



Международный журнал информационных технологий и энергоэффективности

Сайт журнала:

<http://www.openaccessscience.ru/index.php/ijcse/>



УДК 004.42

МОДЕЛЬ ПРОГРАММНОГО ИНТЕРФЕЙСА ДЛЯ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ В НЕЙРОННОМ ПРОТЕЗЕ КОНЕЧНОСТИ ПРЯМОГО ПОДКЛЮЧЕНИЯ

¹Мухортов А.А., ²Усюкин Н.А.

¹НАО КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ АЛЬ-ФАРАБИ, Алматы, Казахстан (50040, г.Алматы, Бостандыкский район, проспект Аль-Фараби, дом 71), e-mail: artur.mukhortov@gmail.com

²АО "КАЗАХСТАНСКО-БРИТАНСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ", Алматы, Казахстан (50000, г.Алматы, Алмалинский район, улица Толе Би, дом 59).

В работе представлено исследование, посвящённое созданию технологий управления нейропротезами, основанных на прямом взаимодействии с нервной системой. Потеря конечностей существенно снижает качество жизни и социально-экономическое положение человека, что делает развитие протезов актуальной задачей современной медицины. Авторами была проведена сравнительная оценка проводимости нервной и мышечной тканей, что подтвердило более высокую эффективность нервных тканей для передачи электрических сигналов. Разработана программная модель нейронного интерфейса, включающая симуляцию активности мотонейронного пула и алгоритм преобразования нейронных сигналов в управляющие команды для протезных систем. Результаты моделирования продемонстрировали, что использование нервных сигналов позволяет значительно повысить точность управления протезом, снизить утомляемость мышц и расширить функциональные возможности искусственных конечностей. Работа закладывает теоретические основы для разработки более совершенных и доступных протезных устройств, которые смогут улучшить качество жизни людей с ампутацией и двигательными нарушениями.

Ключевые слова: Нейропротезы, мотонейроны, нервная ткань, электроды, программное моделирование, управление протезами, нервные сигналы.

A SOFTWARE INTERFACE MODEL FOR USE IN A NEURAL PROSTHETIC LIMB OF DIRECT CONNECTION

¹Mukhortov A.A., ²Usyukin N.A.

¹AL-FARABI KAZAKH NATIONAL UNIVERSITY, Almaty, Kazakhstan (50040, Almaty, Bostandyk District, Al-Farabi Avenue, 71), e-mail: artur.mukhortov@gmail.com

²KAZAKH-BRITISH TECHNICAL UNIVERSITY, Almaty, Kazakhstan (50000, Almaty, Almaly district, Tole Bi Street, 59).

This study presents the development of technologies for controlling neuroprosthetics based on direct interaction with the nervous system. Limb loss significantly reduces quality of life and socio-economic status, making the development of prosthetics a critical goal in modern medicine. The authors conducted a comparative evaluation of nerve and muscle tissue conductivity, confirming the superior efficiency of nerve tissues for signal transmission. A software model of a neural interface was developed, incorporating motor neuron pool activity simulation and an algorithm for converting neural signals into control commands for prosthetic systems. The modeling results demonstrated that utilizing nerve signals significantly improves prosthetic control accuracy, reduces muscle fatigue, and expands the functional capabilities of artificial limbs. This research establishes a theoretical foundation for the development of more advanced and accessible prosthetic devices, capable of improving the quality of life for individuals with amputations and motor impairments.

Keywords: Neuroprosthetics, motor neurons, nerve tissue, electrodes, software modeling, prosthetic control, neural signals.

Введение

Потеря конечности негативно влияет на качество жизни человека, ограничивая его функциональные возможности и создавая серьёзные социальные и экономические трудности. Восстановление утраченных функций остаётся актуальной задачей здравоохранения. Хотя современные технологии позволяют создавать роботизированные и бионические протезы, их функциональность всё ещё уступает естественным конечностям. Такие устройства зачастую неудобны, сложны в управлении и имеют ограниченные возможности [1].

Около 90% современных протезов зависят от миоэлектрических сигналов, возникающих при сокращении мышц [2]. Хотя миоэлектрические протезы представляют собой значительное достижение, они имеют недостатки: замедленная реакция на сигналы затрудняет выполнение плавных движений, сложность обеспечения обратной связи снижает эффективность управления, а произвольные мышечные сокращения вызывают нежелательные движения [3].

Для решения этих проблем мы предлагаем технологии протезирования с прямым подключением к нервной системе, которые потенциально имеют значительные преимущества.

Цель данного исследования заключается в создании основы для разработки устройств, способных считывать и обрабатывать нейронные сигналы — основного компонента будущих нейропротезов.

Научная и практическая значимость работы заключается в создании базы для разработки протезов, функционально приближенных к естественным конечностям. Новизна исследования состоит в разработке технологии, пока ограниченно используемой в мировой практике. Практическая значимость работы — в создании систем, способных эффективно восстанавливать функции конечностей, улучшая качество жизни и способствуя восстановлению работоспособности.

Морфология и физиология нейрона; анатомические основы нервной системы

Нейрон — это специализированная клетка, обладающая способностью проводить и передавать электрические импульсы. Основу её электрической активности составляет цитоплазматическая мембрана.

Нейрон состоит из тела, называемого «сомой» (диаметр от 5 до 100 мкм), и цитоплазматических выростов — дендритов и аксона.

Дендриты проводят импульсы от периферии к телу нейрона. В зависимости от количества отростков нейроны классифицируются на:

- униполярные (имеют один отросток, выполняющий функции аксона и дендрита),
- биполярные (имеют по одному аксону и дендриту),
- псевдоуниполярные (один аксон, разделённый на две ветви),
- мультиполярные (один аксон и несколько дендритов).

Дендриты формируют синаптические контакты с другими нейронами или преобразуются в структуры, преобразующие внешние воздействия в электрическую активность.

Аксон — одиночный вырост цитоплазмы, ответственный за передачу импульсов от тела нейрона к периферии. На его концах расположены специализированные мембранные и

цитоплазматические структуры, обеспечивающие либо синаптическую передачу, либо нейросекреторную активность [4].

Нервная система условно делится на центральную (ЦНС) и периферическую (ПНС).

- ЦНС включает головной и спинной мозг;
- ПНС состоит из 12 пар черепных нервов, выходящих из черепа и направленных к органам чувств, другим органам, коже или мышцам головы и шеи; 31 пары спинномозговых нервов, а также нервных узлов и сплетений;

Черепные нервы подразделяются по функциям:

- чувствительные: I, II, VIII пары;
- двигательные: III, IV, VI, XI, XII пары;
- смешанные: V, VII, IX, X пары [5].

Спинные нервы относятся к смешанным и соединяются со спинным мозгом, регулируя передачу двигательной и сенсорной информации между периферией и ЦНС.

