



УДК 612.817.2

РАЗРАБОТКА ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ С РЕШАЮЩИМ УСТРОЙСТВОМ ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ

Н.А.Пучков, mlx.er@yandex.ru, С.И. Зайтов, И.Р. Лобов, И.А.Огородников
Южно-Российский государственный политехнический университет (НПИ) имени М.И. Платова,
г. Новочеркасск

В данной статье рассматривается разработка измерительной системы с решающим устройством для управления биомеханическим протезом. Описана текущая ситуация на рынке биоэлектрических устройств и актуальность разрабатываемой системы с решающим устройством для управления биомеханическим протезом. Представлен принцип действия организации биоэлектрического управления и математическая модель движения биоэлектрических протезов. Описана схема расположения датчиков в конечности бионического протеза Разработана структурная, функциональная и принципиальная схема измерительной системы с решающим устройством для управления биомеханическим протезом и описан алгоритм их работы.

Ключевые слова: бионический протез, биомеханический протез, принцип биомеханического управления протезом, биомеханические устройства, микроэлектроды, математическая модель биомеханического протеза, кинематическая схема биомеханического протеза.

DEVELOPMENT OF MEASURING SYSTEM WITH SOLUTION DEVICE FOR MANAGING BIOMECHANICAL PROSTHESIS

N.A. Puchkov, S.I. Zaitov, I.R. Lobov, I.A. Ogorodnikov
Platov South-Russian State Polytechnic University (NPI), Novocherkassk

Methods for developing a measuring system using a biomechanical prosthesis are available in this article. Description of the current situation on the market of bioelectric devices and the relevance of the developed system with a crucial task for controlling a biomechanical prosthesis. The principle of organization of bioelectric prostheses is presented. The arrangement of sensors at the end points of the bionic prosthesis is described. A structural, functional and circuit diagram has been developed.

Keywords: bionic prosthesis, biomechanical prosthesis, principle of biomechanical control of the prosthesis, biomechanical devices, microelectrodes, mathematical model of a biomechanical prosthesis, kinematic diagram of a biomechanical prosthesis.

В современном мире по-прежнему инвалидность является особо важной медико-социальной проблемой. Каждый год на 1 миллион человек выполняется около 300 операций по ампутации нижних конечностей. В Европе этот показатель составляет 250 операций на миллион человек, а в России - 500. В военное время количество ампутаций увеличивается в разы. В мирное время к ампутации конечностей приводят различного рода травмы на производстве, заболевания и несчастные случаи, что способствует повышению спроса на устройства, позволяющие долговременно выполнять функции конечностей. К таким устройствам относятся бионические протезы.

Развитие электроники полностью перевернуло производство протезов. Если раньше это были приспособления, в лучшем случае, позволяющие частично скрыть несовершенство организма потерпевшего и выполнять примитивные бытовые функции, то в настоящее время это сложные биомеханические устройства, имеющие электронное управление, зачастую на основе ИИ, поскольку сложно имитировать движения конечностей и перед полноценной эксплуатацией бионические протезы проходят процесс обучения.



Биомеханические устройства требуют подключение протеза к нервным клеткам человеческого организма и должны обеспечивать высокую скорость отклика импульсам, посылаемым с управляющих мышц. Это повышает требования к электронным компонентам, воспринимающим импульсы с и разработке совершенных схем измерительных цепей датчиков и управляющих блоков исполнительных механизмов (сервоприводов) протезов. Поэтому разработка биомеханических протезов с адаптивными информационно-измерительными системами управления является актуальной задачей [1].

Для механического сокращения мышцы необходимо изменение её электрической активности. График изменения электрической активности мышцы представлен на рисунке 1 [1].

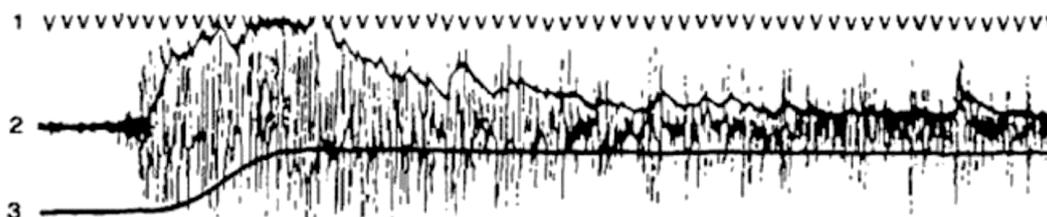


Рис. 1 – График сокращения мышцы. 1 — временная разметка; 2 — электромиограмма; 3 — механограмма сокращения мышц.

