



DOI: 10.6084/m9.figshare.14254193

LCC - № R856-857

МЕТОД ПРОТЕЗУВАННЯ ПЕРЕДПЛІЧЧЯ З ВИКОРИСТАННЯМ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ

Кузовик Вячеслав Данилович¹, Яковенко Дмитро Костянтинівич², Монченко Олена Володимирівна¹, Тищенко Євгенія Олександрівна¹

¹ Національний авіаційний університет, Київ, Україна

² Медіахолдінг WePlay Esports, Київ, Україна

Corresponding author: Олена Володимирівна Монченко, доцент, Національний авіаційний університет, кандидат технічних наук, проспект Любомира Гузара, 1, Київ, 03058, корпус 3, ауд.422, monchenko_olena@ukr.net

Abstract. Loss of limb functionality creates significant discomfort for a person, significantly affects the quality of his life. Today, the improvement of myoelectric prostheses, which are the most modern, can eliminate the existing shortcomings and improve the life of their users in general. The paper proposes a method of modification of the block of processing of electromyographic signals by means of a neural network. An important aspect of the decision to use neural networks for bioelectrically controlled prostheses is their versatility and simplification of teaching the patient to use the prosthesis in household chores. As of 2021, neural networks have developed very strongly and covered each of the areas. Their teaching method is not too difficult and does not require unnecessary intervention. However, there is an opposite side,

Анотація. Втрата функціональності кінцівок завдає значного дискомфорту людині, відчутно впливає на якість її життя. На сьогодні удосконалення міоелектричних протезів, які нині є найсучаснішими, здатне усунути існуючі недоліки та покращити життя їх користувачів у цілому. У роботі запропоновано метод модифікації блоку обробки електроміографічних сигналів за допомогою нейронної мережі. Важливим аспектом рішення про використання нейронних мереж для протезів з біоелектричним управлінням є їх універсальність та спрощення навчання пацієнта використовувати протез в побутових справах. Нейронні мережі станом на 2021 рік дуже сильно розвилися та охопили кожен із сфер. Їх метод навчання є не надто

which consists in the collection of material for the training of this network. Age, weight, height and size of the stump - all these aspects affect the value of the original electromyographic signals, so it requires a large base and description of each of the signals. Nowadays myoelectric prostheses are the most advanced, they convert muscle activity into information, which is processed by the processor and gives a signal to electric motors that are used to control the movements of artificial limbs. Because the battery and electronic motors are used, no bulky belts or harnesses are required to operate the myoelectric prosthesis. The main disadvantages of this type of prosthesis now are their weight and cost. Their large weight is primarily due to the fact that the myoelectric prosthesis contains a battery and electric motors, and, unlike prostheses that are driven by the body, does not use any harnesses to balance the weight throughout the body. Another disadvantage of myoelectric prostheses is their cost. Although it is currently more expensive than other types of prostheses, it also offers better quality in terms of both cosmetics and functionality. The proposed control system of the bioelectric prosthesis with the module of the positional perception device allows specialists in the natural mode to obtain information about the position of the fingers of the hand, the beginning of the movement, the end of the movement and the process of movement. The positive effect of the method: it provides ease of use of the prosthesis in self-care, increases the accuracy of

складним завданням та не потребуються зайвого втручання. Однак, існує й протилежна сторона, яка полягає в зборі матеріалу для навчання цієї мережі. Вік, вага, зріст, розмір культі – всі ці аспекти впливають на значення вихідних електроміографічних сигналів, тому це потребує великої бази та опису кожного із сигналів. Міоелектричні протези на сьогодні вважаються найдосконалішими, вони перетворюють м'язову активність в інформацію, яку обробляє процесор та дає сигнал для електродвигунів, які в свою чергу використовують для управління рухами штучних кінцівок. Оскільки для роботи використовуються батарея і електронні двигуни, для роботи міоелектричного протезу не потрібно ніяких громіздких ременів або запряжки. Основними недоліками цього виду протезів в даний час є їх вага і вартість. Їх велика вага обумовлена перш за все тим, що міоелектричний протез містить батарею і електродвигуни, і, на відміну від протезів, що приводяться в дію тілом, не використовує ніяких джгутів для врівноваження ваги по всьому тілу. Іншим недоліком міоелектричних протезів є вартість. Хоча в даний час він дорожче, ніж інші види протезів, він також пропонує кращу якість як щодо косметики, так і функціональності. Пропонована система управління біоелектричним протезом з модулем пристрою позиційного сприйняття дозволяє фахівцям в природному режимі

coordination of the positional position of the fingers and dosing force, thereby reducing the time of work operations when performing targeted actions. Since the system works only for receiving and processing the electromyographic signal, the main modified unit will be an electronic control unit for the movement of the fingers of the artificial brush. It is responsible for deciding, what input data will be taken by the following elements in the circuit. The process of choosing the best answer is complex, which means that the main part of the price of the final product is fixed by the decision-making algorithm. That is why the use of a neural network in this unit is reasonable in terms of price and availability, because the algorithm of operation and training of the network will not differ from the state, age and sex of the person. Further training of the neural network can be divided into several stages, namely finding the results of neurons, calculating the result of error by epoch, finding errors in each layer, changing the weights between neurons and then storing weights in a connected database. Thus, a method was developed to help solve the current shortcomings of active myoelectric prostheses, namely the price and affordability for the general public. The materials of the work can be used in the practical activities of specialists working in the medical and biomedical fields.

