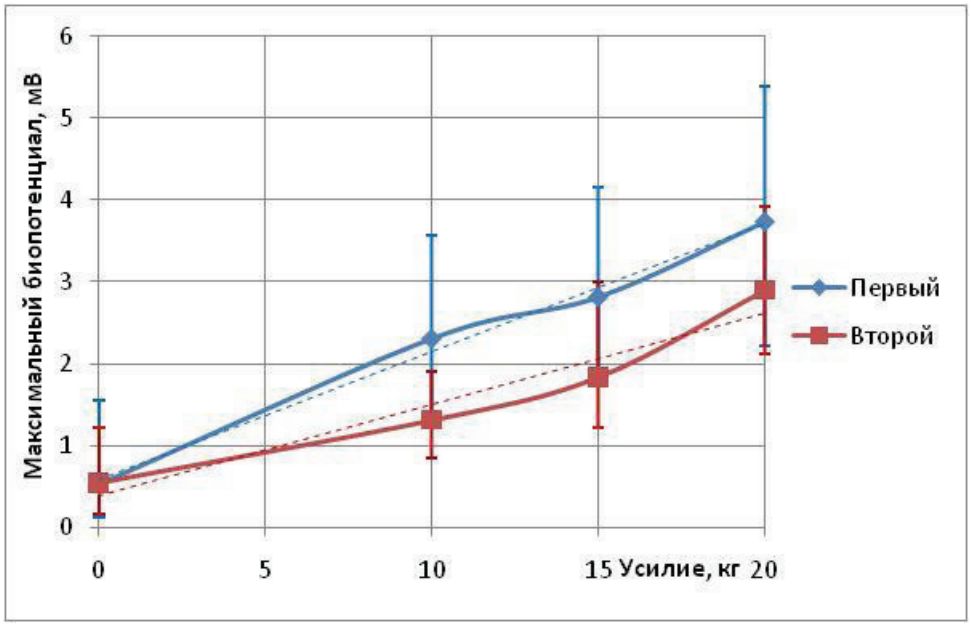


Рис. 7. Зависимость максимального биопотенциала от прилагаемого усилия. Съем данных с верхней поверхности предплечья

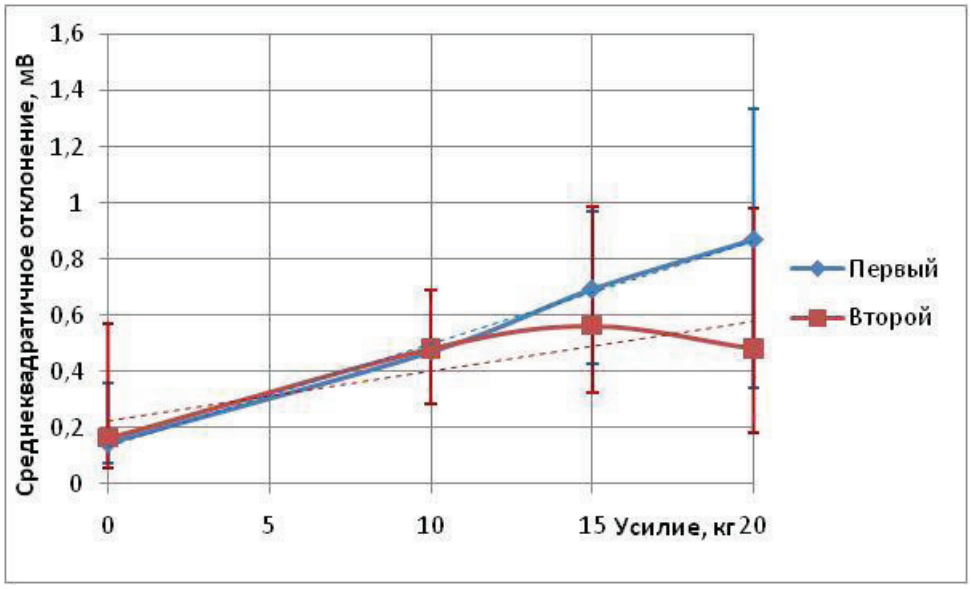


Рис. 8. Зависимость среднеквадратичного отклонения биопотенциала от прилагаемого усилия. Съем данных с нижней поверхности предплечья