Из графика на рисунке 1.3 видно, что сокращение мышцы происходит с задержкой от момента появления электрической активности. сигнал в нервном волокне возникает только при превышении порогового значения раздражения. При этом чем выше уровень раздражения, тем выше частота дискретных импульсов, передаваемых по нервному волокну. В то же время амплитуда импульсов остается постоянной, независимо от уровня возбуждения (порядка 10мкВ...10 мВ). Скорость распространения импульсов по нервной сети не превышает 100 м/сек, а их частота может достигать 10...250 Гц [1]. Первоочередной задачей организации эффективного биоуправления является обеспечение качественного и стабильного сигнала управления, формирующегося в результате электрической активности мышцы культы. Для этого требуется выбрать оптимальную конструкцию электродов и их мест наложения. Не менее важной задачей является задача обработки биосигнала для адекватного формирования управления. Главная сложность при обработке биосигнала связана с существенно меньшей, чем у здоровых людей, его амплитудой. Шумы, которые накладываются на полезный сигнал, могут значительно его превосходить. Серьезную проблему может создать наводка от электросети, частотой 50 Гц, которая находится в диапазоне частот регистрируемого биосигнала (10–500 Гц). Еще одной проблемой является существование перекрестных помех от соседних групп мышц. В некоторых случаях даже зарегистрировано влияние ЭКГ-сигнала на сигнал электромиограммы [2].

Можно выделить два основных способа подключения электродов: поверхностное и имплантируемое. Поверхностное (неинвазивное) подключение производится на участок кожи, который непосредственно находится над мышцей [3].



Рис. 2 – Поверхностные электроды компании *Touch Bionics*

Максимальная амплитуда миосигнала получается при наложении поверхностных электродов на двигательные точки (см.рис.3) [4].

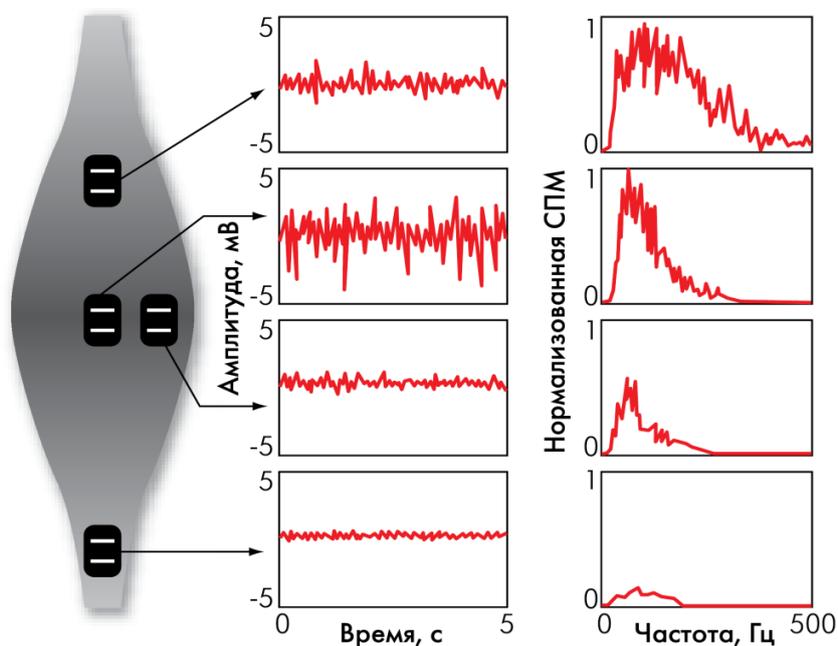


Рис. 3 - Зависимость амплитуды сигнала от расположения электродов

От формы, площади электродов и межэлектродного расстояния зависит и уровень снимаемого сигнала, и уровень перекрестных помех [5]. Любое увеличение площади поверхности (и увеличение площади поверхности электродов, и увеличение расстояния между ними) ведет к увеличению амплитуды получаемого сигнала и возрастанию влияния перекрестных помех. Поэтому расположению электродов нужно уделить особое внимание и ввести предварительную обработку сигнала [6].

Преимуществом поверхностных электродов является простота их подключения, которая не требует инвазивного вмешательства и реабилитационного периода. К недостаткам низкая степень помехоустойчивости. Имплантируемое (инвазивное) подключение электродов производится непосредственно в источник электрических импульсов, т.е. в скелетную мускулатуру, периферические нервы и структуры головного мозга [6].

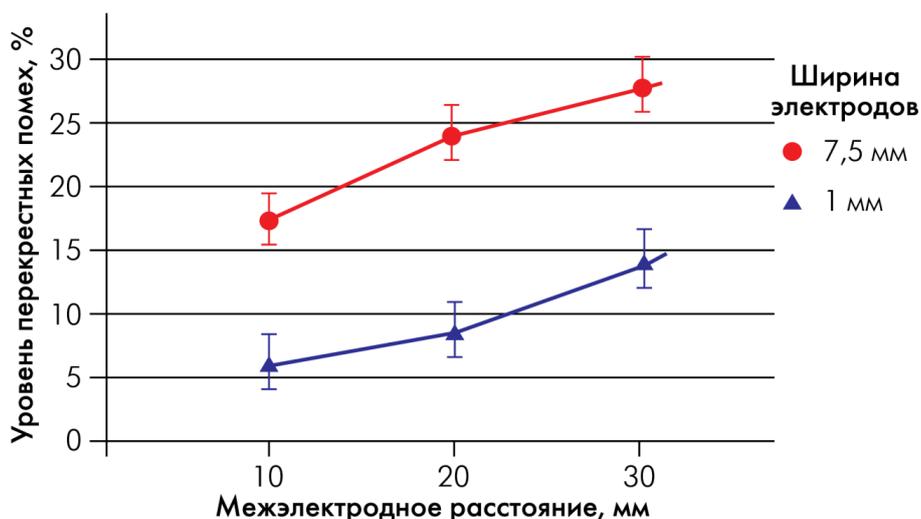


Рис. 4 - Зависимость уровня перекрестных помех от ширины электродов и расстояния между ними