модулем пристрою позиційного сприйняття дозволяє фахівцям в природному режимі отримати інформацію про становище пальців кисті, про початок руху, закінчення руху і процес самого руху. Позитивний ефект методу полягає в наступному: забезпечується зручність користування протезом при самообслуговуванні, підвищується точність координації позиційного положення пальців і дозування зусилля, завдяки чому скорочується час виконання робочих операцій при виконанні цілеспрямованих дій. Так як система працює тільки для прийняття та обробки електроміографічного сигналу, основним модифікованим блоком буде являтися електронний блок управління переміщенням пальців штучної кисті. Саме він відповідає за прийняття рішень, які саме вхідні дані будуть приймати наступні елементи в схемі. Процес вибору найоптимальнішої відповіді складний, це означає, що основну частину ціни кінцевого продукту закріплює на собі алгоритм прийняття рішення. Саме тому застосування нейронної мережі в цьому блоці є розумним с точки зору ціни та доступності, бо алгоритм роботи та навчання мережі не буде різнитися від стану, віку та статі людини. Подальше навчання нейронної мережі можна поділити на декілька етапів, а саме знаходження результатів нейронів, підрахунок результату похибки за епоху, знаходження помилок в кожному шарі, зміна коефіцієнтів

ваги між нейронами та наступне зберігання коефіцієнтів ваги у підключену базу даних. Таким чином, було розроблено метод, що допоможе вирішити сучасні недоліки активних міоелектричних протезів, а саме ціну та доступність для широких мас споживачів. Матеріали роботи можуть бути використані в практичній діяльності фахівців, які працюють в медичній та біомедичній галузях.

Keywords: протез, електроміографічний сигнал, нейронна мережа, міографічний протез, програмне забезпечення, електрична схема датчику.

Section: Neural Systems and Engineering

Introduction. Втрата функціональних можливостей верхніх кінцівок у будь-якому їх прояві, від втрати фаланг пальців до повної ампутації обох рук, веде до суттєвого погіршення якості життя людини, значно ускладнює виконання повсякденних дій, таких як, наприклад, одягання, вживання їжі та пиття, чищення зубів тощо. При патологічному процесі, важкому захворюванні або ампутації кінцівки її рекомендують замінити протезом. Як мінімум, він дозволить людині самостійно виконувати повсякденні завдання, а як максимум, повністю поверне колишню працездатність і звичний спосіб життя. Для осіб, що втратили принаймні частину руки, сучасна медицина пропонує широкий спектр протезів. Основна мета даних протезів – заповнити втрачені можливості верхньої кінцівки. Протези охоплюють великий діапазон різних конструкцій: від косметичних фаланг пальців до багатофункціональних, керованих за допомогою потенціалу дії м'язів. Сучасні технології дозволяють протезувати людей, максимально забезпечуючи їм здатність до самообслуговування та компенсуючи косметичний недолік. В наш час протезування розвивається швидкими темпами, тому одні з найпередовіших ідей приймання та обробки сигналів активно використовуються у даній сфері. Одним із таких напрямків є використання нейронних мереж для міоелектричних (біонічних) протезів. Нейронні мережі, станом на 2021 рік, є надзвичайно розвинутими та охопили ледве не кожен зі сфер діяльності та життя людей, у тому числі й біомедичну галузь.

Предметом дослідження було обрано метод обробки та діагностики електроміографічних сигналів.

Постановка проблеми в загальному вигляді. Актуальною проблемою є створення методу керування протезу передпліччя за допомогою нейронної мережі та удосконалення методу обробки електроміографічних сигналів, адже на даний час в світі досить гостро стоїть питання універсальності та здешевлення активних протезів. Нейронні мережі є універсальним інструментом для практичної реалізації багатьох завдань. Підбір алгоритму активації є досить складною і клопіткою роботою, бо саме від цього і буде залежати подальше навчання та робота нейронної мережі. На даний час їх з'явилося достатньо багато, але все ж таки найефективнішим методом є підбір параметрів та змінних під деяку задачу. Для більшості практичних цілей достатньо нейронної мережі з одним прихованим шаром. Алгоритми вивчення мереж займають багато часу і залежать від кількості шарів та кількості нейронів у кожному шарі. Аналогічно, час виконання алгоритму навчання має залежність від кількості нейронів. Важливим аспектом використання нейронних мереж для міоелектричних протезів є універсальність та спрощення навчання пацієнта використовувати протез в побутових справах. Їх метод навчання є не надто складним завданням та не потребуються особистого втручання. Водночас, є і обернена сторона, яка представляє собою складності у зборі матеріалу для навчання цієї мережі. Вік, вага, зріст, розмір культі – всі ці аспекти впливають на значення вихідних електроміографічних сигналів, тому потребується велика база даних та опис кожного із сигналів.

