

УДК 681.51: 617.577-089.873

## МОДЕЛЬ КЛАССИФИКАЦИИ ДВИЖЕНИЙ ПАЛЬЦЕВ РУК ДЛЯ ПРОТЕЗНОГО ПРИМЕНЕНИЯ

Вонсевич К.П., Безуглый М.А.

Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт им. Игоря Сикорского»  
Киев, Украина

Повседневная жизнь включает различные типы взаимодействий между людьми, ровно, как и между людьми и предметами. Для успешного осуществления большинства ежедневных бытовых задач огромную роль играет присутствие здоровой верхней конечности. А в случае выполнения высокоточных действий, связанных с мелкой моторикой – наличие нормально функционирующей кисти и пальцев является необходимостью.

К сожалению, согласно статистике [1], количество травм, связанных с ампутациями верхней конечности или её отдельных элементов, так же, как и врождённых аномалий их развития, является значительным по всему миру. Возможным решением, которое способно частично заместить функции травмированных элементов руки человека является применение тяговых или бионических протезных устройств [2; 3].

Тяговые протезы, механически приводимые в действие в следствии движения уцелевшей части конечности пациента, имеют не большой набор возможностей, и в большинстве случаев позволяют исполнять лишь один тип хватательного движения. Этот вариант протезов применяется, в основном, в случае частичных ампутаций или ампутаций кисти, и может быть изготовлен даже с помощью бюджетных технологий FDM 3D-печати, что делает его привлекательным решением для рядового пользователя.

В отличии от тяговых, бионические протезные устройства (БП) имеют значительно большее количество функциональных возможностей и типов исполняемых движений. В общем случае, БП используют биологический сигнал от тела пациента, разнообразные измерительные устройства и датчики, что в комплексе с приводными механизмами позволяют осуществлять целый набор независимых движений искусственной конечности, обеспечивать регуляцию силы сжатия протезом и возможное естественное управления его работой.

К сожалению, наличие всех преимуществ в бионическом протезе влияет так же на его сложность и стоимость. Как следствие, создание эффективной искусственной кисти или пальцев, доступных для каждого ампутанта, и не уступающих уже имеющимся коммерческим

протезным устройствам – является открытым и важным заданием.

Одним из самых значительных компонентов, на пути достижения хорошей производительности и стоимости штучной конечности является блок управления (БУ) протезного устройства. В качестве биологического базиса для БУ, обычно используется несколько типов управляющих сигналов, таких как: электромиографический (EMG), ультразвуковой, нейронный, сигнал от мозга человека и т.д. Использование поверхностного sEMG сигнала, является наиболее традиционным для протезного применения. При этом, распознавание движений отдельных пальцев с помощью sEMG – комплексная и сложная задача, зависящая от многих факторов и требующая выполнения целого набора критериев.

Прежде всего, измеренный EMG сигнал должен быть усилен, отфильтрован, выпрямлен и слажен для возможности его дальнейшего анализа и использования в БУ. После чего необходимо определить характеристики полученного сигнала, которые в общем случае можно разделить на четыре основные категории: временные (TDF), характеристики временных рядов (TSD), частотные (FD), частотно-временные (FD), и лишь после этого провести классификацию с помощью одного из методов машинного обучения (ММО). В качестве ММО, при классификации EMG сигнала могут применяться различные методики, такие как: линейный дискриминантный анализ (LDA), метод опорных векторов (SVM), искусственных нейронных сетей (ANN), размытой логики (Fuzzy Logic) и др.

Точность классификации напрямую зависит от количества и качества входных параметров, которые во многом определяются измерительной системой устройства и количеством её рабочих каналов. Использование многоканальных систем измерения позволяет повысить способность распознавания БУ и создавать, картирование типов исполняемых движений. Однако, это так же увеличивает сложность протезного устройства, возможность его автономного использования и конечную цену.

В данной работе авторами было предложено метод распознавания 6 типов движений пальцев, на основании одноканальной измерительной EMG-системы, четырех временных (TDF) характеристик и относительно простой искусственной нейронной сети.

