

На правах рукописи

A handwritten signature in blue ink, reading 'Елисеичев' (Eliseichev), followed by a large, stylized flourish.

Елисеичев Евгений Александрович

АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ
УТРАЧЕННЫХ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ФУНКЦИЙ АМПУТИРОВАННОГО
ПРЕДПЛЕЧЬЯ

Специальность 2.2.12. Приборы, системы и изделия медицинского назначения

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Москва – 2025

Работа выполнена в федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего образования «Рыбинский государственный авиационный технический университет имени П.А. Соловьева» (РГАТУ имени П.А. Соловьева).

Научный руководитель: **Юдин Алексей Викторович**,
доктор технических наук, доцент.

Официальные оппоненты: **Телышев Дмитрий Викторович**, доктор технических наук, доцент, Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет), директор института бионических технологий и инжиниринга;
Смирнова Людмила Михайловна, доктор технических наук, доцент, федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)», профессор кафедры биотехнических систем.

Ведущая организация: Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский университет «Московский институт электронной техники», г. Москва, г. Зеленоград.

Защита диссертации состоится «25» марта 2026 г. в 14:00 часов на заседании Диссертационного совета 24.2.331.09 при Московском государственном техническом университете имени Н.Э. Баумана в зале Ученого совета по адресу: 105005, Москва, ул. 2-я Бауманская, д. 5, стр. 1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МГТУ им. Н.Э. Баумана и на сайте www.bmstu.ru.

Автореферат разослан «__» _____ 202_ г.

Ваш отзыв в двух экземплярах, заверенный гербовой печатью, просьба направлять по адресу: 105005, г. Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1, МГТУ им. Н.Э. Баумана, ученому секретарю диссертационного совета 24.2.331.09.

Ученый секретарь
диссертационного совета,
к.т.н., доцент



Самородов Андрей
Владимирович

Общая характеристика диссертационной работы

Актуальность темы диссертационной работы. Работа относится к области интеллектуальных медицинских систем. Наиболее коммерчески успешными разработками в области биопротезирования верхних конечностей являются антропоморфные бионические кисти от фирм-производителей: «MANIFESTO HAND» (Моторика, Россия), «Michelangelo» и «BeBionic» (Ottobock, Германия), «i-Limb» (Össur, Исландия), «VINCENTevolution» (VINCENT Systems, Германия), «Hero Arm» (Open Bionics, Великобритания), «TASKA HandGen2» (Fillauer, США), «LUKE Arm» (Mobius Bionics, США), «OHand» (OUMotion Technologies, КНР). Они функционируют на основе системы управления электромиографического (ЭМГ) типа, которая производит считывание и обработку данных с ЭМГ-датчиков в фазе мышечной активности. Современные бионические протезы верхних конечностей (далее – биопротез) взаимодействуют с объектами окружающего мира на основе использования определенного набора движений, с помощью которых осуществляется захват и удержание предметов. Вследствие ограниченного количества движений и необходимости их переключения с внешнего периферийного устройства (смартфон, планшет, пульт и т.п.) современные биопротезы не могут иметь статус полноценной замены здоровой человеческой руки. Кроме этого, стоит отметить, что обучение управлению таким биопротезом может занимать от 2 до 3 лет. Пути решения задачи создания новых (интеллектуальных) систем управления биопротезом рассматриваются во многих научных трудах. В качестве основной проблемы указывается длительное время обучения управлению биопротезом, что связано с низкой эффективностью человеко-машинного интерфейса управления биомеханической системой. Таким образом задача по повышению эффективности человеко-машинного интерфейса для управления биопротезом для сокращения времени на обучение является актуальной.

Степень разработанности темы диссертационной работы. Анализ научных статей показал, что существует тенденция к применению искусственных нейронных сетей (ИНС) в составе системы управления биопротезом. В научных работах: Ярыгина А.А., Айтбаева Б.Х., Канышева А.Ю., Алексеева Е.А. предлагается использовать возможности ИНС для анализа и интерпретации различных биофизических данных человека в качестве управляющих сигналов для механизмов биопротеза. Применение ИНС для управления биопротезом сводится к решению с ее помощью задачи классификации или кластеризации (научная работа: Бошлякова А.А., Пояркова Г.А.) данных, считываемых с ЭМГ-датчиков системы управления (научные работы: Bahrani Moqadam S, Elahi SM, Mo A, Zhang W.), голосовых команд и преобразованию их в управляющие сигналы электромеханической части биопротеза. Подобный метод управления позволяет повысить скорость и точность отклика биопротеза на управляющее воздействие пользователя. Кроме научно-исследовательских работ в рассматриваемой области проведен анализ ряда патентов на системы и способы управления электронными устройствами с применением ИНС для анализа ЭМГ-сигналов пользователя.

Отмечено, что существенный вклад в развитие данной области внесли: компания «Моторика» (Премия «Надежда на технологии», ежегодно), Брико А.Н. МГТУ им. Н.Э. Баумана (Премия правительства г. Москвы, 2024 г.). Результаты произведенного анализа представлены по форме сравнительной таблицы в Главе 1 работы.

Таким образом, в значительной части эти исследования охватывают задачи по созданию алгоритмов управления биопротезом с использованием ИНС, не учитывая требований к повышению эффективности человека-машинного интерфейса, сокращению времени обучения управлению биопротезом.

Цель и задачи. Цель диссертационной работы – разработать эффективный аппаратно-программный комплекс для восстановления утраченных двигательных функций ампутированного предплечья, методы обработки ЭМГ-сигналов и методы управления биопротезом, позволяющие снизить время обучения пользователя.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

1. Обосновать кинематическую схему и оптимальное число степеней свободы пальцев биопротеза. Разработать модели, описывающие траекторию движения пальцев биопротеза;

2. Определить типовые формы и размеры наиболее часто захватываемых объектов на основе анализа повседневной активности человека. Разработать методику определения рационального набора захватываемых объектов;

3. Определить места установки ЭМГ-датчиков, геометрические параметры и количество электродов, межэлектродное расстояния, подэлектродный импеданс, необходимое их количество, в зависимости от физиологии и уровня ампутации предплечья;

4. Разработать метод обработки ЭМГ-сигналов, обеспечивающий высокую достоверность обнаружения движений, их распознавания и классификации;

5. Разработать метод предварительного формирования хвата, обеспечивающий автоматическую реализацию хватов для рационального набора захватываемых объектов.

