

А. О. Подорожняк, С. І. Наймитенко

Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут», Харків, Україна

РОЗРОБКА ТА ДОСЛІДЖЕННЯ СЕРВІСУ ДЛЯ РОЗУМНОГО ПРОТЕЗУ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК

Анотація. Об'єктом дослідження даної роботи є процес функціонування розумного протезу що управляється мікропроцесором. **Мета** даної роботи полягає у дослідженні сервісу для розумного протезу верхніх кінцівок. Основним завданням даного дослідження є аналіз аналогів існуючих протезів на ринку, вибір типу протезу для розробки і дослідження, підбір середовища розробки і моделювання, платформи та мікроконтролера, програмна реалізація алгоритму функціонування протезу та дослідження електронної і натурної моделі сервісу для розумного протезу із використанням міоелектричних датчиків. У результаті дослідження існуючих аналогів було виявлено певні проблеми та знайдено шляхи їх вирішення. Виконано підбір компонентів відповідно до поставленої задачі. Виконано розробку та тестування розробленого сервісу на основі віртуального та натурального моделювання. Визначено перспективи розробленого сервісу та виявлено великий потенціал запропонованої розробки для полегшення життя людей які за певних причин не мають функціонуючих верхніх кінцівок та фінансово обмежені при протезуванні.

Ключові слова: розумний протез, мікроконтролер, моделювання, програмна реалізація, міоелектричний датчик.

Вступ. Постановка задачі

Щоденно по новинам генштаб звітується про кількість знищеної техніки, збити ракет, знищених ворогів. Однак ми навіть не уявляємо як важко це дається нашим захисникам. Кожного дня можуть гинути десятки, а то й сотні військових, ще більше отримують поранення різної ступені тяжкості, в тому числі поранення що призводять до ампутації верхніх та нижніх кінцівок. Такі люди в подальшому будуть потребувати протезів, котрі зможуть повернути їх до більш менш нормального функціонального життя. Однак в Україні лише починає розвиватись протезування і люди які отримали травми під час воєнних дій чи то народились із вродженими дефектами тощо, мають чекати довгий час поки їм зроблять протез. Однак навіть до цього етапу значна частина людей не дійде, адже якісне протезування доволі дороге і не всі можуть собі це дозволити.

Пропонована робота орієнтована на дослідження можливостей створення бюджетного та легкого у виробництві протезу верхніх кінцівок, а саме руки та передпліччя. Головна задача протезу – покрити хоча б мінімальні потреби людини у повсякденному житті як, наприклад, тримання столових приборів під час приймання їжі, відкриття дверей чи тримання неважких предметів.

Мета статті: ідея даного дослідження полягає в наступному: провести аналіз аналогів існуючих протезів на ринку, вибір типу протезу для розробки і дослідження, підбір середовища розробки і моделювання, платформи та мікроконтролера, програмна реалізація алгоритму функціонування протезу та дослідження електронної і натурної моделі сервісу для розумного протезу із використанням міоелектричних датчиків, а також формулювання перспектив застосування та подальшого розвитку.

Аналіз ринку протезів верхніх кінцівок

Глобальний ринок протезування верхніх кінцівок – це зростаючий сегмент медичної промисловості, що розвивається завдяки технологічному прогресу та

зростаючій кількості людей з ампутованими кінцівками внаслідок травм чи захворювань. Ринок поділяється на кілька категорій продуктів, таких як штучне протезування, електричне протезування та косметичне протезування [1]. За останні роки ринок протезів верхніх кінцівок став свідком значних змін з точки зору інноваційної продукції та технологічного прогресу. Наприклад, відбувся зсув до міоелектричних протезів, які контролюються м'язовими сигналами від залишкової частини кінцівки, оскільки вони забезпечують більш природні рухи та кращу функціональність порівняно з традиційними протезами [2, 3]. Крім того, розвиток технології 3D-друку дозволив створювати індивідуальні протези, які адаптовані до конкретних потреб і вподобань людини.