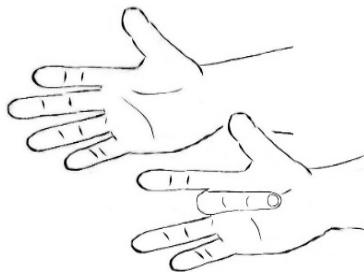


Рисунок 1 – Исследуемое движение на примере сгибания III пальца кисти

Тестирование метода проводилось на 6-ти здоровых добровольцах возрастом от 10 до 50-ти лет мужского и женского пола. В качестве исследуемых движений было предложено отдельное сгибание II-V пальцев кисти, а также одновременной сгибание III-V и II-V пальцев (см. рисунок 1).

Измерительные электроды размещались в зоне предплечья левой руки, относительно мышц Flexor Digitorum Superficialis, а референтный электрод – на локтевой кости той же руки. Алгоритмом измерений предусматривалось проведение пяти итераций на каждый тип движения, во временном интервале 250 мс на каждую попытку. Запись EMG сигнала проводилась с помощью специально созданной микроконтроллерной системы на основании готового одноканального миографического модуля SEN-11776 производства SparkFun Electronics.

В качестве выходных параметров EMG сигнала, использованных при классификации, было предложено 4 временных характеристики, а именно: трапециoidalный интеграл (Int), максимальное значение амплитуды (P), дисперсия (VAR) и среднее абсолютное отклонение (MAD) [4].

Классификация предложенных движений проводилась с помощью искусственной нейронной сети (ИНС), созданной в среде Matlab's Neural Network Toolbox v. 8.5. производства The MathWorks Inc. Созданная нейронная сеть прямого распространения имеет в своей структуре (рис. 2) два скрытых, один входной и один выходной слои, обучена с помощью метода обратного распространения ошибки по алгоритму Левенберга-Макрвардта и позволяет оценивать категорию каждого типа заданных движений на основании четырех эмпирических входов описанных выше. В каждом из скрытых слоёв ИНС имеется по 20 нейронов, а в качестве их функции активации (ФА) и ФА выходного слоя выбрано тангенциальную сигмоидальную и линейную передаточную функции соответственно.

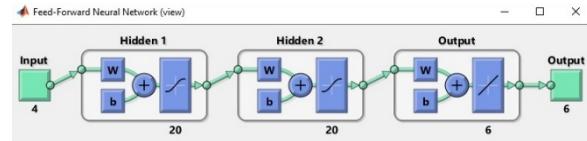


Рисунок 2 – Структура предложенной модели нейронной сети

Точность классификации предложенной нейронной сети, согласно ROC-кривой составляет 95,44% и может быть увеличена при дальнейшем обучении модели на тренировочной выборке с более значительным количеством добровольцев.

В этой работе авторами были описаны основные типы протезов, применяемые в случае частичной ампутации верхних конечностей и проанализированы некоторые особенности их эксплуатации и реализации.

Авторами были так же определены критерии построения блоков управления бионических протезных устройств на основании EMG сигналов и предложено собственный метод распознавания шести типов движений пальцев кисти.

Предложенный алгоритм классификации миографических сигналов является достаточно эффективным и позволяет производить оценку сложных типов движений, используя при этом лишь одноканальную измерительную систему, четыре входных параметра и нейронную сеть прямого распространения.

Перечисленные выше факторы позволяют говорить о дальнейшей возможной имплементации предложенного метода в систему управления автономных бионических протезов кисти или отдельных пальцев с последующим уменьшением её сложности и стоимости.

#### Литература

1. Zuniga, J.M., Carson, A.M., Peck, J.M. The development of a low-cost three-dimensional printed shoulder, arm, and hand prostheses for children // Prosthetics and Orthotics International. – 2017. – № 41. – С. 205–209.
2. Arabian, A, Varotsis, D, McDonnell, C. Global social acceptance of prosthetic devices // 2016 IEEE GHTC. – 2016. – С. 563–568.
3. Postema, S.G, Bongers, R.M, Reneman, M.F. Functional Capacity Evaluation in Upper Limb Reduction Deficiency and Amputation: Development and Pilot Testing // Journal of Occupational Rehabilitation. – 2017. – С. 1-12.
4. Вонсович К.П., Безуглый М.О., Гапонюк А.О. Інформаційно-вимірювальна система міографу біонічного протезу кінцівки // Перспективні технології та прилади. – 2017. – № 10. – С. 32–37.