

# СИСТЕМА РАСПОЗНАВАНИЯ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ

Студент группы 10309121 Волоснев Е. А.

*Научный руководитель – к.т.н., доцент Гулай А. В.*

Белорусский национальный технический университет

Минск, Беларусь

Современное протезирование стремительно развивается благодаря внедрению инновационных технологий, позволяющих эффективно компенсировать утраченные функции конечностей. Одним из наиболее перспективных направлений восстановительной медицины является разработка бионических протезов, управляемых посредством электромиографических (ЭМГ) сигналов.

Электромиографический (ЭМГ) сигнал — это разность потенциалов, возникающая в мышцах человека в покое и при их активации [1]. Под ЭМГ сигналом подразумевается сигнал, сгенерированный костным мозгом, который приводит к сокращению мышцы. ЭМГ сигнал иногда называют миоэлектрической активностью.

Существует два основных метода регистрации миоэлектрической активности:

- **Инвазивный метод (игольчатая электромиография):** электрод вводится непосредственно в мышцу через укол. Этот метод обеспечивает высокую точность, но неудобен для повседневного использования, особенно в протезировании.

- **Неинвазивный метод (поверхностная ЭМГ):** электроды крепятся на кожу, что делает метод универсальным, безболезненным и удобным для многократного применения. Поверхностная ЭМГ широко используется в медицине, биомеханике, реабилитации и лечении двигательных расстройств [2].

Процесс распознавания паттернов ЭМГ сигнала обычно состоит из трех этапов [3]:

- Предварительная обработка сигнала, т.е. снижение влияния внешних шумов и улучшение соотношения сигнал/шум;
- Извлечение полезной информации;
- Классификация.

Несмотря на удобство поверхностной ЭМГ, существуют также и недостатки, которые негативным образом влияют на качество исследований. Когда электромиографический датчик установлен непосредственно на коже, то он неизбежно подвергается действию как внешних, так и физиологических факторов, влияющих на качество обнаружения мышечной активности. Помимо шумов мышц,

которые располагаются в зоне чувствительности электрода и вносят паразитные помехи посредством собственной электрической активности, на качество регистрации влияет целый ряд факторов [3].

#### **Источники шумов и помех:**

- Шум электронного оборудования: неизбежный шум, вызванный датчиками и проводами.
- Шум окружающей среды: паразитные электромагнитные поля (естественные или искусственные, например, от мобильной связи или электрических сетей).
- Артефакты движения: искажения сигнала из-за механического или электромагнитного воздействия на электроды. Для их устранения применяются экранирование, проводящие гели и фильтрация.
- Режим насыщения: некоторые датчики могут обрезать амплитуду сигнала, что требует регулировки усилительного каскада.
- Естественная нестабильность: вызвана изменяющейся активностью двигательных нейронов (0–20 Гц).

#### **Особенности ЭМГ сигнала:**

Среди основных особенностей ЭМГ сигнала можно выделить временные и частотные характеристики.

Временные характеристики отражают изменения амплитуды сигнала во времени, что важно для анализа силы и продолжительности мышечного сокращения.

Частотные характеристики позволяют оценить спектральный состав сигнала, который связан с типом и интенсивностью мышечной активности. Например, высокочастотные компоненты могут указывать на быстрые движения, а низкочастотные — на устойчивые сокращения.

Кроме того, анализ частотного спектра ЭМГ-сигналов позволяет выявлять усталость мышц, которая проявляется в виде смещения спектра к более низким частотам. Это важно при длительном использовании протеза, поскольку позволяет реализовать адаптивные стратегии управления, предупреждающие избыточную нагрузку на остаточные мышцы. Для анализа спектральных характеристик широко применяются такие методы, как быстрое преобразование Фурье (БПФ), вейвлет-преобразование и методы оценки мощности спектра, которые обеспечивают информативное представление ЭМГ-сигналов в частотной области. Частотный анализ также применяется для отбора признаков при машинном обучении, что повышает точность распознавания жестов и команд.