Эфферентные двигательные волокна передают сигналы от мотонейронов передних рогов спинного мозга к скелетным мышцам через нервно-мышечные соединения. Они подразделяются на:

- альфа-волокна, иннервирующие экстрафузальные мышечные волокна;
- гамма-волокна, иннервирующие волокна мышечных веретен.

Естественные движения тела обеспечиваются эфферентными сигналами, идущими от ЦНС к ПНС для активации мышц. Одновременно сенсорная информация от механорецепторов и проприорецепторов передаётся в ЦНС по афферентным волокнам.

Нейронная активность проявляется в виде миллисекундных всплесков мембранного потенциала (80–100 мВ), известных как потенциалы действия или «спайки» [6]. Интенсивность сигналов кодируется частотой импульсов по периферическим аксонам [7].

Анализ типов протезов верхних конечностей

С функциональной точки зрения протезы верхних конечностей делятся на три основные категории: механические, моторизованные и гибридные, которые объединяют характеристики первых двух.

Механические протезы обычно представляют собой систему тросов или кабелей, соединяющих терминальное устройство с наплечным ремнём. При натяжении троса за счёт движений плеча или руки происходит открытие или закрытие протезной кисти или крюка. Однако такая система позволяет управлять лишь одной степенью свободы движения. Моторизованные протезы приводятся в действие электрическим мотором, питаемым от батареи. Они подразделяются на два типа: миоэлектрические и управляемые сигналами центральной нервной системы, различающиеся по способу получения управляющих сигналов [1].

Миоэлектрические протезы используют электромиографические сигналы для активации функций руки или кисти. Несмотря на коммерческую доступность и прогресс, эти протезы ограничены в степенях свободы, требуют сложного управления и часто неудобны. Проблемы включают избыточный вес, ограниченную ёмкость батарей и трудности с несколькими степенями свободы. Слабая подгонка гнезда и потоотделение также снижают эффективность [1]. Кроме того, использование миоэлектрических протезов часто не является интуитивно понятным, поскольку сигналы генерируются мышцами для выполнения функций, не

соответствующих их естественному предназначению (например, сокращение бицепса для закрытия протезной кисти). Это создаёт особые трудности для пользователей с ампутацией на уровне плечевого сустава или выше. Несмотря на достижения в этой области, уровень отказа от использования протезов верхних конечностей остаётся высоким [8].

Протезы, управляемые центральной нервной системой, функционируют благодаря корковым сигналам, позволяя осуществлять контроль над протезом через интерфейс «мозг-компьютер». Данный метод использует как инвазивные, так и неинвазивные технологии для регистрации и интерпретации сигналов центральной и периферической нервной системы [9]. В ранних исследованиях интерфейс «мозг-компьютер» применялся у приматов в виртуальной среде для управления конкретными действиями посредством обратной связи от нервной системы, что позволило животным контролировать нейропротез, закреплённый на стационарной платформе. Другие исследования показали точное соответствие между началом стимуляции нейронов и выполняемым движением через прямую корковую стимуляцию [10, 11]. Дальнейшее развитие интерфейса «мозг-компьютер» привело к исследованию, в котором человеку с тетраплегией была предоставлена возможность управлять движением стационарного моторизованного протеза [12].

Обзор существующих протезных интерфейсов и электродов

Электроды играют ключевую роль в регистрации и стимуляции нейронной активности. Типы электродов, используемых во взаимодействии с ПНС, могут включать, но не ограничены, следующими типами устройств: электроды-манжеты [13], внутripучковые электроды [14] и проникающие микроэлектродные матрицы [10]. Помимо этого, имеются примеры регенеративных подходов к вживлению электродов [11].

Манжетные электроды получили широкое распространение в качестве интерфейсов периферических нервов из-за их относительной простоты изготовления и усовершенствования [13]. В классическом варианте электрод-манжета с разъемным цилиндром представляет собой цилиндрическую трубку, разрезанную в продольном направлении и помещенную вокруг нерва [10]. Электрические контакты внутри трубки могут быть концентрическими или продольными, а размер электрода должен быть заранее определен в соответствии с нервом-мишенью [15]. Одним из вариантов манжетных электродов являются спиральные манжетные электроды. Эти устройства состоят из электродов, встроенных в самозакручивающуюся изолированную оболочку, которая имеет спиральное поперечное сечение. Их основным преимуществом является возможность подстраиваться под диаметр нерва, что позволяет использование даже в случае отека нервов [16], который является одной из реакций на имплантацию [17].

В нерве с несколькими пучками группы мотонейронов рассеяны среди пучков. Эти пучки расположены в нерве по-разному, поэтому их избирательная стимуляция может быть достигнута с помощью электродов, расположенных по соседству [14]. Существует два основных типа внутripучковых электродов в зависимости от способа их крепления: продольный внутripучковый электрод (LIFE) и поперечный внутripучковый многоканальный электрод (TIME) [10]. Эти электроды обеспечивают непосредственный контакт с нервными волокнами, что повышает точность регистрации и стимуляции [18].

Другой метод внутripучкового взаимодействия заключается в использовании проникающей микроэлектродной матрицы, вводимой поперечно в периферический нерв. Эти

устройства состоят из множества крошечных электродов, позволяя регистрировать и стимулировать нейронную активность в широком диапазоне [10]. Микроэлектродные матрицы захватывают сигналы от нейронов либо по отдельности (от одного нейрона), либо многократно (от нескольких нейронов). Благодаря своей близости одиночные и множественные сигналы призваны обеспечить большую специфичность в кодировании двигательной информации [19].

Регенеративные электроды стимулируют рост нервных волокон на поверхности электрода, обеспечивая долговременную стабильность контакта. Для индукции роста нервных волокон на электроде были предложены различные методы, такие как использование топографических сигналов, хемоаттрактантов, покрытий и биологических препаратов [11]. Примером является полиимидный сетчатый электрод, который имплантируется в перерезанный нерв и стимулирует регенерацию миелиновых волокон [11].

Даже спустя десятилетия после ампутации периферическая нервная система сохраняет способность передавать произвольные двигательные команды фантомной конечности [20]. Как в случае моторных, так и сенсорных протезов, нейронный интерфейс может находиться на корковом уровне, включая черепные нервы; на уровне спинного мозга; или на периферическом уровне нервной системы [19]. Нейронные электроды представляют собой инвазивную сенсорную систему обратной связи. Управление протезом может быть достигнуто с помощью двигательных команд, генерируемых импульсами нейронов. Каждый сигнал содержит различные характеристики, такие как полоса частот и амплитуда, но все они могут нести информацию о намерениях движения [21]. Потенциалы действия или спайки, возникающие в результате срабатывания отдельных нейронов, могут быть извлечены из необработанных сигналов, записанных с помощью микроэлектродной матрицы, для управления или интуитивной активации роботизированной конечности [22].