Аналіз останніх досліджень і публікацій. Хоча жоден протез не може повернути всі втрачені функції кінцівки, люди з втраченими кінцівками мають кілька варіантів протезування, які можуть забезпечити певне функціональне відновлення та зменшити ймовірність можливої травми від компенсаторного руху або синдромів надмірного використання штучної кінцівки. Для спроби відновлення втрачених функцій верхніх кінцівок використовуються три типи протезів, а саме косметичні, механічні та протези з біоелектричним управлінням[1]. Косметичні протези призначені суто для відтворення природного зовнішнього вигляду втраченої кінцівки і використовуються в тих випадках, коли формі, вазі, зручності носіння і простоті застосування штучної руки відводиться першорядна роль і пацієнт не прагне заповнити рухові функції втраченої верхньої кінцівки. Механічним протезом керують рухом проксимальних суглобів ампутованої сторони; загалом механічні протези економічно вигідні з огляду на їх тривалий термін експлуатації[2]. Міоелектричні протези (протези з біоелектричним управлінням) використовують електричну активність м'язів, що стискаються (електроміографічні сигнали) у відповідному місці на решті мускулатури, для управління акумулятором, моторизованим кінцевим пристроєм та/або зап'ястя[1].

Оскільки міоелектричні протези підлягають програмуванню, доречним є використання у них технології нейронних мереж[3]. Нейронні мережі є універсальним інструментом для практичної реалізації багатьох завдань. Структура нейронної мережі прийшла в світ програмування прямо з біології. Завдяки такій структурі, машина отримує можливість аналізувати і навіть запам'ятовувати різну інформацію. Нейронні мережі також здатні не тільки аналізувати вхідну інформацію, а й відтворювати її зі своєї пам'яті. Нейронні мережі не програмуються в звичному сенсі цього слова, вони навчаються. Можливість навчання – одна з головних переваг нейронних мереж перед традиційними алгоритмами. Технічно, навчання полягає у знаходженні коефіцієнтів зв'язків між нейронами. У процесі навчання нейронна мережа здатна виявляти складні залежності між вхідними даними і вихідними, а також виконувати узагальнення. Це означає, що в разі успішного навчання мережа зможе повернути вірний результат на підставі даних, які були відсутні в навчальній вибірці, а також неповних і/або «зашумлених», частково спотворених даних.

Мета статті. Метою статті є розробити модифікацію блоку обробки електроміографічних сигналів за допомогою нейронної мережі, що допоможе вирішити сучасні недоліки активних міоелектричних протезів, а саме ціну та доступність для широких мас споживачів.

Виклад основного матеріалу дослідження. Система управління біоелектричним протезом (рис.1) містить електроди (струмоміомніки) 1 і 2, вбудовані в приймальню гільзу 3 і з'єднані з електронним блоком 4 управління переміщенням пальців штучної кисті 5, що містить електропривод 6 пальців, з яким з'єднаний електронний блок 4, датчик тиску 7, розташований в першому пальці 8 штучної кисті, з'єднаний з перетворювачем 9 сили стиснення, який з'єднаний з вібратором 10, при цьому блок управління 4 з'єднаний з блоком 11 тимчасового обмеження роботи вібратора, підключеного до перетворювача 9 сили стиснення. Крім того, система управління містить датчик 12 кута повороту першого пальця і модуль позиційного сприйняття 13, до складу якого входять мікроелектропривод 14 і датчик 15 переміщення активаторів, при цьому в каналі управління мікроелектроприводом 14 датчики 12 і 15 підключені до суматора 16, з'єданому з першим і другим імпульсними перетворювачі 17 і 18, підключеними до підсилювача потужності 19, який з'єднаний з мікроелектроприводом 14.

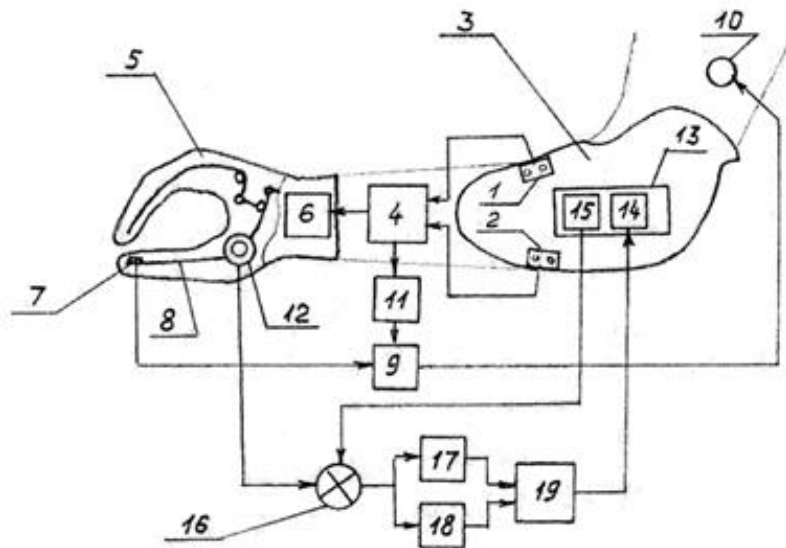


Рис. 1. Функціональна схема системи міоелектричних протезів

У початковому стані пальці штучної кисті 4 зімкнуті. При подачі сигналу від електродів 1 на електронний блок управління 4 управління переміщенням пальців штучної кисті 5 електропривод 6 пальців призводить пальці кисті в рух на розкриття, а при подачі сигналу від електродів 2 виконується змикання пальців. В процесі торкання першим пальцем 8 захопленого об'єкта спрацьовує датчик тиску 7, який через перетворювач 9 сили стиснення включає вібратор 10, інформує фахівця про торкання або захопленні об'єкту пальцями кисті.