Згідно звіту Strategic Market Research вказується на три основні фактори, які сприяють зростанню ринку: збільшення популяції геріатричних лікарів, зростання захворюваності на рак кісток інші хронічні захворювання, технологічний прогрес [4].

Інший звіт від Allied Market Research акцентує увагу на міоелектричних протезах, які очікується, що будуть домінувати на ринку завдяки своїй передовій технології та забезпечуватимуть більшу мобільність і функціональність для користувачів. Звіт також вказує на роль клінік протезування як найбільших кінцевих споживачів протезів верхніх кінцівок (рис. 1) [5].

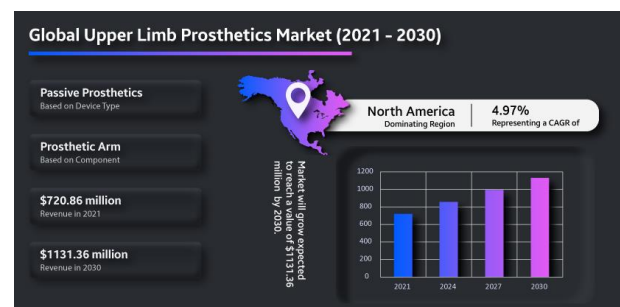


Рис. 1. Глобальний ринок протезування верхніх кінцівок

Прогнозована кількість протезів за видами наведена на рис. 2.

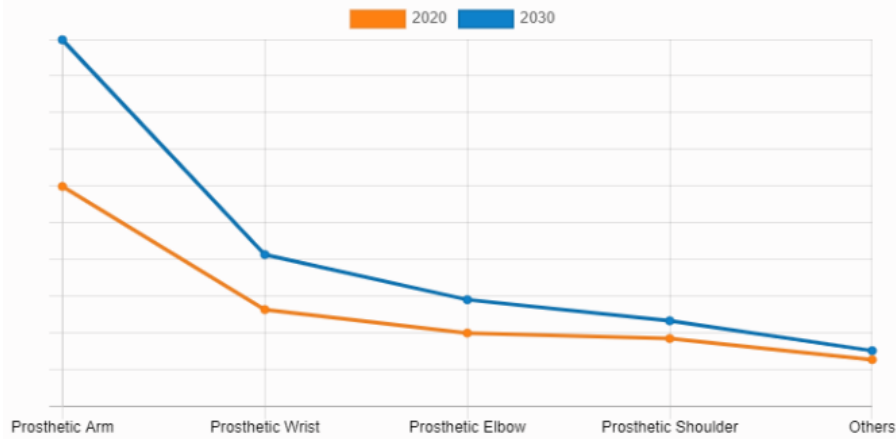


Рис. 2. Популяції протезів верхніх кінцівок

Наразі існують декілька типів протезів серед яких можна визначити наступні: тягові; міоелектричні, гібридні, косметичні, спеціальні. Серед існуючих типів зупинимося на міоелектричних, оскільки саме цей тип протезу буде розроблятися в подальшому [6, 7]. Міоелектричний або електроміографічний протез керується електричними сигналами, що генеруються м'язами залишкової частини кінцівки, або електроміографічними (ЕМГ) сигналами [8]. Протези на основі ЕМГ працюють шляхом вимірювання електричної активності м'язів, яка виникає під час руху або ж напружень м'язів.

Розробка сервісу

Для проектування сервісу розумного протезу потрібно мати в озброєнні зручне і багатофункціональне середовище розробки та моделювання. У якості середовища, що пропонує потужну гнучку платформу та має в собі широкий діапазон обладнання для розробки сервісу було обрано Proteus 8. Наступним етапом було визначення платформи та мікроконтролера для сервісу. Серед можливих варіантів розглядалися платформи Arduino, Raspberry Pi, ESP32 та stm32.

Через економічні обмеження та досвід авторів було обрано платформу Arduino. Головними її перевагами є зручний інтерфейс програмування, велика кількість фахівців та підтримка доволі широкого спектру мікроконтролерів. Крім того Arduino підтримує багато мов програмування, що дозволяє швидко та ефективно створювати програми для управління різними пристроями.