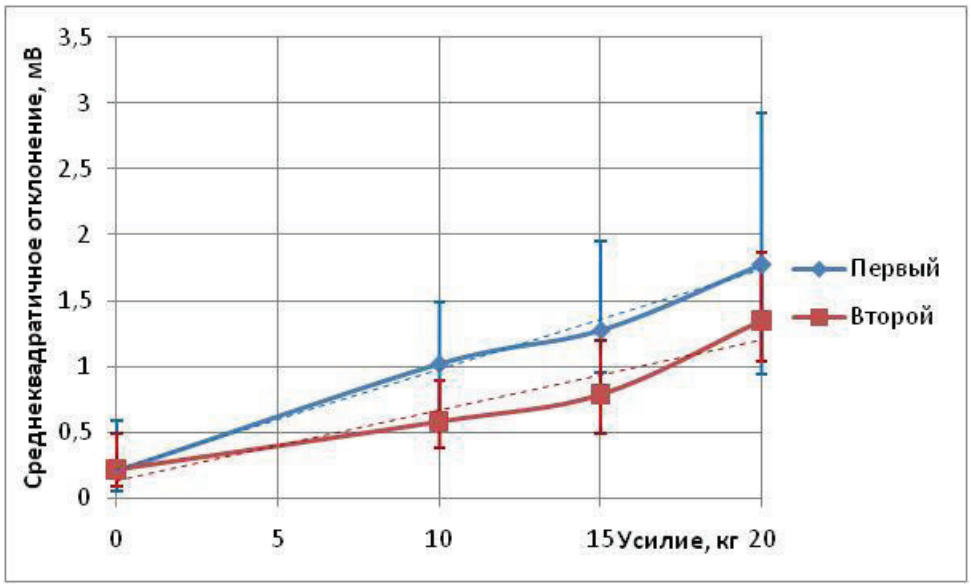


Рис. 9. Зависимость максимального биопотенциала от прилагаемого усилия. Съем данных с верхней поверхности предплечья

Из приведенных графиков видно, что местоположение электродов на руке играет весьма существенное влияние на величину биопотенциала. Замеренные на нижней поверхности значения почти в два раза меньше данных с верхней поверхности. Биопотенциалы, снятые с нижней и верхней поверхностей при нулевой нагрузке, практически совпадают в обоих экспериментах. С увеличением усилия, развиваемого кистью, кривые, соответствующие первому и второму экспериментам, расходятся при

съеме с верхней поверхности руки, а для нижней поверхности практически совпадают вплоть до нагрузки, соответствующей 15 кг.

Кроме того, на графиках видно, что в первом эксперименте зависимость биопотенциала от прикладываемого усилия *U(F)* лучше коррелируется с линейной зависимостью. Коэффициент корреляции в первом эксперименте примерно равен 0,99, а во втором эксперименте для верхней поверхности лежит в пределах от 0,91 до 0,93, а для нижней поверхности равен 0,66 – 0,74.

В работе также было произведено сравнение методов обработки информации (анализ максимумов биопотенциалов и максимумов среднеквадратичного отклонения). Сравнительный анализ проведем с использованием рис. 10 – 11.

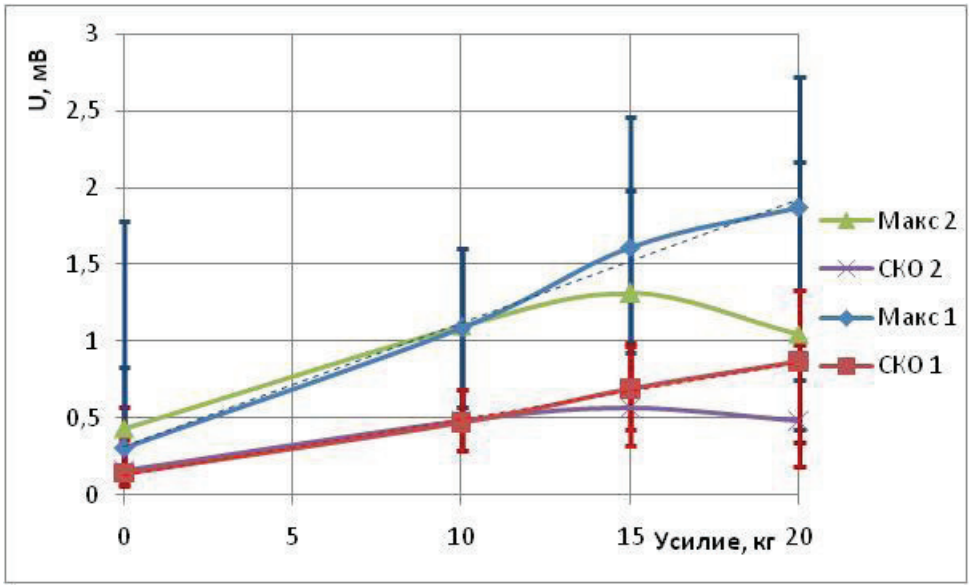


Рис. 10. Сравнение методов обработки информации. Съем данных с нижней поверхности предплечья