Эксперименты сравнительной проводимости мышцы и нерва

Для оценки сравнительной проводимости проведены два вскрытия на взрослых озёрных лягушках (*Pelophylax ridibundus*) согласно методике в Работе 1: «Приготовление нервно-мышечного препарата лягушки» [23]. Подготовленный нервно-мышечный препарат фиксировался вертикально: бедренная кость закреплена на кронштейне кимографа, ахиллово сухожилие — на рычаге с пишущей иглой. Скорость вращения барабана выставлялась на минимальное значение, частота раздражения — 1 Гц.

Электростимуляция проводилась двумя электродами: сначала оба подключались к мышце, затем анод — к нерву, а катод оставался на мышце. Наибольшая амплитуда сокращений регистрировалась при подключении анода к нерву, что указывает на более эффективное распределение сигнала через нервную ткань. Напротив, прямая мышечная стимуляция вызывала повышенную утомляемость и снижение амплитуды сокращений.

Сравнительная характеристика, показанная на Рисунке 1 свидетельствует о том, что стимуляция с подключением к нерву и к мышце имеет более высокие показатели сокращения, чем простое раздражение мышцы током, которая является исполнительным органом. Это наглядно демонстрирует факт того, что нервная ткань является более благоприятной средой для проведения импульса, а значит и наиболее подходящей для точного снятия управляющего сигнала, по сравнению с мышцами.

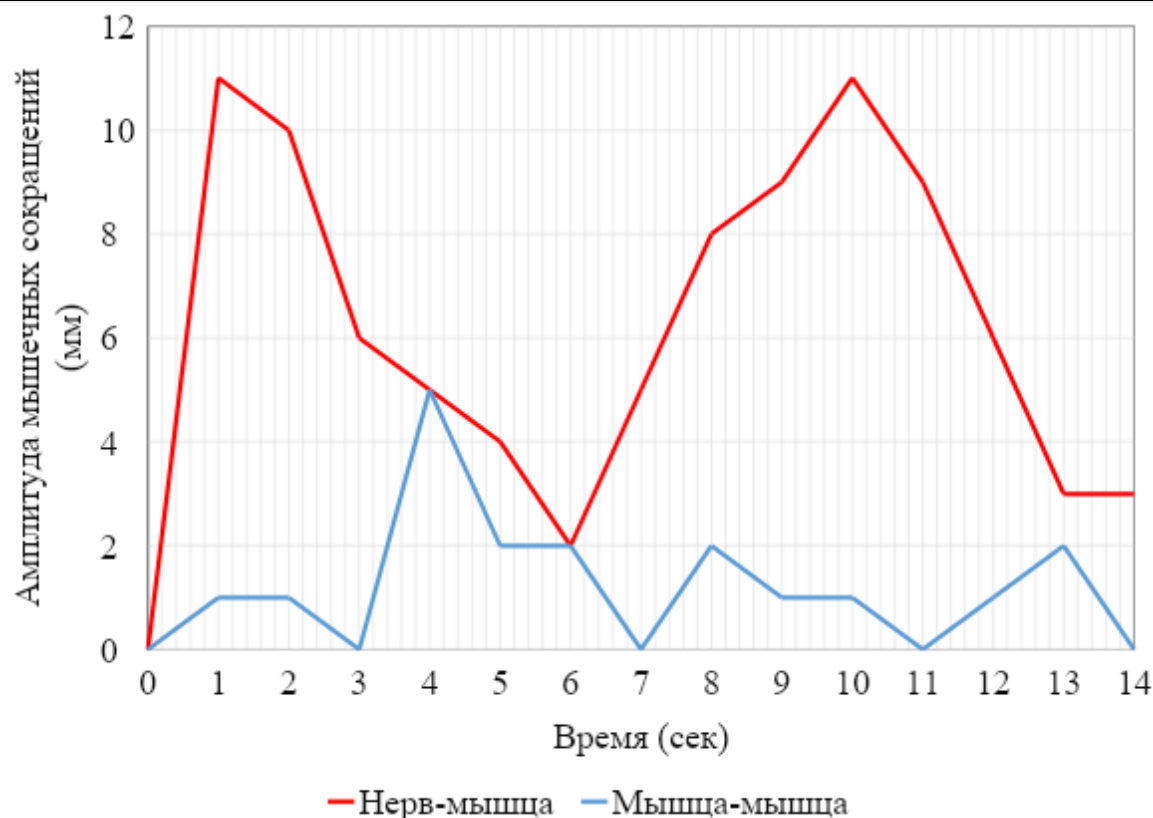


Рисунок 1. - График сравнительной характеристики мышечных сокращений при разном подключении стимулирующих электродов (к мышце и нерву, к мышце и мышце)

Концепция моделирования нейронной активности

В рамках данного исследования была создана программная модель нейропротеза, включающая симуляцию активности мотонейронов и системы управления протезом. Цель состояла в разработке алгоритмов, способных интерпретировать нейронные сигналы и преобразовывать их в управляющие команды для протеза.

Модель основывалась на физиологических особенностях мотонейронов, которые являются не просто проводниками сигналов, но и компонентами сложных сетей. Мотонейроны организованы в пулы, иннервирующие конкретные мышцы, а связь между мышцей и пулом мотонейронов является взаимно однозначной. Один мотонейрон может иннервировать множество мышечных волокон, образуя двигательную единицу, а сила сокращения мышцы регулируется частотой импульсации и правилом Хеннемана [24].

Получение и обработка нейронных сигналов

Согласно гипотезе, нервная ткань может использоваться как проводник сигналов, к которому подключается биосовместимый микроэлектрод. Через этот электрод биоэлектрические сигналы считываются, обрабатываются и преобразуются в команды для протеза, такие как сгибание. Система алгоритмов симулировала активность пула мотонейронов, а полученные сигналы преобразовывались в угловую скорость конечности. Физическое моделирование взаимодействия нейронов и электродов не проводилось; использовались программно сгенерированные сигналы, выделенные в общий компонент, обозначающий сокращение мышцы.

Для разработки эффективной системы управления протезом была создана программная модель, имитирующая активность мотонейронного пула и преобразующая эту активность в управляющие сигналы для протезной системы. Основой модели послужили физиологические особенности управления движением конечностей, где сгибание и разгибание в суставе контролируются двумя противоположными группами мышц — сгибателями и разгибателями, которые должны работать согласованно.

Модель была реализована на языке C++, а результаты симуляции сохранялись в CSV-файлы для последующей обработки. Для визуализации данных использовались скрипты на Python с библиотекой Matplotlib.