В университете Юты были разработаны электроды (*Utah Electrode Array, UEA*) для имплантации в периферические нервы (рисунок 5, слева) и головной мозг (рисунок 5, справа) [5].

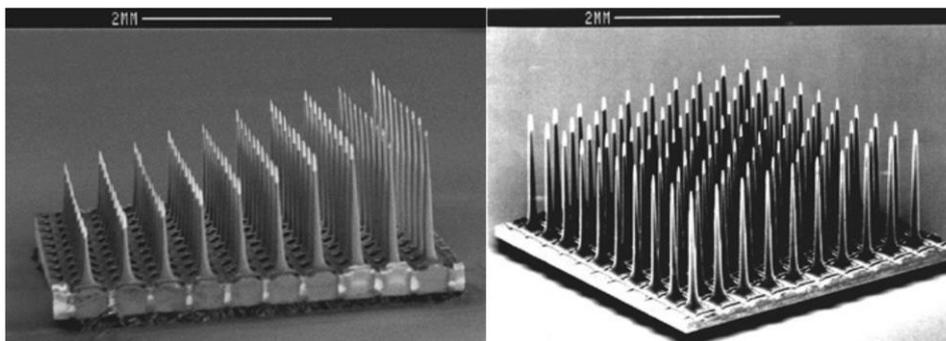


Рис. 5 – Мультиэлектродные массивы

Каждый массив состоит из сотни микроэлектродов длиной 1 мм, расположенных на расстоянии 400 мкм друг от друга сеткой 10x10 игл. Основа каждого игольчатого электрода изолирована от остальных стеклом. Оставшаяся часть иглы, за исключением наконечника из оксида иридия, изолирована 2 мкм слоем паралена-С. Каждый наконечник покрыт пленкой оксида иридия для лучшей инъекции зарядов. Длина наконечника изменяется в процессе изготовления в пределах 60 ± 40 мкм, активная площадь получается в диапазоне 500–4000 мкм². Импеданс перед имплантацией составляет от 40 до 80 кОм (измерения проводились с помощью синусоидального сигнала с частотой 1 кГц при токе 10 нА). Если средний импеданс больше 2 МОм, то такой мультиэлектродный массив не используется. На данный момент существуют мультиэлектродные массивы со встроенной электроникой и увеличенным количеством игл при схожих размерах [7].

Для имплантации в периферические нервы применяют сетчатые электроды (см.рис.6). Электроды имеют отверстия или пустые области, края которых металлизированы (покрыты платиной или платиноиридиевым сплавом). Через эти области прорастают аксоны рассеченного нерва. Есть результаты по получе-



нию сигналов и стимуляции нервных волокон мышей. На людях испытания пока не проводились, но принцип считывания биоэлектрических сигналов с периферических нервов с помощью сетчатых электродов весьма перспективен [7].

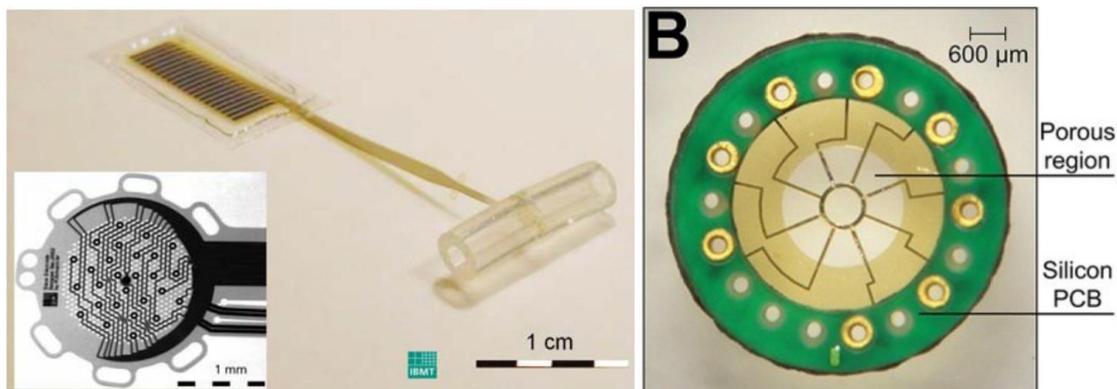


Рис. 6 – Сетчатые электроды

Исследовательская лаборатория невралного протезирования иллинойского технологического института разработала имплантируемые миоэлектроды *IMES* (см.рис.7). В 2014 году было продемонстрировано успешное применение *IMES* в протезировании [7].