Научная новизна. Научная новизна диссертационной работы заключается в обосновании подходов к созданию эффективного аппаратно-программного комплекса для восстановления утраченных двигательных функций ампутированного предплечья, а также в разработке методов обработки ЭМГ-сигналов и методов управления биопротезом.

Наиболее существенные результаты работы, обладающие научной новизной и полученные соискателем лично:

1. Впервые предложен метод математического моделирования сложной кинематической схемы пальца биопротеза и кисти в целом, который в отличие от известных позволяет применить математическую модель для автоматической генерации обучающих выборок для ИНС;

2. Модифицирован существующий подход к формированию рационального набора захватываемых объектов введением условия на вхождение в набор в виде частоты применения на уровне 1-го раза в день;

3. Экспериментально получена зависимость процента распознавания движений от количества устанавливаемых на предплечье ЭМГ-датчиков;

4. Модифицирован алгоритм обработки, огибающей ЭМГ-сигнала на основе оценки признака «Средняя энергия» с помощью двух пороговых значений: адаптивного (по величине огибающей кривой) и фиксированного (по длительности);

5. Впервые предложен алгоритм автоматического расчета управляющих координат для выполнения хватов для объектов из рационального набора, основанный на последовательном пропорциональном приближении рассчитанных по разработанной математической модели кисти значений координат «фаланг» пальцев к сгенерированной поверхности захватываемого объекта.

Теоретическая и практическая значимость диссертационной работы. Теоретическая значимость работы заключается в применении аппарата ИНС к управлению функциональными движениями биопротеза, что позволяет снизить когнитивную нагрузку и обеспечить повышение качества жизни людей с утратой верхних конечностей на уровне предплечья.

Практическая значимость работы заключается в том, что полученные результаты могут использоваться для разработки высокотехнологичных биопротезов для людей с ампутацией предплечья. Это позволит уменьшить продолжительность и трудоемкость настройки биопротеза, а также сократить время обучения пользователя.

Методология и методы диссертационной работы. Основным подходом к решению поставленных задач является рациональное сочетание методов математического, полунатурного и натурального моделирования и аппарата ИНС. Для проведения кинематического исследования механизмов (пальцы биопротеза) используются математические методы аналитической геометрии. Для проведения численных расчетов, моделирования технических и физических систем, а также выполнения научно-инженерных расчетов с массивами данных используются пакеты прикладных программ: Matlab, Matlab/Simulink, SolidWorks, КОМПАС-3Д. Для первичной обработки (визуализация и анализ) снятых с области предплечья (здорового и ампутированного) ЭМГ-сигналов в режиме реального времени используются 8-канальный электромиограф и специализированное программное обеспечение «MioTest». Для последующей обработки ЭМГ-сигналов, имеющих недетерминированный характер и локальные особенности, используется метод, основанный на вычислении признаков ЭМГ-сигнала. Обучение ИНС производится средствами тулбокса «ClassificationNeuralNetwork» Matlab. Для подтверждения предложенных решений по топологии кинематики использовались методы твердотельного и натурального моделирования, а для проверки результатов обучения ИНС – встроенный в Matlab инструмент кроссверификации.

Положения, выносимые на защиту:

1. Разработанная математическая модель сложной кинематической цепи позволяет многократно повысить производительность моделирования, делает ее пригодной для применения в системах управления биопротезом в режиме реального времени;

2. Для эффективного использования биопротеза достаточно выполнить расчет управляющих координат для рационального набора захватываемых объектов,

состоящий из 13 объектов различных форм и размеров, с которыми человеку приходится взаимодействовать в повседневной жизни;

3. Экспериментально показано, что применение 8 ЭМГ-датчиков в составе ЭМГ-системы позволяет достичь 78 % уровня распознавания 12 движений, необходимых для захвата объектов из рационального набора;

4. Показано, что для эффективного распознавания движений по снимаемым ЭМГ-сигналам с электромиографа достаточно применения двухслойной классифицирующей сети с функцией активации «ReLu» в скрытом слое и функцией «Softmax» в выходном слое. В каждом слое находится по 24 искусственных нейрона;

5. Предложенный способ расчета управляющих координат для выполняемого хвата, основанный на последовательном пропорциональном приближении к сгенерированной поверхности захватываемого объекта, с производением контроля «касания» в 5 точках фаланги по каждому пальцу, позволяет получить погрешность позиционирования соизмеримую с натурным экспериментом.

Степень достоверности и апробация результатов. Достоверность и обоснованность полученных результатов диссертационной работы представлена в научных трудах успешно выполненного научно-поискового проекта «Управление траекторией кинематического движения пальцев антропоморфного биопротеза кисти руки на основе нейронной сети» с 2022 по 2024 гг. (грант Российского научного фонда № 22-19-20095, <https://rscf.ru/project/22-19-20095/> (дата обращения: 22.11.2025 г.)) и в 8 научных докладах на конференциях.

Полученные теоретические результаты коррелируют с результатами апробаций, проведенных по форме полунатурного/натурного экспериментов по следующим направлениям:

1. Экспериментальные исследования эффективности работы ЭМГ-датчика поверхностного типа по критериям: геометрические размеры и межэлектродное расстояние электродов;

2. Экспериментальные исследования влияния материалов и покрытий электродов на эффективность работы ЭМГ-датчика поверхностного типа;

3. Доклинические испытания опытного образца 8-канальной ЭМГ-системы на ампутированном предплечье;

4. Снятие ЭМГ-сигналов с мышц предплечья при выполнении фиксированного набора движений, определение оптимальных параметров оценивания ЭМГ-сигнала и обучение ИНС;

5. Оценка на стенде эффективности классификации движений и формирования хватов с помощью ИНС на основе вводимых вручную данных о захватываемом объекте.

Методики проведения вышеперечисленных экспериментов согласованы с профильными учреждениями: Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Ярославский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации и Филиал «Ярославский» Акционерное общество «Московское протезно-ортопедическое предприятие».

Публикации. По материалам работы опубликовано 14 научных работ, включая: 6 статей в рецензируемых журналах и изданиях из перечня ВАК РФ (2 из которых по научной специальности ВАК 2.2.12 Приборы, системы и изделия медицинского назначения), 5 статей в изданиях, индексируемых в системе Scopus и 2 свидетельства о государственной регистрации программы для ЭВМ. Общий объем составляет 8,1 печатных листов.