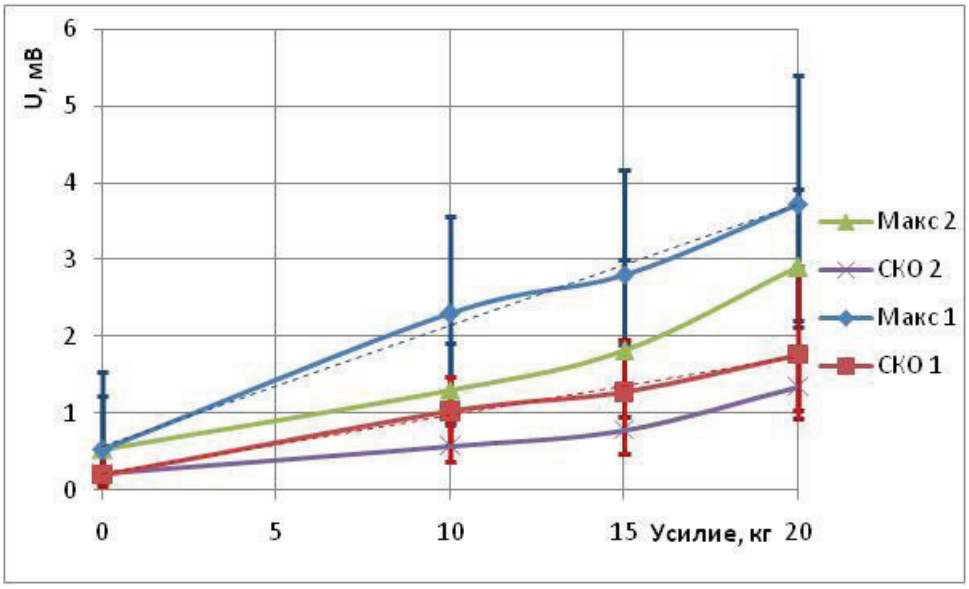


Рис. 11. Сравнение методов обработки информации. Съем данных с верхней поверхности предплечья

Сравнение методов обработки информации позволяет сделать вывод, что большой разницы в методике обработки информации с точки зрения практического использования результатов не существует. Абсолютное значение среднеквадратичного отклонения меньше максимального значения измеренного биопотенциала, однако, характер поведения полученных кривых для обоих методов обработки практически одинаков и свидетельствует о том, что значения биопотенциалов существенно зависят от места измерения, а также могут незначительно меняться с течением времени.

Таким образом, в процессе работы была проведена серия экспериментальных исследований по определению зависимости величины биопотенциала от силы схвата руки разных людей и выбран оптимальный способ построения зависимости силы схвата от параметров миограммы. Установлено, что эта зависимость чувствительна к индивидуальным физиологическим особенностям пациента; протезы, использующие электромиограмму для управления силой схвата, должны пересчитывать свои характеристики при каждом новом использовании.

По полученным результатам можно сделать следующие выводы:

1. Каждый протез нужно подбирать и тарировать индивидуально, применительно к каждому конкретному человеку. Место съема сигнала существенно влияет на полученные при тарировке результаты. В этой связи инвазивный съем информации дает более точные и стабильные результаты, но этот метод является более дорогим и требует наличия медицинского диплома и

специального оборудования для того, чтобы внедрить электроды в тело человека.

2. В связи с изменением сопротивления тела человека, связанным с различными психо-физиологическими аспектами, тарировку протеза через некоторое время для улучшения точности его работы необходимо производить заново.
3. Несмотря на то, что кривая зависимости величины биопотенциала от прилагаемого усилия носит нелинейный характер, линейная аппроксимация (с учетом возможного изменения сопротивления тела человека с течением времени) дает неплохие результаты. Коэффициент корреляции с прямой линией лежит в пределах от 0,7 до 0,9.

Список литературы

1. Гурфинкель В.С., Малкин В.Б., Цетлин М.Л., Шнейдер А. Ю. Биоэлектрическое управление. М.: Наука, 1972. 243 с.
2. Николаев С.Г.. Практикум по клинической электромиографии: Издание второе, перераб. и доп. Иваново: Иван. гос. мед. академия, 2003. 264 с.
3. Баумгартнер Р., Ботта П. Ампутация и протезирование нижних конечностей, М.: Медицина, 2002. 504 с.
4. Русинов В.С. Биопотенциалы мозга человека. Математический анализ. М.: Медицина, 1987. 256 с.
5. Парсона Д. Биологические мембраны. Двенадцать очерков о структуре, свойствах и функциях мембран, М.: Атомиздат, 1978. 551 с.
6. Беркинблит М.Б., Глаголева Е.Г. Электричество в живых организмах. Библиотечка "Квант", вып. 69. М.: Наука, 1988. 288 с.
7. Ходжкин А. Нервный импульс. М.: Мир, 1965. 125 с.