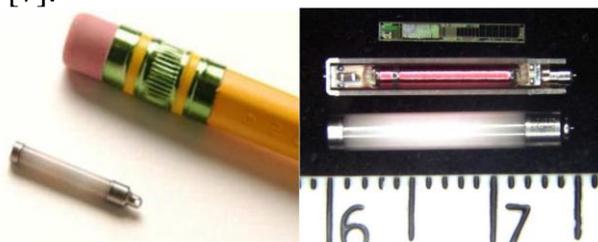


Рис. 7 - Имплантируемые миоэлектроды *IMES*

Один микроэлектрод представляет собой цилиндр 16 мм в длину и 2,5 мм в диаметре. Он состоит из бескорпусной микросхемы, работающей по технологии *RFID*, катушки индуктивности, керамического цилиндрического корпуса и металлических крышек по краям. Связь с микроэлектродом и его питание осуществляется с помощью электромагнитных полей внешних антенн. *IMES* имплантируются прямо в мышцы. На рисунке 8 представлен рентгеновский снимок культи руки с электродами.

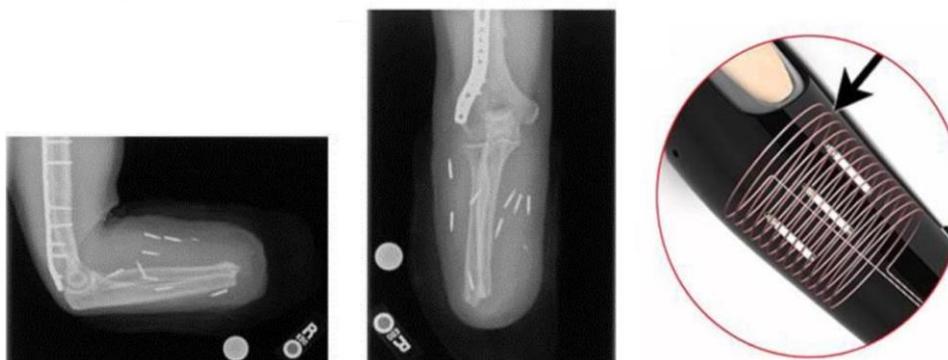


Рис. 8 – Рентгеновский снимок культи с имплантированными миоэлектродами *IMES*

Внешний вид бионической кисти, её структура и кинематическая схема представлена на рисунках 9,10 [1,8].

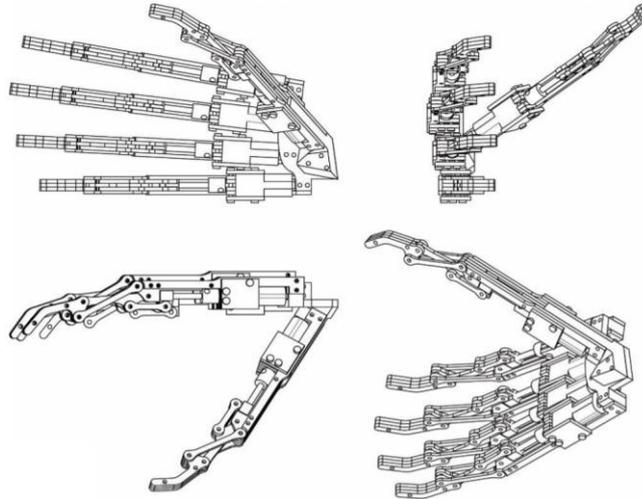


Рис. 9 – Внешний вид бионической протеза кисти

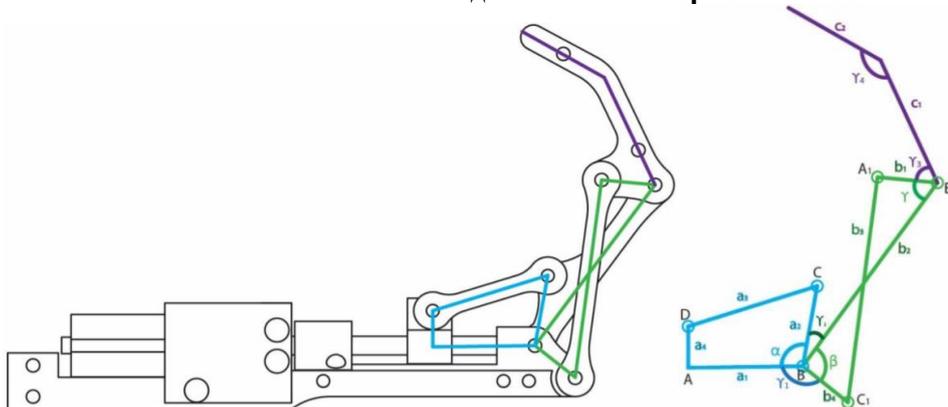


Рис. 10 – Структура и кинематическая схема бионического протеза кисти

Изменение угла α вычисляется по формуле [8]:

$$\alpha = \arctg \left(\frac{a_4}{a_1 + \Delta l} \right) + \arccos \left(\frac{a_2^2 + (a_1 + \Delta l)^2 + a_4^2 - a_3^2}{2a_2 \sqrt{((a_1 + \Delta l)^2 + a_4^2)}} \right)$$