У процесі руху пальців кисті датчик 12 кута повороту першого пальця реєструє позиційне положення пальців кисті. Цей сигнал подається на суматор 16 каналу управління мікроелектроприводом 14 модуля позиційного сприйняття 13, одночасно на суматор направляється сигнал від датчика 15 переміщення активаторів, що є датчиком негативного зворотного зв'язку в каналі управління мікроелектроприводом 14 модуля позиційного сприйняття 13. Далі від суматора 16 різниця сигналів надходить на імпульсні перетворювачі 17 і 18, а потім на підсилювач потужності 19, підключений до мікроелектроприводу 14.

Таким чином, пропонується система управління біоелектричним протезом з модулем пристрою позиційного сприйняття дозволяє фахівцям в природному режимі отримати інформацію про становище пальців кисті, про початок руху, закінчення руху і процесі самого руху. Позитивний ефект методу полягає в наступному: забезпечується зручність користування протезом при самообслуговуванні, підвищується точність координації позиційного положення пальців і дозування зусилля, завдяки чому скорочується час виконання робочих операцій при виконанні цілеспрямованих дій[4].

Для переходу на наступну стадію розробки потрібно визначитися, які саме блоки модифікуються в схемі протезу. Так як система працює тільки для прийняття та обробки електроміографічного сигналу, основним модифікованим блоком буде являтися блок 4. Саме він відповідає за прийняття рішень, які саме вхідні дані будуть приймати наступні елементи в схемі. Процес вибору найоптимальнішої відповіді складний, це означає, що основну частину ціни кінцевого продукту закріплює на собі алгоритм прийняття рішення. Саме тому застосування нейронної мережі в цьому блоці є розумним з точки зору ціни та доступності, бо алгоритм роботи та навчання мережі не буде різнитися від стану, віку та статі людини.

В даному дослідженні проводиться вивчення біоелектричної активності м'язів здорової кінцівки, зокрема, передпліччя, з метою визначення електрично активних зон, залежності біоелектричної активності м'язів від геометричного положення електродів. Застосовуваний електроміограф на наносенсорів дозволяє вимірювати біоелектричну активність м'язів в частотному діапазоні від 0 до 10000 Гц і мінімальним порогом чутливості зміни потенціалу (0,3 мкВ) без стандартних фільтруючих ланцюгів. Високий рівень завадостійкості пояснюється використанням наносенсорів, що виключають більшу частину негативних ефектів електродів, таких як поляризація під час експлуатації та висихання контактних електролітів в результаті тривалого використання.

Практична частина дослідження полягала в реєстрації міографічних сигналів з різних позицій передпліччя при виконанні циклічно повторюваних ізольованих рухах пальців руки і всієї кисті[5]. Під час кожного з експериментів виконувалося три види повторюваних вправ: розслаблений стан пальців, слабке повільне згинання пальця в фалангах, згинання пальця з напругою. Крім того, проводилася додаткова серія вправ, яка полягала в одночасному згинанні всіх пальців кисті. На додаток до цього перевірялася психосоматична реакція скелетних м'язів на зміну оточення навколо пацієнта. Для цих цілей при проведенні першої вправи в приміщенні пацієнту потрібно закрити очі на невеликий проміжок часу. Вправи застосовувалися до трьох основних пальців, що грають ключову роль в роботі кисті: великий, вказівний і середній пальці. Біоелектричні сигнали відводилися з поверхні передпліччя при допомоги біполярної конфігурації наносенсорів із загальним референтним проводом. Датчики розташовувалися на активних електричних зонах, обраних згідно з дослідженням розосередження біоелектричних потенціалів (рис. 2) для протезів верхніх кінцівок.

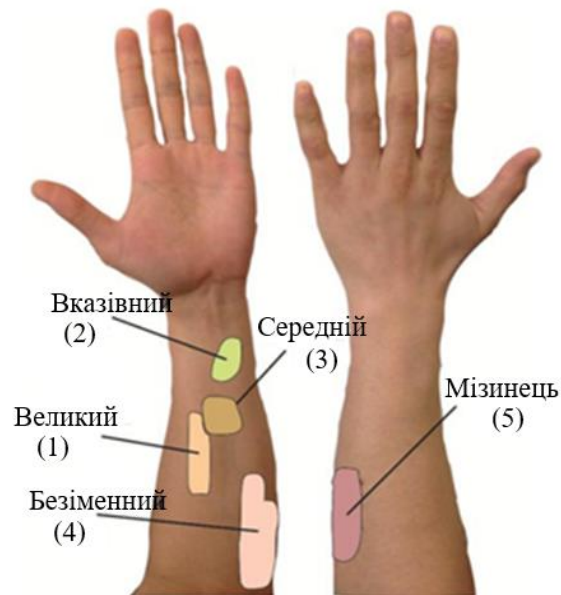


Рис. 2. Розташування біоелектричної активності зон передпліччя

Отримані в ході дослідження результати розглянуті на прикладі біоелектричної активності вказівного пальця в спокої і при активних згинаннях і розгинаннях. Нижче наведені електроміограми стану спокою (рис. 3), уявної напруги м'язів (рис. 4), активного слабкого (рис. 5) і сильного руху пальця (рис. 6).