Моделирование мотонейронной активности

Во время сокращения одной группы мышц противоположная группа должна подавляться для предотвращения противоположного усилия. Это подавление осуществляется тормозными интернейронами в спинном мозге [24]. В нашей модели учтена эта особенность через включение тормозных нейронов, влияющих на активность пула мотонейронов противоположной мышцы.

Для симуляции активности нейронной сети использовалась программа с открытым исходным кодом, имплементирующая математическую модель Ижикевича, описывающая динамику нейронов с помощью системы дифференциальных уравнений:

$$\begin{cases} C_m \frac{dv}{dt} m = k (V_m - V_r)(V_m - V_t) - U_m + I_{ex} + I_{syn} \\ \frac{dU_m}{dt} = a(b(V_m - V_r) - U_m) \end{cases}$$

Если $V_m \geq V_{peak}$, то

$$\begin{cases} V_m = c \\ U_m = U_m + d, \end{cases}$$

где C_m — ёмкость нейрона пкФ, V_m — мембранный потенциал мВ, V_{peak} — пиковое значение мембранного потенциала, при достижении которого происходит генерация спайка и сбрасывание значений V_m и U_m , V_r , V_t — это вспомогательные параметры, имеющие размерность напряжения, c — значение мембранного потенциала, к которому сбрасывается состояние нейрона при возникновении спайка, U_m — вспомогательная переменная. I_{syn} и I_{ex} — суммарный синаптический ток и постоянный внешний приложенный ток, соответственно, пкА, a , b , d , k — вспомогательные параметры нейрона [25].

Далее мы приступили непосредственно к симуляции. Для проведения симуляции были использованы основные данные о моторных единицах двуглавой мышцы плеча человека, представленные в таблице 1. Эти данные основаны на эмпирических исследованиях [26, 27, 28, 29].

Одним из ключевых параметров симуляции является соотношение числа ингибирующих нейронов к возбуждающим, которое составляет 1:10 согласно литературным данным [30, 31].

Вероятность связей между нейронами также была взята из научных исследований и составляет 10% (0,1) [32]. Все необходимые параметры моделирования были занесены в Таблицу 2.

Таблица 1. - Данные по моторным единицам двуглавой мышцы плеча

Мышца	Количество моторных аксонов	Количество мышечных волокон	Коэффициент иннервации
Двуглавая мышца плеча (<i>biceps brachii</i>)	312 ± 51	194 138 ± 59 896	622

Таблица 2. - Параметры моделирования сгибания руки в локтевом суставе (общие для осциллограмм и спайковой активности)

Номер симуляции	Число нейронов		Вероятность связи	Время симуляции (мс)
	Возбуждающие	Тормозные		
1	250	25	0,1	1000
2	260	26	0,1	1000
3	270	27	0,1	1000
4	280	28	0,1	1000
5	290	29	0,1	1000
6	300	30	0,1	1000
7	310	31	0,1	1000
8	320	32	0,1	1000
9	330	33	0,1	1000
10	340	34	0,1	1000
11	350	35	0,1	1000

В соответствии с данными в Таблице 2 было проведено моделирование нейронной активности пула мотонейронов с выводом результатов биоэлектрической активности, которые можно видеть на Рисунке 2.

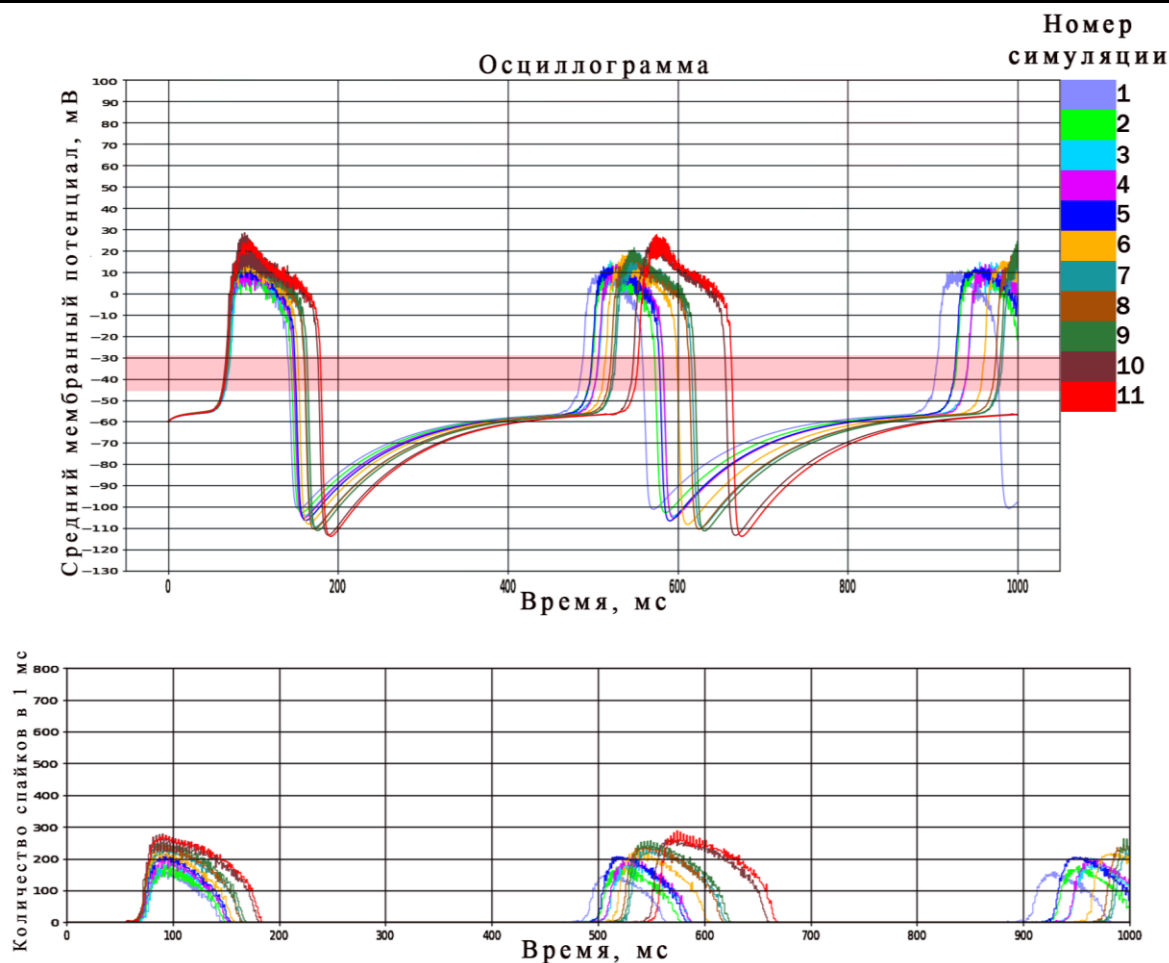


Рисунок 2. - Осциллограмма и график спайковой активности в соответствии с табличными данными

Программная интеграция нейронных сигналов в протезные системы

На основе анализа результатов моделирования мотонейронной активности был разработан алгоритм, который принимает входные данные от модели и генерирует управляющий сигнал, определяющий функционирование протеза.