Изменение угла γ вычисляется по формуле:

$$\gamma = \arccos \left(\frac{b_1^2 + B_1 C_1^2 - b_3^2}{2b_1 B_1 C_1} \right) - \arcsin \left(\frac{b_4 \sin \beta}{B_1 C_1} \right)$$

Зависимость напряжения, формируемого нервными окончаниями человека, от разности потенциалов нервных импульсов определяется по формуле [8]:

$$E(t) = k_1 \cdot k_2 \cdot k_3 \sum_{j=1}^k \sum_{i=1}^{n_j} \left[\left(m_i \cdot k_{li} \cdot k_{4i} \int_0^t h_{\text{п.д.о.в.}}(t-\tau) x(\tau) d\tau \right) f(i, j) \right],$$

где k_1 – коэффициент, характеризующий проводимость контакта кожа-электрод; k_2 – коэффициент, учитывающий проводимость слоя подкожного жира; k_3 – коэффициент, учитывающий влияние регистрирующей системы; k_{4i} – коэффициент, учитывающий положение отдельной двигательной единицы относительно регистрирующего электрода; $h_{\text{п.д.о.в.}}$ – импульсная характеристика характеризующая форму волны потенциала действия отдельного волокна; m_i – количество мышечных волокон в двигательных единицах в мышце M_i ; k_{li} – коэффициент, учитывающий общую плотность расположения мышечных волокон в двигательной единице; $x(\tau)$ – точечный процесс; $E(t)$ – регистрируемый электромиографический



сигнал; n_j – количество двигательных единиц в мышце M_j ; $f(i,j)$ – функция, определяющая принадлежность мышечного волокна двигательной единице I [8].

Изменение значений напряжения на обмотках электропривода имеет следующий вид [8]:

$$\vec{U}_{\text{дв}} = \frac{R_{\text{я}}}{k_{\text{м}}k} \vec{M}(t) + \frac{1}{k} [(k_{\omega} + k_{\nu}) \vec{q}(t) + \vec{q}(t)],$$

где $\vec{U}_{\text{дв}}$ – сигнал управления электроприводом; $\vec{M}(t)$ – закон изменения момента относительно шарнирных соединений протеза; $\vec{q}(t), \vec{q}(t)$ – законы изменения траектории и скорости движения сочленений протеза; $R_{\text{я}}$ – активное сопротивление якоря; $k_{\text{м}}$ – коэффициент электромагнитного момента электропривода; k – коэффициент усиления электропривода; k_{ω} – коэффициент постоянной электропривода; k_{ν} – коэффициент пропорциональности между скоростью вращения электропривода и ее погрешностью.

Изменение электрических сигналов, характеризующих передачу управляющего воздействия от центральной нервной системы к исполнительному механизму протеза в процессе перемещения человека, можно представить функцией, имеющей следующий вид [8]:

$$k_{\nu}(t) = \frac{\frac{R_{\text{я}}}{k_{\text{м}}k} \vec{M}(t) + \frac{(R_{\omega} + R_{\nu})}{k} \vec{q}(t) + \vec{q}(t)}{k_1 \cdot k_2 \cdot k_3 \sum_{j=1}^k \sum_{i=1}^{n_j} \left[\left(m_i \cdot k l_i \cdot k_{4i} \int_0^t h_{\text{п.д.о.в}}(t-\tau) x(\tau) dt \right) f(i,j) \right]}$$

Структурная схема блока измерения и обработки данных системы управления бионическим протезом представлена на рисунке 11.

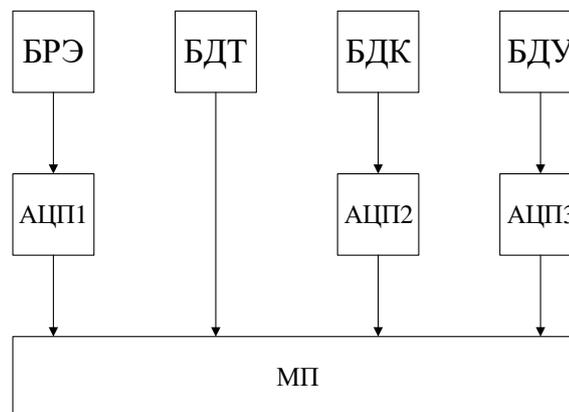


Рис. 11 – Структурная схема

На схеме обозначены: БРЭ – блок регистрации электромиографии, АЦП1...АЦП3 – аналого-цифровые преобразователи, БДТ – блок датчиков температуры, БДК – блок датчиков касания, БДУ – блок датчиков угла, МП – микропроцессор.

Функциональная схема блока измерения и обработки данных системы управления бионическим протезом представлена на рисунке 12.