Структура и объем диссертационной работы. Содержание работы соответствует специальности 2.2.12. Приборы, системы и изделия медицинского назначения. Диссертационная работа состоит из введения, четырех глав с выводами, общих выводов и заключения, списка литературы. Основное содержание работы изложено на 182 страницах и содержит 71 рисунок, 22 таблицы, 26 формул и список литературы из 145 источников.

Основное содержание диссертационной работы

Во введении раскрывается актуальность темы работы и степень ее разработанности, формулируются главная цель и задачи работы, описываются методология и методы научного исследования.

В Главе 1 представлен анализ конструкций, серийно выпускающихся высокофункциональных протезов верхней конечности с микропроцессорным управлением и способов управления ими. Такие искусственные кисти используются для изготовления биопротезов верхних конечностей, посредством интеграции с культеприемной гильзой. Показано, что, как правило, биопротезы имеют размеры, соответствующие антропоморфным параметрам кисти человека.

В большинстве научных трудов для описания кинематического движения пальцев биопротеза используется биомеханическая модель, для которой определяются параметры взаимных вращений фаланг пальцев по методу Денавита-Хартенберга. Такой подход не в полной мере пригоден для описания сложных кинематических цепей. Кроме того, реализация моделей является не эффективной для задач управления биопротезом.

Выделены две группы хватов: универсальные, например, крючок (для удержания сумки/пакета), и специализированные – например, хват для работы с компьютерной мышью или смартфоном.

Большинство систем управления биопротезами строятся на основе съема информации (ЭМГ-сигналов) о мышечной активности с ампутированного предплечья методом поверхностной электромиографии. Чаще всего для съема ЭМГ-сигналов используется по два ЭМГ-датчика поверхностного (сухого) типа, которые устанавливаются в области мышц-сгибателей и мышц-разгибателей.

Обработка снимаемых ЭМГ-сигналов состоит из трех последовательных основных этапов: первый – предварительная обработка, основная цель которой преобразовать снятый ЭМГ-сигнал в цифровую форму; второй – первичная обработка, которая заключается в анализе оцифрованного ЭМГ-сигнала с целью выделения участков активности (разметка); третий – вторичная обработка, которая заключается в вычислении признаков ЭМГ-сигнала. Выделяют три класса признаков ЭМГ-сигналов: временные, частотные и частотно-временные. В общей

В основу решения положен метод расчета, позволяющий установить связь между векторами узловых точек. Особенностью метода является определение конечной точки вспомогательной связи $\vec{D}_k$. Совокупность возможных конечных точек связи $\{D_k\}$, где $k \in [1, n - 1]$, образует окружность радиуса $|\vec{B}_k|$ с центром в точке R_k . Действительной точкой связи является только одна точка, отстоящая от начальной точки связи C_k на заданном расстоянии d_k . Она является точкой пересечения двух окружностей: радиуса $|\vec{B}_k|$ с центром в точке R_k и радиусом d_k с центром в точке R_{k-1} . Для определения радиус-вектора к точке пересечения окружностей на основе тригонометрических уравнений написана функция на языке Matlab: $\vec{D}_k = point(\vec{C}_k, \vec{R}_k, |\vec{B}_k|, d_k)$. Управляющие воздействия задаются для каждого пальца отдельно и в результате моделирования получают массив, содержащий координаты узлов в прямоугольной декартовой системе координат в трехмерном пространстве для каждого пальца. Результат работы программы моделирования приведен на Рисунке 3. Полученные данные могут быть использованы для обучения ИНС.

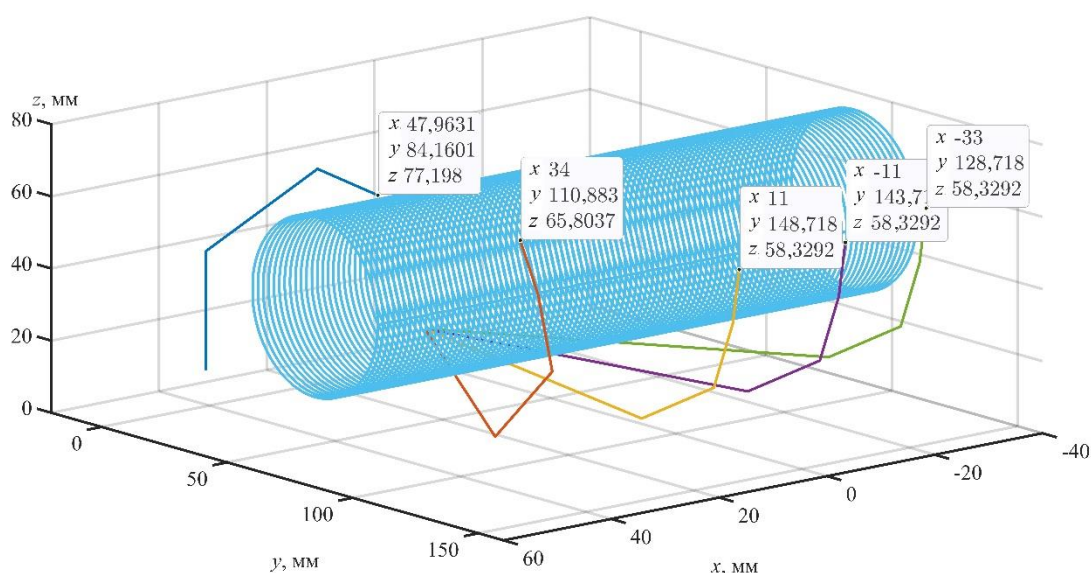


Рисунок 3 – Графическое представление результата моделирования кисти

Для решения задачи моделирования хватов необходимо определиться с конкретными формами и размерами захватываемых объектов. Захватываемый объект должен быть часто задействован в повседневной активности человека, форма захватываемого объекта должна быть приближена к простейшей геометрической фигуре. Выбранные объекты анализировались с точки зрения взаимодействия с ними здорового человека, однако относительно биопротеза часть этих объектов трудновыполнима и вероятнее всего взаимодействовать с ними человек будет здоровой рукой. Например, к таким захватываемым объектам можно отнести – зажигалка, сигарета. Их не рекомендуется включать в рациональный набор захватываемых объектов.