Считывание ЭМГ-сигнала существенно отличается от измерения таких физических параметров, как температура или влажность, поскольку не

предполагает прямого контакта с источником сигнала — мышечной тканью. Для получения достоверных данных необходимо располагать датчики как можно ближе к поверхности целевой мышцы. Это требует знания анатомического строения и точного расположения мышц, а также понимания зон их пересечения. Поскольку сгибательные и разгибательные мышцы (за исключением мышц большого пальца) в основном сосредоточены в области локтевого сустава, электроды рекомендуется размещать именно в этой зоне. Эти мышцы, как правило, ориентированы вдоль продольной оси предплечья — между локтем и запястьем [4].

Для управления протезом будет использоваться 5 электромиографических датчиков. Датчики будут установлены на мышцы, отвечающие за сгибание и разгибание пальцев, включая большой палец.

Для управления сжатием и разжатием пальцев (включая большой палец) датчики должны быть установлены на следующие мышцы: глубокий сгибатель пальцев, супинатор, длинный сгибатель большого пальца, лучевой сгибатель запястья и поверхностный сгибатель пальцев (рисунок 1) [5]:

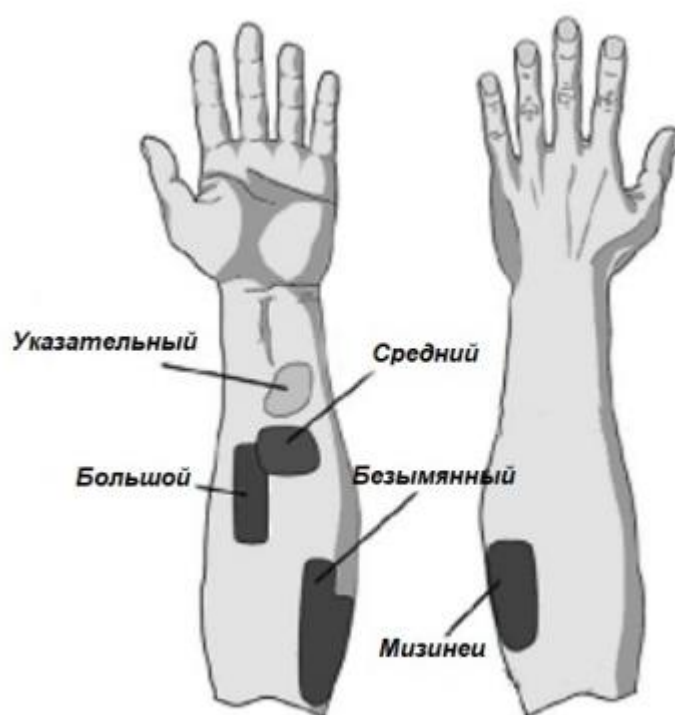


Рисунок 1 – Место крепления ЭМГ-датчиков

Двухглавая мышца (бицепс) плеча расположена в передней части руки и является основной мышцей, воздействующей на плечевой и локтевой суставы. Трехглавая мышца плеча (трицепс) отвечает за разгибание предплечья в локтевом суставе. Глубокий сгибатель пальцев отвечает за движение захвата рукой, данная мышца имеет небольшое возвышение на задней поверхности предплечья. Разгибатель пальцев позволяет сгибать 4 пальца в их пястно-фаланговых суставах,

также эта мышца участвует в разгибании запястья. Сигналы ЭМГ, с данных четырех групп мышц, считаются основными для управления протезами [5].

Мышцы, которые управляют пальцами: глубокий сгибатель пальцев, супинатор, длинный сгибатель большого пальца, лучевой сгибатель запястья и поверхностный сгибатель пальцев [6].