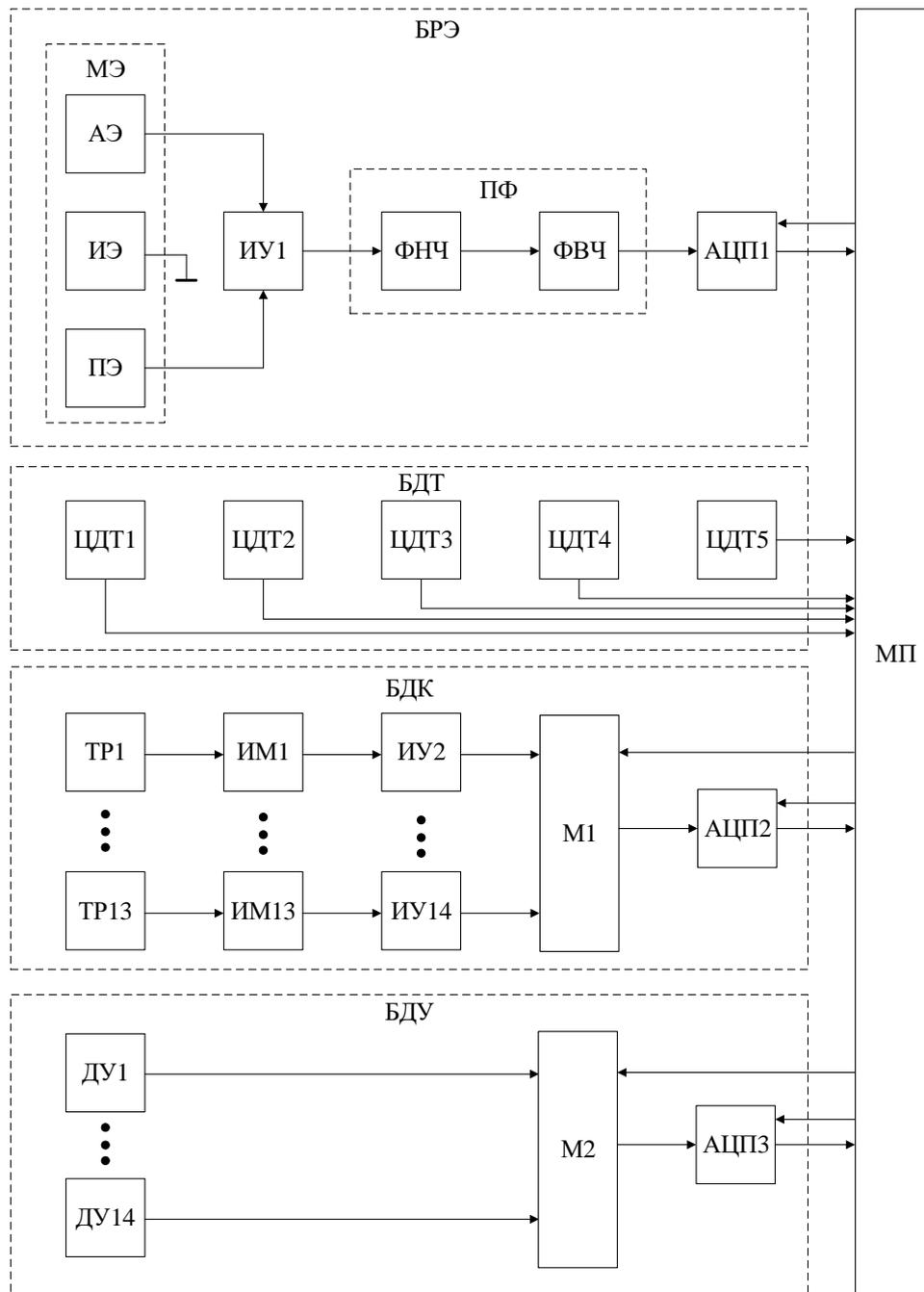


Рис.12 – Функциональная схема

На схеме обозначены: БРЭ – блок регистрации электромиографии, МЭ – модуль электродов, АЭ – активный электрод, ПЭ – пассивный электрод, ИЭ – индифферентный электрод, ИУ1...ИУ15 – измерительный усилитель, ПФ – полосовой фильтр, ФВЧ – фильтр высокой частоты, ФНЧ – фильтр низкой частоты, АЦП1...АЦП28 – аналого-цифровые преобразователи, БДТ – блок датчиков температуры, ЦДТ1...ЦДТ5 – цифровые датчики температуры, блок датчиков касания, ТР1...ТР14 – тензорезисторы, ИМ1...ИМ14 – измерительный мост, БДУ – блок датчиков угла, ДУ1...ДУ14 – датчик угла, МП - микропроцессор.