Алгоритм функционирует следующим образом. На вход подаются данные, сформированные в рамках модели мотонейронной активности, описанной в предыдущих разделах. Эти данные обрабатываются для определения относительной силы сокращения искусственной «мышцы» протеза. Общая логика работы алгоритма включает следующие этапы:

- определение активации искусственной мышцы. На основании осциллограммы (Рисунок 2) проверяется, достигает ли напряжение порогового значения (-55 мВ, обозначено красным). Если порог не достигается, протез остаётся в режиме ожидания;
- считывание числа спайков. При активации искусственной мышцы алгоритм анализирует число спайков, зарегистрированных в одну миллисекунду (Рисунок 2). Эти данные выступают в роли ключевого параметра для расчёта последующих величин.

- расчёт силы сокращения. На основе числа спайков определяется сила сокращения мышцы. Для этого учитывается максимальное количество мотонейронов, способных активировать мышцу в заданных моделируемых условиях. Расчёт производится в относительных величинах, что позволяет учитывать различия в моделируемых параметрах.
- определение угловой скорости и угла сгибания. На основании силы сокращения алгоритм вычисляет угловую скорость конечности и угол её сгибания. Эти параметры определяют точное положение протеза в каждый момент времени. Константы взяты из данных исследования [33], где максимальная угловая скорость руки в локтевом суставе составляет 1248 градусов в секунду, минимальный угол равен 0 градусам, а максимальный — 135 градусов.

Особенностью предложенного алгоритма является использование осциллограммы в роли "выключателя" для активации искусственной мышцы. Это позволяет минимизировать вероятность ложных активаций и обеспечивает стабильность работы системы в условиях неопределённости входных сигналов.

Результаты симуляции, включающие графики, демонстрирующие взаимосвязь между активностью нейронов и сокращением искусственной мышцы протеза, представлены на рисунке 3. Эти результаты подтверждают, что алгоритм способен надёжно интерпретировать нейронные сигналы и преобразовывать их в управляющие команды, обеспечивая плавное и точное движение протеза.

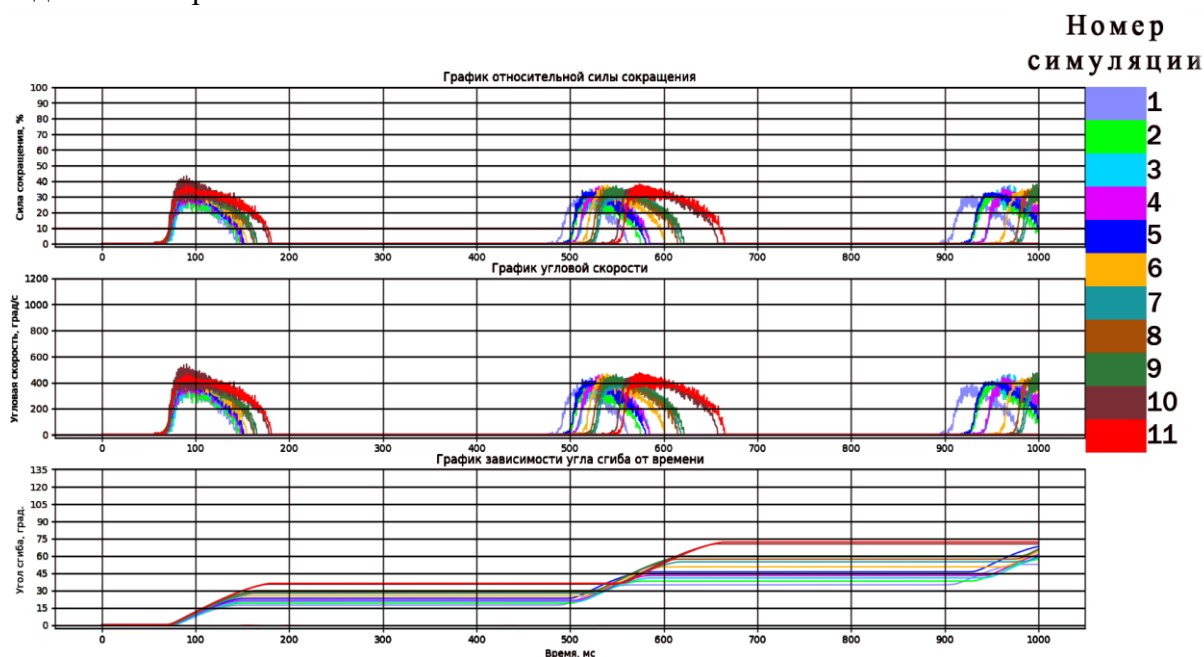


Рисунок 3. - Графики относительной силы сокращения, угловой скорости и угла сгиба конечности в зависимости от результатов симуляции активности мотонейронного пула

Выводы

В результате проведённых экспериментов было подтверждено, что нервная ткань является более благоприятной средой для проведения импульсов по сравнению с мышечной тканью. Проведённые опыты показали, что стимуляция нервной ткани вызывает более сильные и продолжительные сокращения мышц. Это подтверждает гипотезу о возможности использования нервных сигналов для управления нейропротезами. Так как мышца является,

по большей части, исполнительным органом и снятие с неё сигнала, как это происходит в большинстве нынешних протезных системах, является не самым оптимальным решением. Снятие же управляющего сигнала с нервной ткани дало нам возможность получить менее искаженный выходной сигнал, что потенциально должно повысить точность протезной системы. На основании этой информации была проведена симуляция нейронной активности по модели Ижикевича. Для простоты моделирования, в качестве примера человеческой конечности мы брали руку, а конкретно её локтевой сустав. Антагонизм работы сгибателя и разгибателя локтевого сустава лежал в основе моделирования нейронной активности, которая затем была использована для написания собственной программы, интерпретирующей активность сети в один из аспектов управляющего сигнала. В нашем случае был взят угол сгиба руки в локтевом суставе в определённую единицу времени (секунда). Зная, что угловая скорость сгибания руки в рамках заданного времени не должна превышать 1248 град/с, мы написали программу, которая регистрировала активность нейронной сети на основе данных симуляции по модели Ижикевича. Далее алгоритм выводил соответствующий угол сгиба за единицу времени, что позволяло оценить преодолимое расстояние конечности при разных степенях стимулирующего сигнала.

На основании проведённого исследования была доказана гипотеза о том, что паттерны электрических нейронных сигналов могут быть использованы в качестве основы для формирования управляющих сигналов нейропротеза человеческой конечности, а нервная ткань потенциально является более благоприятной средой для проведения сигнала, что делает её перспективной проводящей системой для снятия сигнала с минимальными искажениями.

