

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, равно, 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 возместить 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 отличие 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 управление 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

протезные устройства – 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 сглажен 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.

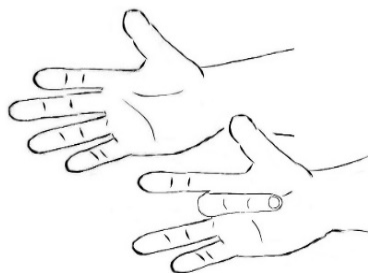


Рисунок 1 – Исследуемое движение на примере сгибания III пальца кисти

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 одновременное 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: трапециевидный 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 слой, 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.

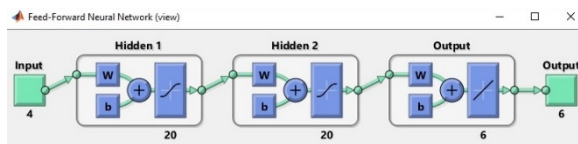


Рисунок 2 – Структура предложенной модели нейронной сети

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. Вонсевич К.П, Безуглий М.О, Гапонюк А.О. Інформаційно-вимірювальна система міографу біонічного протезу кінцівки // *Перспективні технології та прилади*. – 2017. – № 10. – С. 32–37.