Схема работает по следующему алгоритму: активный АЭ, пассивный ПЭ и индифферентный ИЭ электроды расположены в местах расположения мотонейронов (двигательных единиц). В момент возникновения намерения движения



на электродах регистрируется биоэлектрическая активность, проявляющаяся ростом амплитуды сигнала ЭМГ. Сигнал ЭМГ усиливается измерительным усилителем ИУ1, выполненным на основе инструментального усилителя с целью обеспечения защиты от синфазной помехи. Усиленный сигнал поступает на полосовой фильтр ПФ, полоса пропускания которого соответствует диапазону изменения сигнала ЭМГ. Далее сигнал оцифровывается с помощью АЦП и передаётся для дальнейшей обработки на микропроцессор МП.

При регистрации цифровыми датчиками температуры ЦДТ1...ЦДТ5 превышения уровня температуры, ЦП блокирует сервоприводы конечности и не допускает схватывания объекта.

Блок датчиков касания БДК регистрирует сигналы с тензорезисторов и МП ограничивает усилие сжатия предмета в руке.

Блок датчиков угла БДУ регистрирует данные о изгибах в суставах протеза и передает их на МП.

Схема расположения датчиков в конечности бионического протеза представлена на рисунке 13.

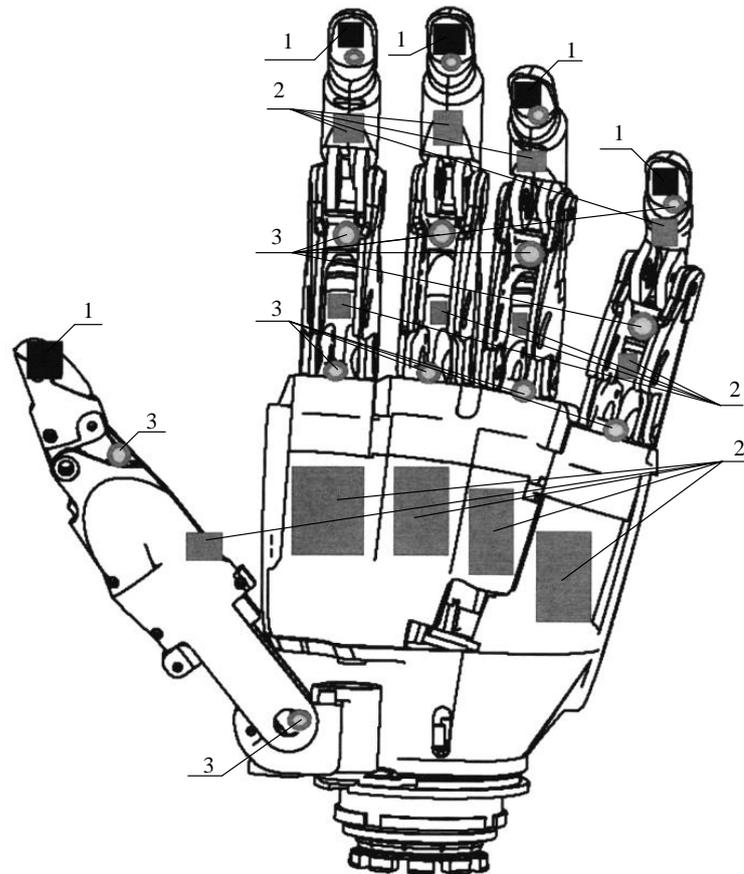


Рис. 13 - Схема расположения датчиков в конечности бионического протеза. 1 – датчики температуры, 2 – датчики касания, 3 – датчики угла.