Рис. 3. Електроміограма стану спокою в смузі від 0 до 10000 Гц.

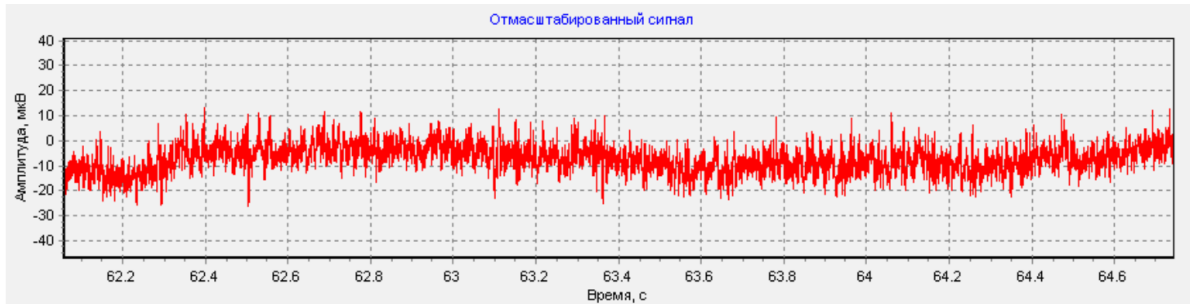


Рис. 4. Электромиограмма stanu уявної напруги в смузі від 0 до 10000 Гц.

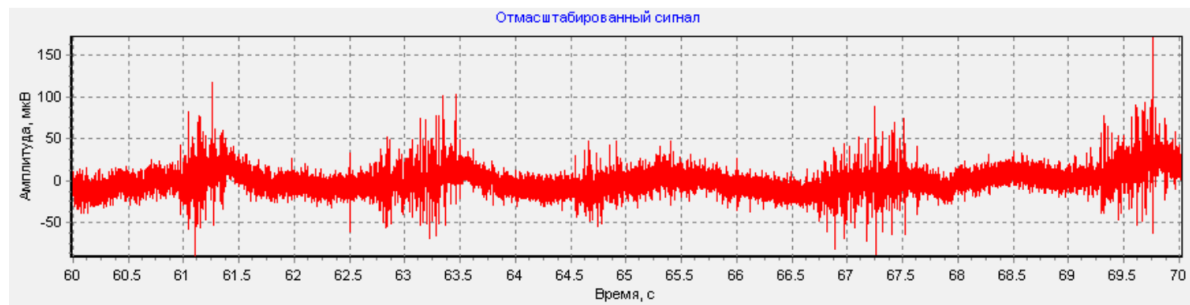


Рис. 5. Электромиограмма stanu слабого руху пальця в смузі від 0 до 10000 Гц.



Рис. 6. Электромиограмма stanu сильного руху пальця в смузі від 0 до 10000 Гц.

Аналіз електроміограми спокою показав, що в момент, коли пацієнт закрив очі, в м'язовій активності стався психосоматичний відповідь (рис. 7), на зміну сенсорного сприйняття мозком навколишнього простору і психічного стану організму у вигляді різкого зростання постійної складової кривої електроміограми.

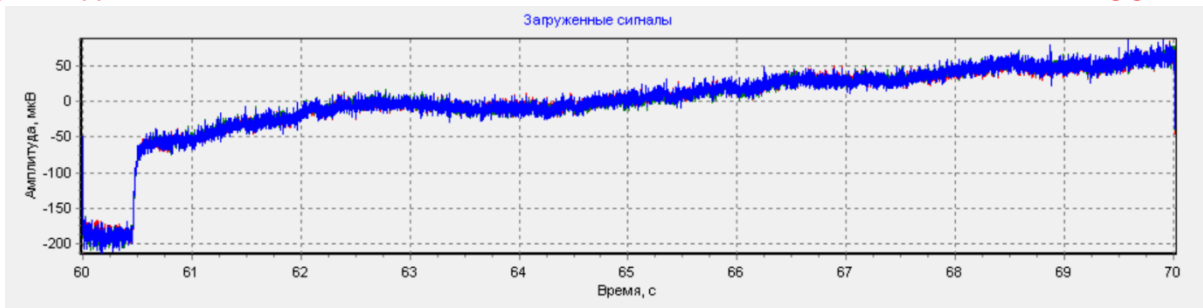


Рис. 7. Зріст постійної складовою м'язової активності в спокої при закритті очей

Аналіз електроміограми повільної і активної фази експерименту показав, що запропоновані комірцевої зони активності пальців, розташовані на передпліччя. Тобто під час роботи певного пальця виникав яскраво виражений рівень зміни потенціалу, що носить періодичний характер[6].