Для создания «предобученной» ИНС по предварительному формированию хвата, с целью обеспечения автоматической реализации хватов для рационального набора захватываемых объектов были определены 13 объектов, чьи геометрические размеры позволяют их взять и использовать биопротезом. Результаты представлены в Таблице 1.

Т а б л и ц а 1 – Рациональный набор захватываемых объектов, где Д – длина, Ш – ширина, В – высота)

Размеры в миллиметрах			
№ п/п	Наименование	Геометрическая форма	Геометрические размеры
1	Кружка (объем 400 мл)	Цилиндр	83×96 (Диаметр×В)
2	Стакан (объем 400 мл)	Усеченный конус	60/90×110 (Диаметр×В)
3	Молоток	Эллипс	28×16×300 (Д×Ш×В)
4	Теннисный мяч	Шар	67 (Диаметр)
5	Кухонный нож	Параллелепипед	100×20×15 (Д×Ш×В)
6	Ручка межкомнатной двери	Параллелепипед	120×50×60 (Д×Ш×В)
7	Ручка-скоба	Цилиндр	25×300 (Диаметр×В)
8	Банковская карта	Параллелепипед	86×54×1 (Д×Ш×В)
9	Школьный дневник	Параллелепипед	165×200×10 (Д×Ш×В)
10	Кубик Рубика	Куб	70×70×70 (Д×Ш×В)
11	Шариковая ручка	Цилиндр	10×135 (Диаметр×Д)
12	Шестигранная гайка М10	–	ГОСТ 10605-94, DIN 934
13	Пятирублевая монета	Цилиндр	25×1,5 (Диаметр×В)

В Главе 3 изложено, что одним из условий для эффективного управления биопротезом является обеспечение снятия необходимого количества ЭМГ-сигналов. В значительной степени это условие определяется количеством используемых ЭМГ-датчиков, областью их установки на ампутированном предплечье, а также их конструкцией.

Для определения зоны установки ЭМГ-датчиков разработана следующая методическая последовательность действий: шаг № 1 – определяется уровень ампутации предплечья, при этом минимальная длина предплечья должна быть не менее 9 см; шаг № 2 – проводится визуальная оценка культи, проверяется наличие атрофий, пальпаторно определяется сохранность мышечной ткани, степень ее сокращения при мышечном напряжении, а также на какую величину происходит смещение мышц при их напряжении; шаг № 3 – с помощью ультразвукового исследования уже точно определяется расположение мышц, их структура, объем мышечной ткани, взаиморасположение мышц относительно друг друга и других анатомических образований; шаг № 4 – на найденную с помощью ультразвукового исследования область накладываются ЭМГ-датчики, параллельно расположению мышцы и, смещая их, находится место с максимальной амплитудой мышечного сокращения. Также в эту область должны по минимуму проводиться потенциалы при сокращении соседних мышц. Работы по определению зоны установки ЭМГ-

датчиков проводились при участии врача функциональной диагностики, врача-невролога, кандидата медицинских наук Тяпина Артема Анатольевича. На значения амплитуды и уровень перекрестных помех, вызываемых сокращением соседних мышц предплечья в снимаемом ЭМГ-сигнале, существенным образом оказывает влияние геометрическая форма электродов и их межэлектродное (от торца до торца) расстояние. Выявлено, что амплитуда снимаемого ЭМГ-сигнала прямо пропорциональна межэлектродному расстоянию, и обратно пропорциональна полосе пропускания. Для обеспечения устойчивого съема ЭМГ-сигналов проведена программа исследований, в объеме которой определены геометрические размеры электродов, их подэлектродный импеданс, количество и взаимное расположение (межэлектродное расстояние) для оптимизированной конструкции ЭМГ-датчика. Для этого был изготовлен экспериментальный набор ЭМГ-датчиков в количестве 98 шт. (см. фрагмент Таблицы 2).

Т а б л и ц а 2 (фрагмент) – Экспериментальный набор ЭМГ-датчиков для проведения программы исследований

№ п/п	Размер ЭМГ-датчика	Геометрическая форма электродов	Геометрические размеры электродов	Размеры в миллиметрах	
				Межэлектродное расстояние	Тип ЭМГ-датчика
1	L	Квадрат	$8_{-0,1} \times 8_{-0,1} \times 1^{+0,2}$	20	Биполярный
2	L	Квадрат	$8_{-0,1} \times 8_{-0,1} \times 1^{+0,2}$	25	Биполярный
3	L	Квадрат	$8_{-0,1} \times 8_{-0,1} \times 1^{+0,2}$	45	Монополярный
...	...	...	...	...	...
98	S	Круг	$\varnothing 10_{-0,1} \times 1^{+0,2}$	25	Монополярный

С помощью специализированного ПО «MioTest» произведена оценка эффективности съема ЭМГ-сигналов с ЭМГ-датчиков с различными наборами электродов по следующим параметрам: амплитуда, мкВ; размах амплитуды, мкВ; время выхода в рабочий режим, с. Проведение исследования предполагает последовательное выполнение двух этапов: этап № 1 – снятие мышечной активности с мышц-сгибателей, этап № 2 – снятие мышечной активности с мышц-разгибателей. Дополнительно для этапа № 1 введены следующие диапазоны усилий: слабое – 7-10 кг; среднее – ~15 кг и сильное – 30-33 кг.

На этапе № 1 ЭМГ-датчик устанавливается на здоровое предплечье в зону расположения мышц-сгибателей. После того как ЭМГ-датчик вышел в рабочий режим (от 2 до 60 с), выполняются циклы сжатия-разжатия кисти в кулак в следующей последовательности: кадр № 1 – покой, кадр № 2 – слабое сжатие, кадр № 3 – среднее сжатие, кадр № 4 – сильное сжатие. На этапе № 2 ЭМГ-датчик устанавливается на здоровое предплечье в зону расположения мышц-разгибателей.

В начальном положении (кисть сжата в кулак) выполняется цикл разжатия (движение по типу напоминает хват компьютерной мыши), далее повторяются действия аналогичные действиям на этапе № 1.