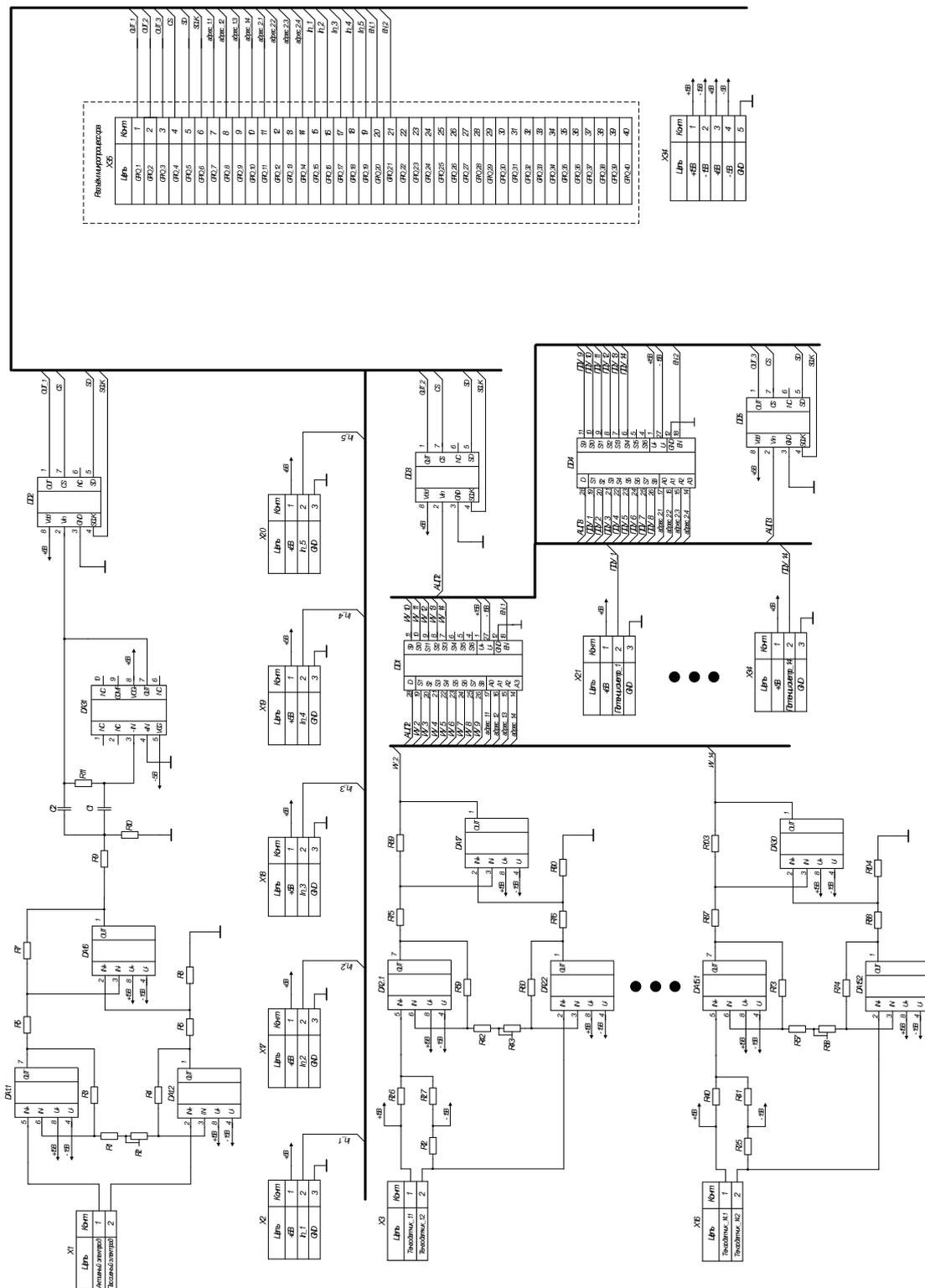


Рис. 14 – Принципиальная схема системы с решающим устройством для управления биомеханическим протезом



Список цитируемой литературы

1. Дубровский В.И. Федорова В.Н. Биомеханика. Учебник для высших и средних заведений. М.:ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. -672 с.
2. Englehart K, Hudgins B: *A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control. IEEE Trans Biomed Eng* 2003, 50(7): 848-854.
3. S.K. Au, J. Webber, H. Herr, *Powered Ankle-Foot Prosthesis Improves Walking Metabolic Economy*, 2009
4. K.A. Farry. *Myoelectric teleoperation of a complex robotic hand /IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol. 12, No. 5, pp. 775-788, 1996.*
5. Kuo, A.D, J.M.Donelan, and A. Ruina. *Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: Step-to-step transitions. Exerc. Sport Sci. Rev., Vol. 33, No. 2, pp. 88–97, 2005*
6. Marcel T., Marcus V., Francisco O. *S-EMG signal compression based on domain transformation and spectral shape dynamic bit allocation. BioMedical Engineering OnLine. Available at: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/13/1/22>. (дата обращения 1.03.2020)*
7. Clancy E.A., Morin E.L., Merletti R. *Sampling, Noise-reduction and Amplitude Estimation Issues in Surface Electromyography // Journal of Electromyography and Kinesiology. 2002. no. 12. pp. 11–16.*
8. Славуцкий Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами. – М.: Медицина, 1982. – 146с;
9. Г.А. Столбовой, М.Г. Попов, М.В. Козырева, А.И. Киллер, Программное обеспечение биомеханического протеза // Электронный научный журнал «Вестник молодёжной науки России», №2, 2019. 69 с. – Режим доступа: https://07992ba4-dcc8-4e97-a627-2ff245129607.filesusr.com/ugd/96814c_ba0031e9208945d3a5ee325f6fd8a2c5.pdf (Дата обращения 1.05.20)
10. М.Г. Попов, М.В. Козырева, А.И. Киллер, Г.А. Столбовой Проектирование биомеханического роботизированного протеза// Электронный научный журнал «Вестник молодёжной науки России», №3, 2019. 58с. – Режим доступа: https://07992ba4-dcc8-4e97-a627-2ff245129607.filesusr.com/ugd/96814c_087ca37bb7f94cf69c2f7d279b06902e.pdf (Дата обращения 1.05.20);
11. Е.С. Гульматова, С.И. Зайтов, А.Ю. Полухин Д.А. Бранчукова, Е.Н. Чернышова Измерительный блок бионического протеза // Электронный научный журнал «Вестник молодёжной науки России», №3, 2019. 63с. – Режим доступа: https://07992ba4-dcc8-4e97-a627-2ff245129607.filesusr.com/ugd/96814c_6fe50a32f2cd4610b06a567e8d727864.pdf (Дата обращения 1.05.20).