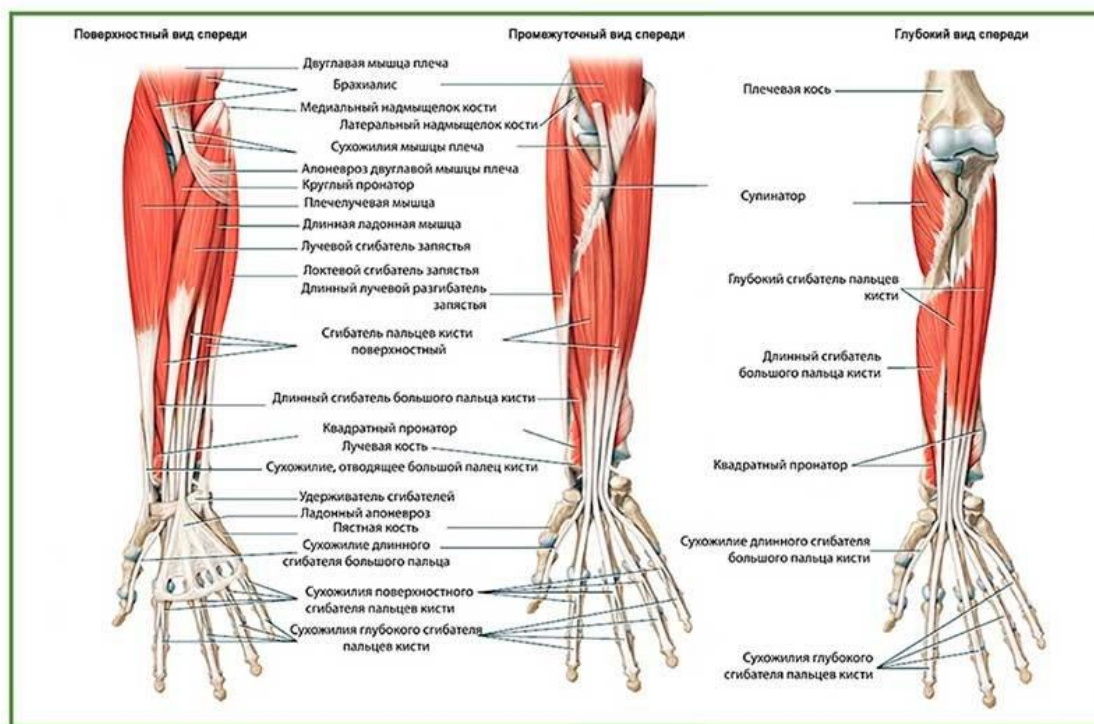


Рисунок 2 – Мышцы предплечья

Эффективность бионических протезов во многом зависит от алгоритмов, которые преобразуют зарегистрированные сигналы в точные и естественные движения [7].

Алгоритмы управления бионическим протезом могут быть основаны на различных подходах:

- Прямое управление — активация конкретного привода при регистрации соответствующего сигнала;
- Пропорциональное управление — сила сигнала определяет интенсивность движения;
- Модульное управление — распознанные жесты соответствуют predetermined действиям протеза;
- Обучаемое управление — система адаптируется под стиль пользователя с помощью обратной связи и адаптивных алгоритмов

Конструкция бионического протеза кисти с ЭМГ-управлением включает следующие основные элементы [8]:

Электромиографические датчики — размещаются на коже вблизи активных мышц предплечья. Современные модели обеспечивают высокое качество сигнала при компактных габаритах и беспроводной передаче данных.

Микропроцессорный блок — осуществляет фильтрацию, нормализацию и анализ сигналов с помощью алгоритмов обработки, включая машинное обучение и нейросетевые модели. Обработка включает классификацию сигналов по заранее обученным шаблонам, что позволяет точно интерпретировать намерения пользователя.

Приводы и механические компоненты — используют сервомоторы или электромагнитные актуаторы, обеспечивая подвижность отдельных фаланг, кисти и запястья. Применение легких и прочных материалов, таких как углепластик и алюминиевые сплавы, снижает массу протеза без потери функциональности.

Источник питания — как правило, представлен литий-ионными аккумуляторами с возможностью быстрой зарядки и длительным временем работы. Важной задачей является оптимизация энергопотребления для повышения автономности устройства.