Определение величины подэлектродного импеданса электродов производилось путем установки ЭМГ-датчиков на поверхность кожного покрова предплечья над исследуемой мышцей, при этом кожный покров предварительно не обрабатывался. Для измерений подэлектродного импеданса использовался электронейромиограф «Нейро-ЭМГ-Микро» от фирмы-производителя ООО «Нейрософт» (г. Иваново).

По результатам проведенного исследования электродов из экспериментального набора ЭМГ-датчиков сделаны следующие выводы: использование биполярного типа ЭМГ-датчиков является предпочтительным, значения подэлектродного импеданса при которых регистрируется устойчивая электромиограмма находятся в диапазоне 50-150 кОм, при этом межэлектродное расстояние составляет 10-15 мм, электрод представляет собой круг диаметром 8-10 мм с толщиной 1 мм или квадрат 8×8 мм с толщиной 1 мм (медь (М0 ГОСТ 859-2014), покрытая слоем серебра толщиной 6-9 мкм (Ср6-Ср9) или сталь нержавеющей 12Х18Н10Т (ГОСТ 5632-2014)/AISI 430).

Не менее важным вопросом является необходимое количество ЭМГ-датчиков. В работе [Jarque Bou, N. J. (2019). Kinematic and muscular characterisation of the hand during activities of daily living. Universitat Jaume I. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.6035/14107.2019.192255> (дата обращения: 22.10.2025 г.)], используя иерархический кластерный анализ, проведено исследование по выявлению зон предплечья с максимальными значениями мышечной активности. Эти зоны могут быть пригодны для съема ЭМГ-сигналов для различных движений биопротеза путем установки массива ЭМГ-датчиков. Взяв за основу 7 зон с максимальной мышечной активностью из вышеуказанного научного исследования, проведены экспериментальные работы с оптимизированной конструкцией ЭМГ-датчиков. По результатам проведенных экспериментальных работ установлено, что для реализации движений использующихся для захвата объектов из рационального набора достаточно применение 7 каналов измерения данных. Для создания резерва для дальнейшего развития системы управления биопротезом, принято решение использовать массив из 8 ЭМГ-датчиков поверхностного типа.

В Главе 4 обосновывается, что для обучения ИНС классификации движений для управления биопротезом, используются статистики ЭМГ-сигнала, полученные на размеченных участках мышечной активности. Методика формирования данных для обучения ИНС представляет собой следующую последовательность операций:

1. Производится запись набора электромиограмм, каждая из которых соответствует определенному движению. В Таблице 3 представлен набор движений для обучения ИНС, где каждому пальцу биопротеза присвоен свой порядковый номер: 1 – первый (большой), 2 – второй (указательный), 3 – третий (средний), 4 – четвертый (безымянный), 5 – пятый (мизинец). Для каждого движения выполняется по 100 повторений с выдерживанием паузы длительностью от 4 до 5 секунд;

Т а б л и ц а 3 – Набор движений для обучения ИНС

№ п/п	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Движение	Разгибание 1	Разгибание 1, 2	Разгибание 1-5	Разгибание 2-5	Разгибание 2	Сгибание 1	Сгибание 1, 2	Сгибание 1-5	Сгибание 2-5	Сгибание 2	Супинация	Пронация

2. Производится обработка записанных электромиограмм для выявления движений. Загружается набор данных, соответствующий интервалу времени ~250 мс, по которому затем выполняется расчет «средней энергии» и уровня покоя. Как только «средняя энергия» превышает уровень покоя более чем на заданную величину, программный комплекс регистрирует начало движения, а когда «средняя энергия» понизится до этого уровня, движение будет считаться оконченным;

3. Производится расчет признаков для зарегистрированных движений в объеме перечня отобранных признаков для классификации движений (см. фрагмент Таблицы 4);

Т а б л и ц а 4 (фрагмент) – Перечень отобранных признаков для классификации движений

№ п/п	Название признака	Кодовое обозначение
1	Сумма	IAV
2	Среднее абсолютное значение	MAV
3	Среднеквадратическое отклонение	STD
...	...	...
35	Среднее абсолютное значение степенной функции	TM

Производится обучение ИНС по наиболее эффективному набору из 3 признаков, сформированного по критерию «непохожести». На Рисунке 4 приведена диаграмма «непохожести» признаков. Так, например, для признака № 6, визуальны паттерны (стереотипы) для различных движений выглядят существенно отличающимися (см. Рисунок 5), а для признака № 11 выявить различия достаточно сложно (см. Рисунок 6). Поскольку принцип работы ИНС схож с восприятиями человека, можно утверждать, что и обучаемой ИНС будет сложно различить движение по признаку № 11.