У цій роботі використовується системне програмне забезпечення, бо саме за допомогою нього можливе використання основних вузлів апаратних можливостей процесора, без операційної системи, а саме зчитування та передача даних з аналогових та дискретних входів.

Необхідну нейронну мережу з архітектурою прямого поширення було розроблено та написано за допомогою мови програмування Java. Алгоритм створення та роботи даної мережі представлено на рисунку 8. Створення нейронної мережі починається зі створення її шарових вузлів (іноді званих нейронами), а саме вхідного, прихованого й вихідного шарів. Далі відбувається підключення бази даних, і після цього розпочинається навчання створеної нейронної мережі.

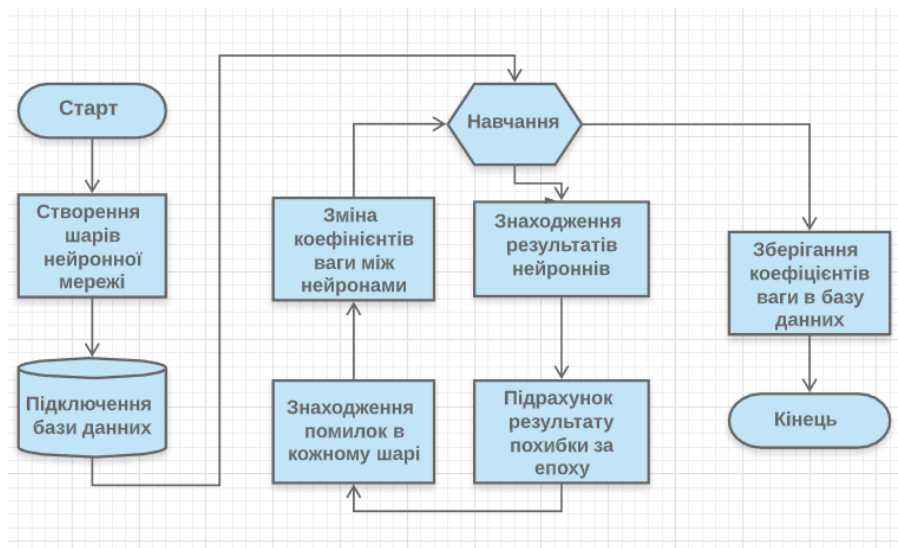


Рис.8. Запропонований алгоритм створення та навчання нейронної мережі

Подальша розробка й навчання нейронної мережі проводиться у декілька етапів. Основною частиною мережі є клас Neuron, в якому виконуються всі обчислювання. Цей клас має три методи обчислення, що були названі «resultNeurons», «findErrors» та «backWards».

Першим методом є «resultNeurons». Він виконує обчислення показання наступного нейрону в мережі за допомогою логістичного методу активації. На вхід подається n шар, n+1 шар та вага між нейронами. Обчислення проводиться до того моменту, поки кожен з нейронів шару n+1 не отримає нове значення. На вхід методу активації подається попереднє значення нейрону плюс значення k елемента n-го шару.

Наступний метод – «findErrors». Він обчислює значення помилки кожного нейрона після проходження епохи навчання. На вхід цього методу подаються такі ж данні, як і на метод «resultNeurons». Розрахунок даних проводиться в оберненому порядку навчання, тому виходом методу є шар n, а не n+1. Особливістю цього розрахунку є те, що помилка кожного нейрона починається з підрахунку значень помилки наступного шару:

$$P_{iErrorOld} = \sum_{j=Q.length}^0 P_{iErrorOld} + W_{ij} * Q_{jError},$$

де $P_{iErrorOld}$ – значення помилки попередньої епохи i-го елемента n-го шару нейронів, Q_{jError} – значення помилки цієї епохи j-го елемента n+1-го шару нейронів, W_{ij} – значення коефіцієнта ваги між двома нейронами, $Q.length$ - число всіх елементів наступного шару нейронів.

Після знаходження цієї суми, проводиться підрахунок значення похибки нейрону після проходження повної епохи навчання.

$$P_{iError} = \sum_{j=P.length}^0 P_{iErrorOld} * P_{iValue} * (1 - P_{iValue}),$$

де P_{iError} – значення помилки цієї епохи i-го елемента n-го шару нейронів, P_{iValue} – значення нейрону цієї епохи, $P.length$ - число всіх елементів n-го шару нейронів.

Наступним і заключним методом є метод під назвою «backWards». На вхід цього методу подаються такі ж данні, як і на попередні, але додається значення швидкості зміни даних, саме від якого залежить швидкість та досконалість навчання. Якщо це число буде більше ніж 1, то навчання буде проходитись швидше, але будуть виникати похибки при зміні даних ваги, якщо навпаки, значення буде менше 1, то точність нейронної мережі буде рости, а швидкість навчання збільшуватись. Зазвичай значення підбирається експериментальним шляхом.

Значення ваги між нейронами розраховується за наступною формулою:

$$W_{ij} = W_{ijold} + (k * Q_{jError} * P_{iValue}),$$

де W_{ijold} – значення коефіцієнта ваги попередньої епохи, k – значення швидкості навчання нейронної мережі.