Современные протезы становятся всё более персонализированными за счёт использования адаптивных алгоритмов машинного обучения, позволяющих учитывать индивидуальные особенности пользователя. Дополнительным направлением является применение гибких и эластичных материалов, улучшающих эргономику и снижая нагрузку на культю.

В перспективе ожидается интеграция бионических протезов с нейроинтерфейсами, обеспечивающими прямую передачу управляющих команд из головного мозга. Такие технологии пока находятся на стадии лабораторных испытаний, но уже демонстрируют высокий потенциал [9].

Несмотря на успехи, широкое внедрение бионических протезов сдерживается их высокой стоимостью, обусловленной сложностью производства, применением передовых сенсоров и индивидуальной адаптацией. Однако развитие технологий 3D-печати и новые методы производства позволяют надеяться на удешевление устройств в ближайшем будущем [10].

Наконец, важным аспектом является реабилитация пользователей. Освоение управления протезом требует обучения, адаптации и психологической поддержки. Поэтому возрастает интерес к разработке интуитивных интерфейсов, а также созданию симуляторов, позволяющих тренироваться в виртуальной среде до начала использования реального устройства [11].

### *Литература*

1. Micera S. et al. Surface EMG signal processing and classification techniques: A review. Biomedical Engineering Online, 2008.
2. Васяева Н.С., Маркин К.А., Рожкин П.А. Разработка аппаратнопрограмной системы автоматизированного перепрограммируемого протеза руки // International Journal of Advanced Studies - 2018. - Т. 8. - № 1-2. - С. 29-47.
3. Simao M. A Review on Electromyography Decoding and Pattern Recognition for Human-Machine Interaction/M. Simao, N. Mendes, O. Gibaru, P. Neto // IEEE 460 Access - 2019. - V. 7. - pp. 39564-39582. doi:10.1109/ACCESS.2019.2906584.
4. Wolf M. Decoding static and dynamic arm and hand gestures from the jpl biosleeve/M. Wolf, C. Assad, A. Stoica, K. You, H. Jethani, M. Vernacchia, J. Fromm, Y. Iwashita // in: Aerospace Conference. - 2013. - pp. 1–9. doi.org/10.1109/AERO.2013.6497171.
5. Lung, B. E. Anatomy, shoulder and upper limb, hand flexor digitorum profundus muscle / B. E. Lung, B. Burns // StatPearls [Internet]. – StatPearls Publishing, 2020.
6. Унанян, Н.Н. Распознавание мышечной активности с помощью электромиографических датчиков в задачах управления бионическим механизмом. /Н.Н. Унанян, А.А. Белов // Материалы 15-й Международной конференции «Устойчивость и колебания нелинейных систем управления» (конференция Пятницкого). - 2020. - М.: ИПУ РАН, - С. 427-430.
7. Phinyomark A. et al. Feature extraction and selection for myoelectric control based on wearable EMG sensors. Sensors, 2013.
8. Ильиных А.Р., Салодкина П.С., Чигринова М.С. Бионические протезы: история, принцип работы и новейшие достижения // ЗАКОНОМЕРНОСТИ И ТЕНДЕНЦИИ ИННОВАЦИОННОГО РАЗВИТИЯ ОБЩЕСТВА сборник статей Международной научно-практической конференции.- 2020 -. С. 205-209.
9. Абрамов А.В. Аппаратно-программный комплекс для управления протезом кисти на основе сигналов электромиографии.
10. Antfolk C., D’Alonzo M., Controzzi M., Lundborg G., Rosén B., Sebelius F., Cipriani C. Artificial Redirection of Sensation from Prosthetic Fingers to the Phantom Hand Map on Transradial Amputees // Brain. – 2013. – №136(1). – С. 3450-3460.
11. Clites T. R., Carty M. J., Ullauri J. B., Zorzos A. N., Herr H. M. Mussel-Inspired Biomechanical Design of a Biohybrid Limb Interface // Advanced Science. – 2021. – №8(3). – С. 1-12.