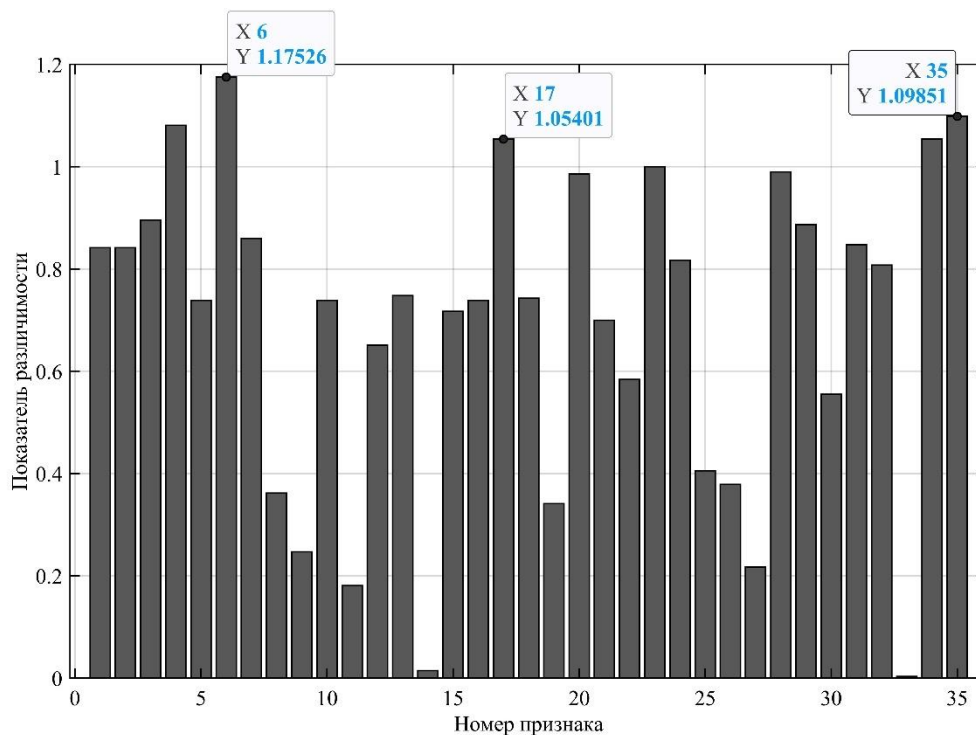


Рисунок 4 – Диаграмма «непохожести» признаков

Для ИНС определена оптимальная структура по критерию соотношения процентов правильных распознаваний и количества используемых нейронов. С учетом сформированного набора движений применена двухслойная классифицирующая ИНС с функцией активации «ReLu» в скрытом слое и функцией «Softmax» в выходном слое. В каждом слое ИНС находится по 24 искусственных нейрона. Входная размерность ИНС обусловлена необходимостью обобщения данных с 8 ЭМГ-датчиков по 3 признакам, а выходная количеством распознаваемых движений. Тестирование ИНС с набором признаков № 1, № 13 и № 32 дали следующие результаты: наилучший – 97,4 %; средний – 84,1 %;

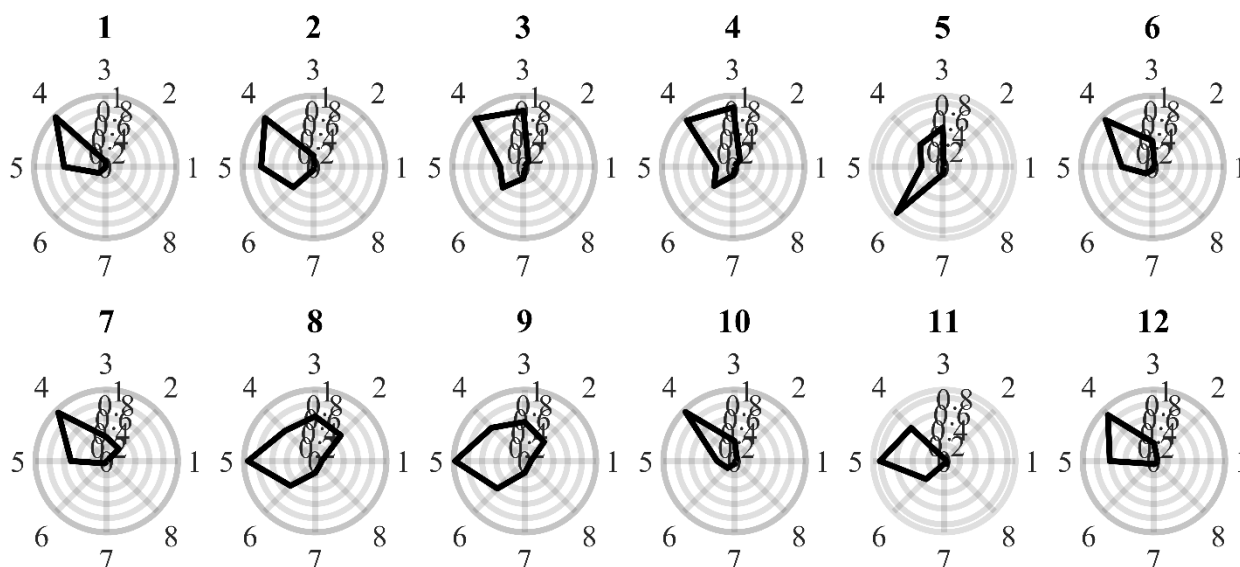


Рисунок 5 – Набор паттернов (стереотипов) для признака № 6

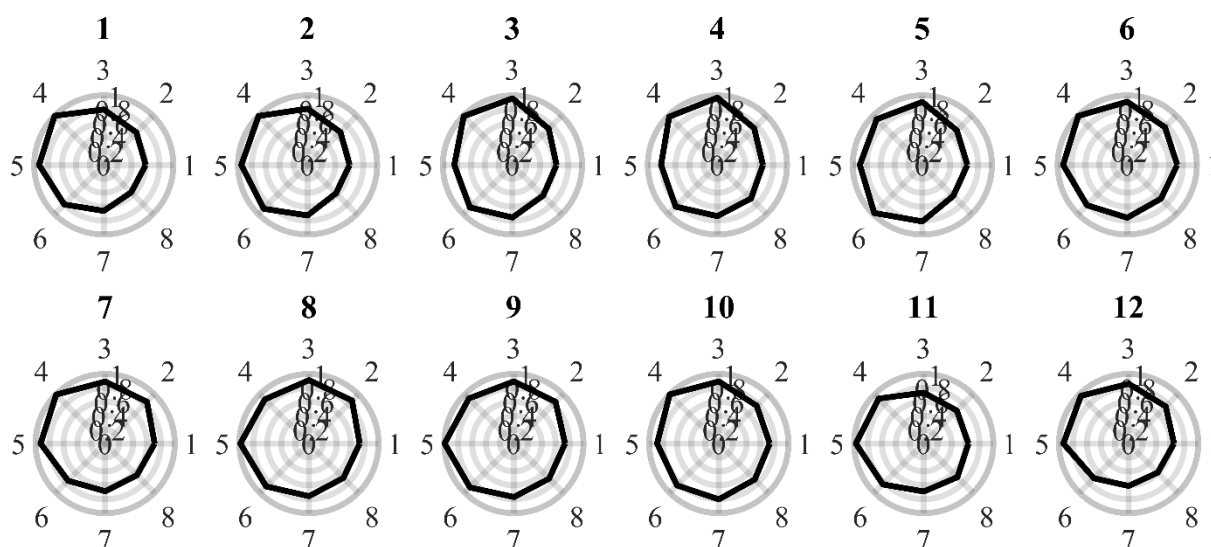


Рисунок 6 – Набор паттернов (стереотипов) для признака № 11

4. Производится тестирование ИНС в режиме реального времени с тем же испытуемым, для которого были сняты электромиограммы. Для этого программный комплекс переводится в режим потоковой обработки данных, т.е. данные считываются не из файлов, а напрямую с электромиографа. При этом требуется обеспечение тех же условий, что имели место при снятии обучающих электромиограмм, в особенности положение тела испытуемого в пространстве.