Эти результаты подтверждают выдвинутую гипотезу и закладывают теоретические основы для создания более совершенных протезных систем, что в перспективе может значительно улучшить качество жизни людей с ампутациями и другими двигательными нарушениями.

Список литературы

1. Паскуина П.Ф., Перри Б.Н., Миллер М.Е., Линг Г.Ф., Цао Ю.В. Последние достижения в области биоэлектрических протезов. Неврологическая клиника. Апрель 2015 г.;5(2):164-170. doi: 10.1212/CPJ.0000000000000132. PMID: 29443190; PMCID: PMC5764448.
2. Брэк Р., Амалу Э. Обзор технологий, материалов и научно-исследовательских разработок в области протезирования верхних конечностей для повышения удобства использования. Июль 2020, 25 декабря;23:88-96. doi: 10.1016/июль 2020.12.009. PMID: 33442223; PMCID: PMC7787923.
3. Чедвелл А., Кенни Л., Тис С., Галпин А., Хэд Дж. Реальность миоэлектрических протезов: понимание того, что затрудняет управление этими устройствами для некоторых пользователей. Фронтальный нейробот. 22 августа 2016 г.,10:7. doi: 10.3389/fnbot.2016.00007. Ошибка в: Front Neurorobot. 03 апреля 2018,12:15. doi: 10.3389/fnbot.2018.00015. PMID: 27597823; PMCID: PMC4992705.
4. В.В. Жуков, Е.В. Пономарева. Анатомия нервной системы: Высшее образование / Калин. ун-т. - Калинин, 1998. - 68 с. - ISBN 5-88874-092-6.

5. А. А. Швырев ; под общ. ред. Р. Х. Морозовой. — Изд. 8-е, стер. — Ростов-на-Дону : Хеникс, 2015. — 411, [1] с. : ил. : 21 см — (Серия "Среднее медицинское образование"); ISBN 978-5-222-23982-7.
6. Кандел, Эрик Р., Джеймс Х. (Джеймс Харрис) Шварц и Томас М. Джасселл. Принципы нейронауки. 4-е изд. Нью-Йорк: McGraw-Hill, Отдел медицинских профессий, 2000. Печать.
7. Наварро Х., Крюгер Т. Б., Лаго Н., Микера С., Стиглиц Т. и Дарио П. (2005). Критический обзор интерфейсов с периферической нервной системой для управления нейропротезами и гибридными бионическими системами. Журнал периферической нервной системы, 10 (3), 229-258. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/j.1085-9489.2005.10303.x>
8. Биддисс, Э. А., & Чау, Т. Т. (2007). Использование протезов верхних конечностей и отказ от них: обзор за последние 25 лет. Международная организация по протезированию и ортопедии, 31 (3), 236-257. <https://doi.org/10.1080/03093640600994581>
9. Валлабханени, Т. Ванг, Б. Хе, Интерфейс мозг—компьютер в области нейронной инженерии (Спрингер, Бостон, Массачусетс, 2005), стр. 85-121 https://doi.org/10.1007/0-306-48610-5_3
10. Ыылдыз К. А., Шин А. Ю., Кауфман К. Р. (2020). Взаимодействие с периферической нервной системой для управления нейропротезированной конечностью: обзор. Журнал нейроинженерии и реабилитации, 17 (1), 43. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00667-5>
11. Томпсон К. Х., Зоратти М. Дж., Лангхалс Н. Б. и Перселл Э. К. (2015). Регенеративные электродные интерфейсы для нейронных протезов. Тканевая инженерия, часть В: Обзоры, 22 (2), 125-135. <https://doi.org/10.1089/ten.teb.2015.0279>
12. Коллинджер Дж. Л., Водлинджер Б., Дауни Дж. Э., Ванг У., Тайлер-Кабара Э. С., Веллисте М., Бонингер М. Л. и Шварц А. Б. (2013). Высокоэффективное нейропротезирование у человека с тетраплегией. The Lancet, 381(9866), 557-564. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)61816-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)61816-9)
13. Лиссандрелло К. А., Гиллис У. Ф., Шен Дж., Пирр Б. В., Витале Ф., Паскуали М., Холински Б. Дж., Чу Д. Дж., Уайт А. Э. и Гарднер Т. Дж. (2017). Наноклипс, пригодный для печати в микромасштабе, предназначен для электростимуляции и регистрации работы мелких нервов. Журнал нейронной инженерии, 14 (3), 36006. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aa5a5b>
14. Велтинк П. Х., ван Вин Б. К., Струйк Дж. Дж., Холсхаймер Дж., Бум Х. Б. К. (1989). Модельное исследование стимуляции нервных пучков. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 36 (7), 683-692. <https://doi.org/10.1109/10.32100>
15. Рассел К., Рош А. Д. и Чакрабартти С. (2019). Бионический интерфейс для периферических нервов: обзор электродов. International Journal of Intelligent Robotics and Applications, 3 (1), 11-18. <https://doi.org/10.1007/s41315-019-00086-3>
16. Нейплс, Грегори Г. и др. "Спиральный нервный манжетный электрод для стимуляции периферических нервов". Труды IEEE по биомедицинской инженерии 35.11 (1988): 905-916.
17. Андерсон Д.М., Родригес А., Чанг Д.Т. Реакция инородного тела на биоматериалы. Иммунол. Апрель 2008 г.;20(2):86-100. doi: 10.1016/j.smim.2007.11.004. Epub, 26 декабря 2007. PMID: 18162407; PMCID: PMC2327202.