Наступним кроком написання мережі є її навчання та ініціалізація даних. За цю роботу відповідає клас, що було названо «SetupNN». Цей клас має конструктор створення об'єкту, в якому проводиться ініціалізація масивів даних, заповнення масиву навчальних та істинних даних та запуск навчання мережі. Після ініціалізації змінних викликається метод «dataReader», в якому проводиться зчитування навчальних даних з файлу. Цей метод повертає i -те значення, за допомогою якого визначається можливість навчання мережі. Його основним блоком є цикл в якому проходить зчитування кожного рядка файлу та розбиття його за допомогою методу split, в якому записується яким об'єктом розділяються дані. Масив цих даних описує дискретні значення записані за 1 секунду (частота 1296 разів в секунду). Значення елемента масиву numberLearn залежить від того, яким значенням є останній елемент масиву: якщо значення співпадає зі значенням [0...9], тоді вихідний цей нейрон є істинним та має значення більше 0.8, якщо ні, тоді значення нейрону повинно бути менше 0.2. Саме таким чином заповнюється масив істинних вихідних даних.

Наступним і заключним етапом роботи є робота методу «learn», який виконує навчання нейронної мережі, а саме змінює коефіцієнти ваги, які потім використовуються для роботи мережі.

Основою розробленого методу є нескінченний цикл, який переривається завершенням навчання. Під час одного циклу роботи, спочатку заповнюється перший шар мережі даними i -го значення масиву dataLearn та підрахунок всіх наступних шарів. Після знаходження значень нейронів,

підраховується помилка вихідного шару, за допомогою віднімання значень масиву істинних значень numberLearn до даних вихідного шару. Після цієї операції нейронна мережа починає працювати в зворотному напрямку та проводить підрахування помилки в кожному шарі, починаючи з останнього. Вже після підрахунку помилок, в тому же напрямку, проводиться знаходження коефіцієнтів ваги методом «backWards». Цей підрахунок являється останнім кроком перед завершенням епохи.

Для вимірювання електричної активності м'язів на шкірі, яка має дуже мале значення напруги, блок прийому електроміографічних сигналів обладнаний трьома електродами; два з них повинні бути розміщені на шкірі в вимірюваній м'язовій області, а один електрод повинен бути розміщений на шкірі поза м'язовою зоною, яка використовується як точка заземлення. Всі три електроди можуть використовувати будь-який провідний матеріал[7].

Розробка програмної підсистеми, що відповідає за розпізнавання сигналів, була проведена на завдання застосування рухів пальців рук як джерело сигналів. Практичним методом було встановлено взаємозв'язок амплітуди одержуваного сигналу на конкретній ділянці м'язи від ступеня згинання пальців руки. З урахуванням зазначеного було розроблено схему приймання та підсилення електроміографічного сигналу, що представлена на рисунку 9.

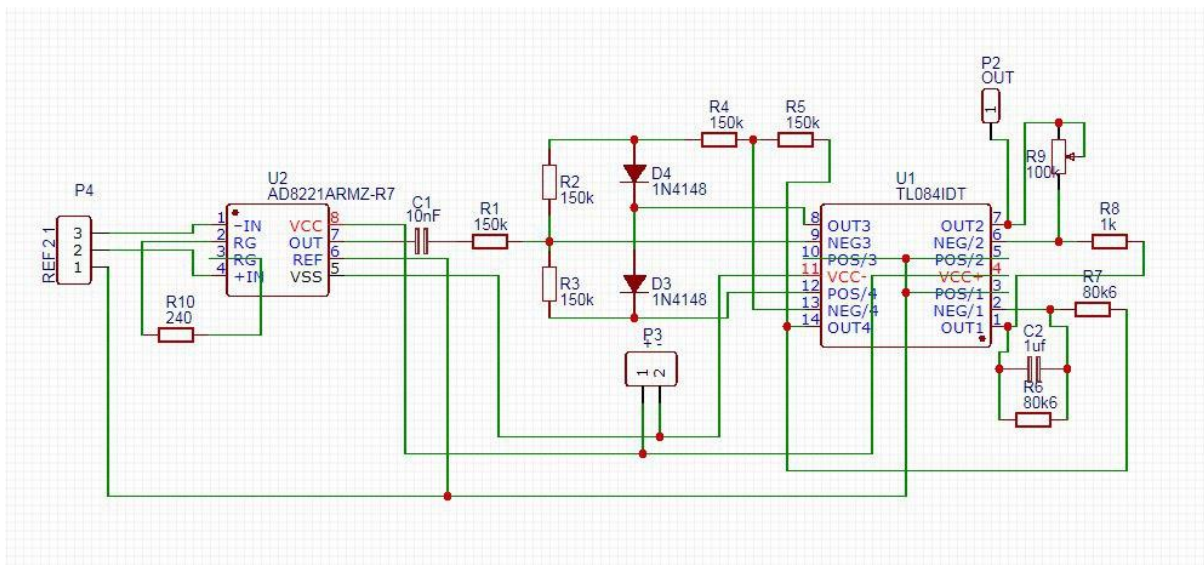


Рис. 9. Схема приймання та підсилення електроміографічного сигналу

Ця схема має декілька основних блоків, на яких потрібно загострити увагу:

1. Блок Р4 – відповідає за прийняття сигналу, саме на нього дається 3 сигналу с електродів;
2. Блок Р3 – блок живлення схеми;
3. Блок Р2 – блок зняття кінцевого сигналу. Саме з цього блоку починається робота нейронної мережі, бо данні з блоку і є першим шаром мережі;
4. Блок U2 – Блок попереднього підсилення сигналу який складається з підсилювача AD8221. Цей високоякісний інструментальний підсилювач дозволяє послаблювати широкопasmові перешкоди і гармоніки напруги мережі, значно спрощуючи вимоги до фільтру також має низьку напругу зсуву, малий дрейф зміщення, малий дрейф коефіцієнта посилення, висока точність установки коефіцієнта посилення;
5. Блок U1 – цей блок має в собі 4 операційний підсилювач TL084 з низьким рівнем шуму;
6. Резистор R9 – дозволяє налаштовувати амплітуду вихідного сигналу.

Conclusions. Застосування нейронних мереж при програмуванні протезів з біоелектричним управлінням дозволить значно підвищити ефективність таких протезів, оскільки нейронні мережі можливо навчати на основі отримуваних даних. У даній роботі за допомогою мови програмування Java було розроблено нейронну мережу архітектури прямого поширення, підібрано метод для швидкого зчитування та обробки вхідного сигналу. Крім цього, було наглядно показано основні зміни електроміографічного сигналу при різноманітних станах напруги м'язів та наведено електричну схему для прийому та посилення електроміографічного сигналу зі шкіри. Матеріали роботи можуть бути використані в практичній діяльності фахівців, які працюють в медичній та біомедичній галузях.

Disclaimers: The author declares that they have no financial or personal relationships that may have inappropriately influenced them in writing this article.

Conflict of interest statement: The authors state that there are no conflicts of interest regarding the publication of this article.

ORCID

Кузовик Вячеслав Данилович: <http://orcid.org/0000-0003-2605-2602>

Монченко Олена Володимирівна: <http://orcid.org/0000-0001-6625-5098>

Тищенко Євгенія Олександрівна: <http://orcid.org/0000-0002-6240-5551>

REFERENCES:

1. Медицина Германии. 2021. Протезы верхних конечностей. [online] Available at: <<http://medicina-germany.ru/protezy-verxnix-konechnostej/>> [Accessed 21 March 2021].
2. Petrov, V., 2008. Tekhnologiya izgotovleniya protezov verkhnikh konechnostey. Sankt-Peterburg: Gippokrat.
3. Zhang, X. And others. In: Proceedings of the 14th International Conference on Intelligent User Interfaces, 2009. Hand gesture recognition and virtual game control based on 3D accelerometer and EMG sensors. pp.401-406.
4. Artanto, D. and others. In: Proceedings of the 2017 2nd International Conferences on Information Technology. 2017. Drowsiness detection system based on eye-closure using a low-cost EMG and ESP8266. Yogyakarta, Indonesia: Information Systems and Electrical Engineering (ICITISEE), pp.235-238.
5. Турушев, Н., Григорьев, М. and Авдеева, Д., 2014. Применение наносенсоров для построения нанобиоинтерфейса для миотонических протезов. In: Современные техника и технологии: сборник трудов XX Международной научно-практической конференции студентов, аспирантов и молодых ученых. Томск: ТПУ, pp.361-362.
6. Turushev, N. V., Grigoriev, M. G. and Avdeeva, D.K. Bioelectrical nanosensors: Prosthesis interface appliance perspectives. In: 2014 the 4th International Workshop on Computer Science and Engineering - Summer. Dubai: Science and Engineering Institute, 2014.
7. Воротников, С. and Выборнов, Н., 2013. Биометрическая система управления протезом руки. Прикаспийский журнал: Управление и высокие технологии, 3, pp.147-162.

PLAGIARISM REPORT:

Results

Scan Properties

Number of Words : 890
Results Found : 0

To or From

To or From

Binary Translator

PDF Converter



0% Plagiarism 100% Unique

[Start New Search](#)

To check plagiarism in photos click here

[Reverse Image Search](#)

Abstract. Loss of limb functionality creates significant discomfort for a person, significantly affects the quality of his life. Today, the improvement of myoelectric prostheses, which are the most modern, can eliminate the existing shortcomings and improve the life of their users in general. The paper proposes a method of modification of the block of processing of electromyographic signals by means of a neural network. An important aspect of the decision to use neural networks for bioelectrically controlled prostheses is their versatility and simplification of teaching the patient to use the prosthesis in household chores. As of 2021, neural networks have developed very strongly and covered each of the areas. Their teaching method is not too difficult and does not require unnecessary intervention. However, there is an opposite side,

Анотація. Втрата функціональності кінцівок завдає значного дискомфорту людині, відчутно впливає на якість її життя. На сьогодні удосконалення міоелектричних протезів, які нині є найсучаснішими, здатне усунути існуючі недоліки та покращити життя їх користувачів у цілому. У роботі запропоновано метод модифікації блоку обробки електроміографічних сигналів за допомогою нейронної мережі. Важливим аспектом рішення про використання нейронних мереж для протезів з біоелектричним управлінням є їх універсальність та