Дополнительно снизить время обучения возможно путем создания «предобученного» биопротеза, в котором уже сформированы основные хваты, т.е. заранее рассчитаны значения управляющих воздействий для захватываемого объекта. Учитывая большое разнообразие возможных управляющих комбинаций, для их реализации в биопротезе целесообразно применение ИНС. Для эффективного обучения ИНС требуется большое количество обучающих выборок. Их получение является трудоемким процессом и требует автоматизации.

Методика автоматического расчета управляющих координат для выполнения хватов для рационального набора захватываемых объектов базируется на генерации поверхностей захватываемых объектов из рационального набора с последующим расчетом хватов методом последовательного пропорционального приближения, т.е. на каждой итерации шаг следующего приближения рассчитывается пропорционально текущей ошибке хвата. Вычисление ошибки хвата производится путем расчета расстояния по 5 различным точкам на фаланге пальцев с последующим выбором минимальных значений из полученных. По полученным данным производится обучение ИНС. Входными данными для ИНС являются координаты смещения объекта относительно кисти, а выходными значения управляющих координат. Для этого используется двухслойная ИНС прямого распространения с сигмоидальной функцией активации в скрытом слое и линейной функцией в выходном слое. Хороший результат получается уже для 8 нейронов в скрытом слое. Особое внимание уделено алгоритму обучения. Приемлемый результат получается при применении алгоритма «trainbr». Функция Matlab «trainbr» обучает ИНС, используя алгоритм Левенберга-Марквардта, дополненный регуляризацией по Байесу.

Применение методики рассмотрено на примере захвата цилиндрического объекта с геометрическими размерами: диаметр 80 мм, высота 100 мм. Расчет хватов ведется с шагом смещения по оси x равным 2,5 мм, а по оси y равным 5 мм. Это потребовало проведения 81 модельного эксперимента. На ПК с процессором Intel(R) Core(TM) i5-9400 этот процесс занимает около 20 минут. Для верификации результатов проведены натурные испытания на стенде проверки формирования хватов. Для оценки точности используемых математической и натурной моделей, в качестве эталона использовались результаты твердотельного динамического моделирования. Выявлено, что наибольшее значение погрешности присуще для первого пальца, что объясняется относительно сложной траекторией его движения. Устранение этой погрешности при математическом моделировании требует более точного задания геометрических параметров и координат привязки, для натурального эксперимента – более жесткого крепления захватываемого объекта. Среднее значение погрешности управляющей координаты относительно математической модели (Δ_1) составляет 2,68 °, а относительно натурной модели (Δ_2) – 2,45 °.

Для оценки эффективности обучения пользованию биопротезом по авторской методике, произведен расчет эффективности по 3 критериям: количество выполняемых хватов, вероятность правильной реализации хвата, качество сформированного хвата. Полученные значения заметно выше по сравнению со значениями критериев, рассчитанных для методик обучения, изложенных в научных трудах по реабилитационной инженерии за период 2016-2025 гг.

В общих выводах и заключении представлены следующие результаты, полученные в процессе выполнения диссертационной работы:

1. Предложенное математическое описание сложной кинематической схемы пальца позволило разработать программное обеспечение, обладающее интерфейсом, поддерживающим решение задач автоматизации вычислений, что оказалось весьма эффективным для генерации обучающих выборок для ИНС;

2. В результате уточнения оптимального количества микроприводов принято решение об изменении первоначальной кинематической схемы пальцев биопротеза. Наиболее эффективной признана кинематическая схема кисти с 6 микроприводами и одним вспомогательным звеном в каждом пальце. Разработанная математическая модель кисти адаптирована к измененной кинематике;

3. Проведен анализ и сформулированы требования к ЭМГ-системе: предпочтительно использование биполярного типа ЭМГ-датчиков; значения подэлектродного импеданса при которых регистрируется устойчивая электромиограмма находятся в диапазоне 50-150 кОм; рабочее межэлектродное (от торца до торца) расстояние должно находиться в диапазоне 10-15 мм; оптимальными геометрическими размерами электродов являются: круг диаметром 8-10 мм с толщиной 1 мм или квадрат 8×8 мм с толщиной 1 мм; материал для изготовления электродов: медь (М0 ГОСТ 859-2014), покрытая слоем серебра толщиной 6-9 мкм (Ср6-Ср9) или сталь нержавеющей 12Х18Н10Т (ГОСТ 5632-2014)/AISI 430. Результаты исследований легли в основу собственной разработки ЭМГ-датчиков поверхностного типа;

4. Разработан алгоритм определения участков мышечной активности в ЭМГ-сигнале в автоматическом режиме, использующий адаптивный метод разметки с двумя порогами. Разработанный метод отличается тем, что пороговые значения не определяются заранее, а постоянно корректируются в зависимости от уровня ЭМГ-сигнала в состоянии покоя. Для определенных участков мышечной активности предложено в общей сложности 70 различных признаков, и по результатам исследования из них выделены 35 наиболее эффективных;

5. Предложена структура и обучена ИНС классификации движений. Для обучения используются лишь три признака из 35 отобранных, которые выбираются либо по показателю различимости, либо полным перебором сочетаний оценок;

6. Апробация методики оценки точности распознавания хватов с помощью ИНС на здоровом предплечье показала, что лучший результат распознавания составляет 85,8 %. ИНС, обученная по зарегистрированным данным, демонстрирует кросс-валидацию в 86,5 %, а обучающие данные распознает на уровне 89,1 %. По результатам исследований на ампутированном предплечье лучший результат распознавания – 51,7 %, худший результат – 29,2 %. В ходе исследования было отмечено, что у некоторых испытуемых паттерны (стереотипы) одних и тех же движений, записываемых на разных этапах обучения, отличаются. Наибольшей точностью распознавания характеризуются следующие движения: сгибание и разгибание пальцев с первого по пятый, пронация и супинация;

7. Разработан алгоритм автоматического формирования хватов по разработанной математической модели кисти для сгенерированных поверхностей. Разработанный алгоритм поиска оптимального хвата реализует последовательное пропорциональное приближение, т.е. на каждой итерации шаг следующего приближения рассчитывается пропорционально текущей ошибке хвата;