18. Рейнбек, Э. Х., Элевелд, Н., Олтуис, У. (2018). Обновленная информация об электродах для периферических нервов для нейропротезирования с замкнутым контуром. Рубежи в нейронауке, 12. <https://www.frontiersin.org/journals/neuroscience/articles/10.3389/fnins.2018.00350>
19. Осборн Л. Э., Беттхаузер Дж. Л. и Такор Н. В. (2019). Нейронные протезы. В Энциклопедии электротехники и электроники Уайли (стр. 1-20). <https://doi.org/https://doi.org/10.1002/047134608X.W1424.pub2>
20. Цзя, Х., Кениг, М. А., Чжан, Х., Чжан, Дж., Чен, Т. и Чен, З. (2007). Остаточный двигательный сигнал при длительном повреждении периферических нервов у человека и возможность создания искусственной конечности, управляемой нервными сигналами. Журнал хирургии кисти, 32 (5), 657-666. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2007.02.021>
21. Осборн Л. Э., Искарюс М. М. и Такор Н. В. (2020). Глава 22 - Сенсорика и управление протезами кистей в клинических и исследовательских целях. Розен и П. У. Фергюсон (ред.), "Носимая робототехника" (стр. 445-468). Academic Press. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/B978-0-12-814659-0.00022-9>
22. Веллисте М., Перель С., Сполдинг М. С., Уитфорд А. С. и Шварц А. Б. (2008). Кортикальный контроль протеза руки для самостоятельного питания. Nature, 453 (7198), 1098-1101. <https://doi.org/10.1038/nature06996>
23. Маркеева С.С., Сраилова Г.Т., Аскарова З.А. Руководство к лабораторным занятиям по физиологии человека и животных: учебное пособие. – Алматы: Қазақ университеті, 2012. – 151 с. ISBN 978-601-247-545-6
24. Книрим, Дж., 2022. Двигательные единицы и мышечные рецепторы (раздел 3, глава 1) Neuroscience Online: Электронное учебное пособие для отделения неврологии | нейробиологии и анатомии Медицинской школы Техасского университета в Хьюстоне. [онлайн] Nba.uth.tmc.edu. Доступно по адресу: <https://nba.uth.tmc.edu/neuroscience/m/s3/chapter01.html>
25. Исир П. М., Симонов А. А. «ВВЕДЕНИЕ в ПЕРСОНАЛЬНЫЙ ГПГПУ ДЛЯ МОДЕЛИРОВАНИЯ ДИНАМИКОВ спайковых нейронных СЕТЕЙ» Учебно-методическое пособие.: маг-ридис. Радиофизика: 011800. - Нижний Новгород, 2014. http://hpc-education.unn.ru/files/5-100-Materials/7.1.3_Publications/16/Esir_gpgpu_last.pdf
26. Бухтал Ф. И Шмальбрух Х. (1980). Двигательная единица мышц млекопитающих. Физиологические обзоры, 60 (1), 90-142. <https://doi.org/10.1152/physrev.1980.60.1.90>
27. Доэрти Т. Дж., Браун В.Ф. Оценочное количество и относительные размеры тенарных двигательных единиц, выбранных при многоточечной стимуляции у молодых и пожилых людей. Мышечный нерв. 1993, апрель;16(4):355-66. doi: 10.1002/mus.880160404. Идентификационный номер: 8455648.
28. Лекселл Дж., Хенрикссон-Ларсен К., Винблад Б., Шестрем М. Распределение различных типов волокон в скелетных мышцах человека: влияние старения изучается на поперечных срезах целых мышц. Мышечный нерв. Октябрь 1983 г.;6(8):588-95. doi: 10.1002/mus.880060809. PMID: 6646161.
29. Энока Р.М. Морфологические особенности и паттерны активации двигательных единиц. Клиника нейрофизиологии. Ноябрь 1995 г.;12(6):538-59. doi: 10.1097/00004691-199511000-00002. PMID: 8600170.

30. Свенсон О. К., Маффей А. (2019). От найма к увольнению: активация тормозных нейронов и их вовлечение в поведение. Рубежи молекулярной нейронауки, 12. <https://doi.org/10.3389/fnmol.2019.00168>
31. Рамирес-Яркин, ООН, Лазо-Гомес, Р., Товар-и-Ромо, Л. Б., и Тапиа, Р. (2014). Спинномозговые тормозные цепи и их роль в дегенерации двигательных нейронов. Нейрофармакология, 82, 101-107. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.neuropharm.2013.10.003>
32. Кин О. Расшифровка организации спинномозговых цепей, управляющих локомоцией. Nat Rev Neurosci. 2016, апрель;17(4):224-38. doi: 10.1038/nrn.2016.9. Epub, 3 марта 2016. PMID: 26935168; PMCID: PMC4844028.
33. Вернер С.Л., Джонс Д.Г., Гвидо Дж.А., Брюне М.Е. Кинематика и кинетика подачи элитного софтбольного мяча на ветряной мельнице. Am J Sports Med. 2006, апрель;34(4):597-603. doi: 10.1177/0363546505281796. Опубликовано 10 ноября 2005 года. PMID: 16282576.

References

1. Pasquina PF, Perry BN, Miller ME, Ling GSF, Tsao JW. Recent advances in bioelectric prostheses. Neurol Clin Pract. 2015 Apr;5(2):164-170. doi: 10.1212/CPJ.0000000000000132. PMID: 29443190; PMCID: PMC5764448.
2. Brack R, Amalu EH. A review of technology, materials and R&D challenges of upper limb prosthesis for improved user suitability. J Orthop. 2020 Dec 25;23:88-96. doi: 10.1016/j.jor.2020.12.009. PMID: 33442223; PMCID: PMC7787923.
3. Chadwell A, Kenney L, Thies S, Galpin A, Head J. The Reality of Myoelectric Prostheses: Understanding What Makes These Devices Difficult for Some Users to Control. Front Neurobot. 2016 Aug 22;10:7. doi: 10.3389/fnbot.2016.00007. Erratum in: Front Neurobot. 2018 Apr 03;12:15. doi: 10.3389/fnbot.2018.00015. PMID: 27597823; PMCID: PMC4992705.
4. В.В. Жуков, Е.В. Пономарева. Анатомия нервной системы: Учебное пособие / Калинингр. ун-т. - Калининград, 1998. - 68 с. - ISBN 5-88874-092-6.
5. А. А. Швырев ; под общ. ред. Р. Ф. Морозовой. — Изд. 8-е, стер. — Ростов-на-Дону : Феникс, 2015. — 411, [1] с. : ил. : 21 см — (Серия "Среднее медицинское образование").; ISBN 978-5-222-23982-7.
6. Kandel, Eric R, James H. (James Harris) Schwartz, and Thomas M Jassell. Principles of Neural Science. 4th ed. New York: McGraw-Hill, Health Professions Division, 2000. Print.
7. Navarro, X., Krueger, T. B., Lago, N., Micera, S., Stieglitz, T., & Dario, P. (2005). A critical review of interfaces with the peripheral nervous system for the control of neuroprostheses and hybrid bionic systems. Journal of the Peripheral Nervous System, 10(3), 229–258. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/j.1085-9489.2005.10303.x>
8. Biddiss, E. A., & Chau, T. T. (2007). Upper limb prosthesis use and abandonment: A survey of the last 25 years. Prosthetics and Orthotics International, 31(3), 236–257. <https://doi.org/10.1080/03093640600994581>
9. Vallabhaneni, T. Wang, B. He, Brain—Computer Interface, in Neural Engineering (Springer, Boston, MA, 2005), pp. 85–121 https://doi.org/10.1007/0-306-48610-5_3