8. Определена структура ИНС для формирования управляющих воздействий при захвате объектов: входными данными для нее являются координаты смещения объекта относительно биопротеза, а выходными – значения управляющих координат. Наилучший результат достигается при применении двухслойной ИНС прямого распространения с сигмоидальной функцией активации в скрытом слое и линейной функцией в выходном слое;

9. Спроектирован и изготовлен стенд проверки формирования хватов. Стенд использовался в натуральных испытаниях по захватыванию объектов из рационального набора (13 шт.) биопротезом с системой управления на основе ИНС формирования хватов. Результаты испытаний показали, что разница полученных значений углов сгибания/разгибания пальцев между моделированием (расчетная модель) и натурными испытаниями (стенд проверки формирования хватов) составила порядка 2-3 %;

10. Проведены натурные испытания системы управления на стенде проверки формирования хватов. В испытаниях приняли участие 5 пациентов (ампутантов) при участии врача врача-невролога. В результате испытаний подтверждена согласованность работ обеих ИНС в составе стенда. Показано, что система управления на основе ИНС классификации движений и ИНС формирования хватов дает увеличение показателя скорости обучения для выполнения сложных хватов на 40-50 % по сравнению с проанализированными методиками обучения.

Список работ, опубликованных автором по теме диссертационной работы

1. Безъязычный В.Ф., Елисеичев Е.А., Воробьев П.С., Михайлов В.В., Тяптин А.А. Обзор способов считывания ЭМГ-сигналов в области предплечья для управления бионическими протезами верхних конечностей // Биомедицинская радиоэлектроника. 2023. Т. 26, № 1. С. 35-44 (0,64 п.л./0,34 п.л.);
2. Юдин А.В., Елисеичев Е.А., Воробьев П.С., Панкратов М.В., Блинов И.С. Оценка эффективности методики обучения пользованию биопротезом верхней конечности с системой управления на основе искусственной нейронной сети // Биомедицинская радиоэлектроника. 2025. Т. 28, № 6. С. 5-15 (0,80 п.л./0,66 п.л.);
3. Eliseichev, E.A., Mikhailov, V.V., Borovitskiy, I.V. et al. A Review of Devices for Detection of Muscle Activity by Surface Electromyography. Biomed Eng 56, 69–74 (2022). <https://doi.org/10.1007/s10527-022-10169-4> (дата обращения: 22.10.2025 г.) (0,60 п.л./0,36 п.л.);
4. Елисеичев Е.А., Михайлов В.В., Беляев В.Ю., Жилин Р.М., Сенаторова Е.О. Устройство для регистрации мышечной активности методом поверхностной электромиографии // Электронная техника. Серия 3: Микроэлектроника. 2022. № 1 (185). С. 35-41 (0,60 п.л./0,36 п.л.);
5. Bez'yazychnyi, V.F., Eliseichev, E.A., Gusev, O.V. et al. Finger Trajectory of an Anthropomorphic Hand Prosthesis. Russ. Engin. Res. 43, 552–560 (2023). <https://doi.org/10.3103/S1068798X2305043X> (дата обращения: 22.10.2025 г.) (0,74 п.л./0,44 п.л.);
6. Безъязычный В.Ф., Елисеичев Е.А., Блинов И.С., Михайлов В.В., Тяптин А.А. Определение оптимального набора схватов для протезов предплечья с биоэлектрическим управлением // Физическая и реабилитационная медицина. 2023. Т. 5, № 3. С. 59-65 (0,63 п.л./0,30 п.л.);
7. Юдин А.В., Елисеичев Е.А., Блинов И.С. Применение математической модели антропоморфной бионической кисти для сокращения времени реабилитации // Математические методы в технологиях и технике. 2023. № 12. С. 62-66 (0,34 п.л./0,20 п.л.);
8. Bez'yazychnyi, V.F., Yudin, A.V., Eliseichev, E.A. et al. Grasp Configuration for an Anthropomorphic Bionic Hand. Russ. Engin. Res. 45, 27–35 (2025). <https://doi.org/10.3103/S1068798X24703489> (дата обращения: 22.10.2025 г.) (0,75 п.л./0,50 п.л.);
9. Bez'yazychnyi, V.F., Eliseichev, E.A., Senatorova, E.O. et al. Review of the Russian market for bioelectrically controlled upper limb prostheses. Biomed Eng 58, 68–72 (2024). <https://doi.org/10.1007/s10527-024-10368-1> (дата обращения: 22.10.2025 г.) (0,60 п.л./0,26 п.л.);
10. Bezyazychnyi, V.F., Eliseichev, E.A., Senatorova, E.O. et al. Review of the foreign market for bioelectrically controlled upper limb prostheses. Biomed Eng 58, 147–152 (2024). <https://doi.org/10.1007/s10527-024-10385-0> (дата обращения: 22.10.2025 г.) (0,78 п.л./0,26 п.л.);
11. Елисеичев Е.А., Тяптин А.А., Жилин Р.М., Воробьев П.С., Блинов И.С. Различия паттернов интерференционной миограммы с мышц предплечья при

разных вариантах кистевого хвата // Нервно-мышечные болезни. 2024. Т. 14, № 3. С. 24-31 (0,50 п.л./0,24 п.л.);

12. Безъязычный В.Ф., Юдин А.В., Панкратов М.В., Елисеичев Е.А., Воробьев П.С., Блинов И.С. Классификация движений искусственной нейронной сетью для управления бионической кистью // Искусственный интеллект и принятие решений. 2025. № 1. С. 33-45 (1,10 п.л./0,80 п.л.);

13. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2021666973 Российская Федерация. Считывание и обработка данных с датчиков для поверхностной электромиографии : № 2021666110 : заявл. 04.10.2021 : опубл. (зарег.) 22.10.2021 / Е.А. Елисеичев, Р.М. Жилин, В.Ю. Беляев ; заявитель Е.А. Елисеичев. – 1 с;

14. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2024660648 Российская Федерация. Управление прототипом антропоморфной бионической кисти : № 2024618767 : заявл. 23.04.2024 : опубл. (зарег.) 08.05.2024 / П.С. Воробьев, Е.А. Елисеичев, Р.М. Жилин, И.С. Блинов ; заявитель Е.А. Елисеичев. – 1 с.