10. Yildiz, K. A., Shin, A. Y., & Kaufman, K. R. (2020). Interfaces with the peripheral nervous system for the control of a neuroprosthetic limb: a review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17(1), 43. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00667-5>
11. Thompson, C. H., Zoratti, M. J., Langhals, N. B., & Purcell, E. K. (2015). Regenerative Electrode Interfaces for Neural Prostheses. *Tissue Engineering Part B: Reviews*, 22(2), 125–135. <https://doi.org/10.1089/ten.teb.2015.0279>
12. Collinger, J. L., Wodlinger, B., Downey, J. E., Wang, W., Tyler-Kabara, E. C C., Velliste, M., Boninger, M. L., & Schwartz, A. B. (2013). High-performance neuroprosthetic control by an individual with tetraplegia. *The Lancet*, 381(9866), 557–564. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)61816-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)61816-9)
13. Lissandrello, C. A., Gillis, W. F., Shen, J., Pearre, B. W., Vitale, F., Pasquali, M., Holinski, B. J., Chew, D. J., White, A. E., & Gardner, T. J. (2017). A micro-scale printable nanoclip for electrical stimulation and recording in small nerves. *Journal of Neural Engineering*, 14(3), 36006. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aa5a5b>
14. Veltink, P. H., van Veen, B. K., Struijk, J. J., Holsheimer, J., & Boom, H. B. K. (1989). A modeling study of nerve fascicle stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 36(7), 683–692. <https://doi.org/10.1109/10.32100>
15. Russell, C., Roche, A. D., & Chakrabarty, S. (2019). Peripheral nerve bionic interface: a review of electrodes. *International Journal of Intelligent Robotics and Applications*, 3(1), 11–18. <https://doi.org/10.1007/s41315-019-00086-3>
16. Naples, Gregory G., et al. "A spiral nerve cuff electrode for peripheral nerve stimulation." *IEEE transactions on biomedical engineering* 35.11 (1988): 905-916.
17. Anderson JM, Rodriguez A, Chang DT. Foreign body reaction to biomaterials. *Semin Immunol.* 2008 Apr;20(2):86-100. doi: 10.1016/j.smim.2007.11.004. Epub 2007 Dec 26. PMID: 18162407; PMCID: PMC2327202.
18. Rijnbeek, E. H., Eleveld, N., & Olthuis, W. (2018). Update on Peripheral Nerve Electrodes for Closed-Loop Neuroprosthetics. *Frontiers in Neuroscience*, 12. <https://www.frontiersin.org/journals/neuroscience/articles/10.3389/fnins.2018.00350>
19. Osborn, L. E., Betthausen, J. L., & Thakor, N. v. (2019). Neural Prostheses. In *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering* (pp. 1–20). <https://doi.org/https://doi.org/10.1002/047134608X.W1424.pub2>
20. Jia, X., Koenig, M. A., Zhang, X., Zhang, J., Chen, T., & Chen, Z. (2007). Residual Motor Signal in Long-Term Human Severed Peripheral Nerves and Feasibility of Neural Signal-Controlled Artificial Limb. *Journal of Hand Surgery*, 32(5), 657–666. <https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2007.02.021>
21. Osborn, L. E., Iskarous, M. M., & Thakor, N. v. (2020). Chapter 22 - Sensing and Control for Prosthetic Hands in Clinical and Research Applications. In J. Rosen & P. W. Ferguson (Eds.), *Wearable Robotics* (pp. 445–468). Academic Press. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/B978-0-12-814659-0.00022-9>
22. Velliste, M., Perel, S., Spalding, M. C., Whitford, A. S., & Schwartz, A. B. (2008). Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding. *Nature*, 453(7198), 1098–1101. <https://doi.org/10.1038/nature06996>

23. Маркеева С.С., Крайлова Г.Т., Аскарова З.А. Руководство к лабораторным занятиям по физиологии человека и животных: учебное пособие. – Алматы: Қазақ университеті, 2012. – 151 с. ISBN 978-601-247-545-6
 24. Knerim, J., 2022. Motor Units and Muscle Receptors (Section 3, Chapter 1) Neuroscience Online: An Electronic Textbook for the Neurosciences | Department of Neurobiology and Anatomy - The University of Texas Medical School at Houston. [online] Nba.uth.tmc.edu. Available at: <https://nba.uth.tmc.edu/neuroscience/m/s3/chapter01.html>
 25. Есир П. М., Симонов А. Ю. «ВВЕДЕНИЕ В ПАРАЛЛЕЛЬНЫЕ GPGPU ВЫЧИСЛЕНИЯ ДЛЯ МОДЕЛИРОВАНИЯ ДИНАМИКИ СПАЙКОВЫХ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ» Учебно-методическое пособие.: маг-р дис. Радиофизика: 011800. - Нижний Новгород, 2014. http://hpc-education.unn.ru/files/5-100-Materials/7.1.3_Publications/16/Esir_gpgpu_last.pdf
 26. Buchthal, F., & Schmalbruch, H. (1980). Motor unit of mammalian muscle. *Physiological Reviews*, 60(1), 90–142. <https://doi.org/10.1152/physrev.1980.60.1.90>
 27. Doherty TJ, Brown WF. The estimated numbers and relative sizes of thenar motor units as selected by multiple point stimulation in young and older adults. *Muscle Nerve*. 1993 Apr;16(4):355-66. doi: 10.1002/mus.880160404. PMID: 8455648.
 28. Lexell J, Henriksson-Larsén K, Winblad B, Sjöström M. Distribution of different fiber types in human skeletal muscles: effects of aging studied in whole muscle cross sections. *Muscle Nerve*. 1983 Oct;6(8):588-95. doi: 10.1002/mus.880060809. PMID: 6646161.
 29. Enoka RM. Morphological features and activation patterns of motor units. *J Clin Neurophysiol*. 1995 Nov;12(6):538-59. doi: 10.1097/00004691-199511000-00002. PMID: 8600170.
 30. Swanson, O. K., & Maffei, A. (2019). From Hiring to Firing: Activation of Inhibitory Neurons and Their Recruitment in Behavior. *Frontiers in Molecular Neuroscience*, 12. <https://doi.org/10.3389/fnmol.2019.00168>
 31. Ramírez-Jarquín, U. N., Lazo-Gómez, R., Tovar-y-Romo, L. B., & Tapia, R. (2014). Spinal inhibitory circuits and their role in motor neuron degeneration. *Neuropharmacology*, 82, 101–107. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.neuropharm.2013.10.003>
 32. Kiehn O. Decoding the organization of spinal circuits that control locomotion. *Nat Rev Neurosci*. 2016 Apr;17(4):224-38. doi: 10.1038/nrn.2016.9. Epub 2016 Mar 3. PMID: 26935168; PMCID: PMC4844028.
 33. Werner SL, Jones DG, Guido JA Jr, Brunet ME. Kinematics and kinetics of elite windmill softball pitching. *Am J Sports Med*. 2006 Apr;34(4):597-603. doi: 10.1177/0363546505281796. Epub 2005 Nov 10. PMID: 16282576.
-