При розгляді модельного ряду Arduino, було розглянуто Uno, Mega та Nano. Однак вибір впав саме на модель Nano, через її доступність та малі розміри. Зображення використаної платформи наведено на рис. 3.



Рис. 3. Зображення платформи Arduino Nano

Після вибору основних компонентів було визначено узагальнений алгоритм сервісу, який зображено на рис. 4 [9].

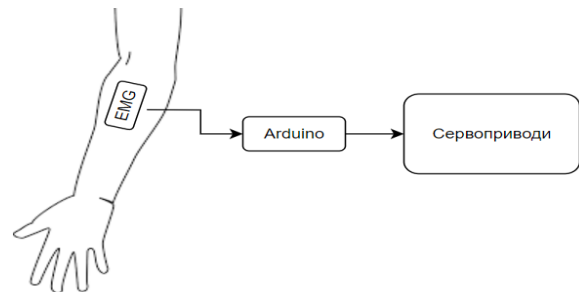


Рис. 4. Узагальнений алгоритм сервісу

При розгляді існуючих моделей ЕМГ датчиків було знайдено проблему – це їх зависока ціна з урахуванням що основна концепція розробки – бюджетний виріб. Використовуючи середовище Proteus та обраний операційний підсилювач LM324n було розроблено схему ЕМГ датчику представлено на рис. 5.

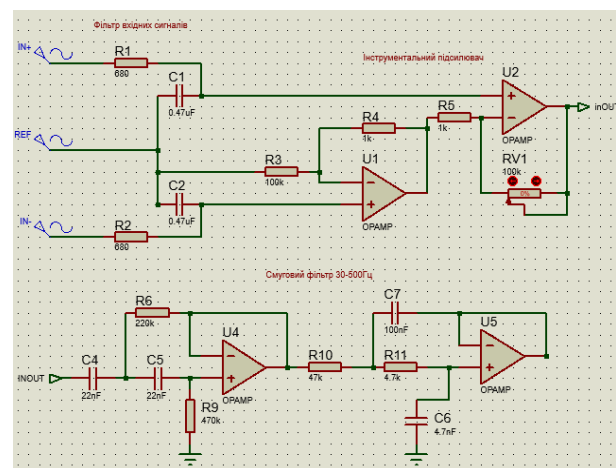


Рис. 5. Схема ЕМГ датчику

Після отримання сигналів з електродів вони проходять фільтрацію аби уникнути небажаних височастотних шумів. Оскільки сигнали поверхневої ЕМГ існують в діапазоні не вище 500Гц, на вході стоїть фільтр низьких частот (ФНЧ) з саме такою частотою зрізу.

Далі отриманий сигнал проходить етап підсилення. Тут реалізовано схему інструментального підсилювача з потенціометром, що забезпечує коефіцієнт підсилення датчику від 2 до 1000. І вже після підсилення сигнал піддається основній фільтрації, аби відокремити саме частоти ЕМГ сигналу (30-500Гц). Фільтр реалізовано на основі топології Баттерворта 4-го порядку.

Узагальнена блок схема алгоритму роботи програми мікроконтролера сервісу розумного протезу представлена на рис. 6.

Після запуску та ініціалізації необхідних змінних програмне забезпечення (ПЗ) зчитує сигнал з виходів ЕМГ-датчика. Потім цей сигнал проходить через етапи дискретизації та додаткової фільтрації, використовуючи спеціальний цифровий фільтр. а саме Баттерворта 4-го порядку, із смугою пропуску 30-500 Гц. Після цього ПЗ визначає максимальний сигнал для подальшого використання при визначенні, чи виконувати рух (стиснення/розслаблення). Рух відбувається за умов, коли користувач напружує м'язи на 2/3 від максимального значення. Окрім цього, використовуються булеві змінні для більш чіткої роботи виробу. Схема під'єднання ЕМГ сигналу після фільтрації та управляючих сервоприводів протезу до мікроконтролера представлена на рис. 7.

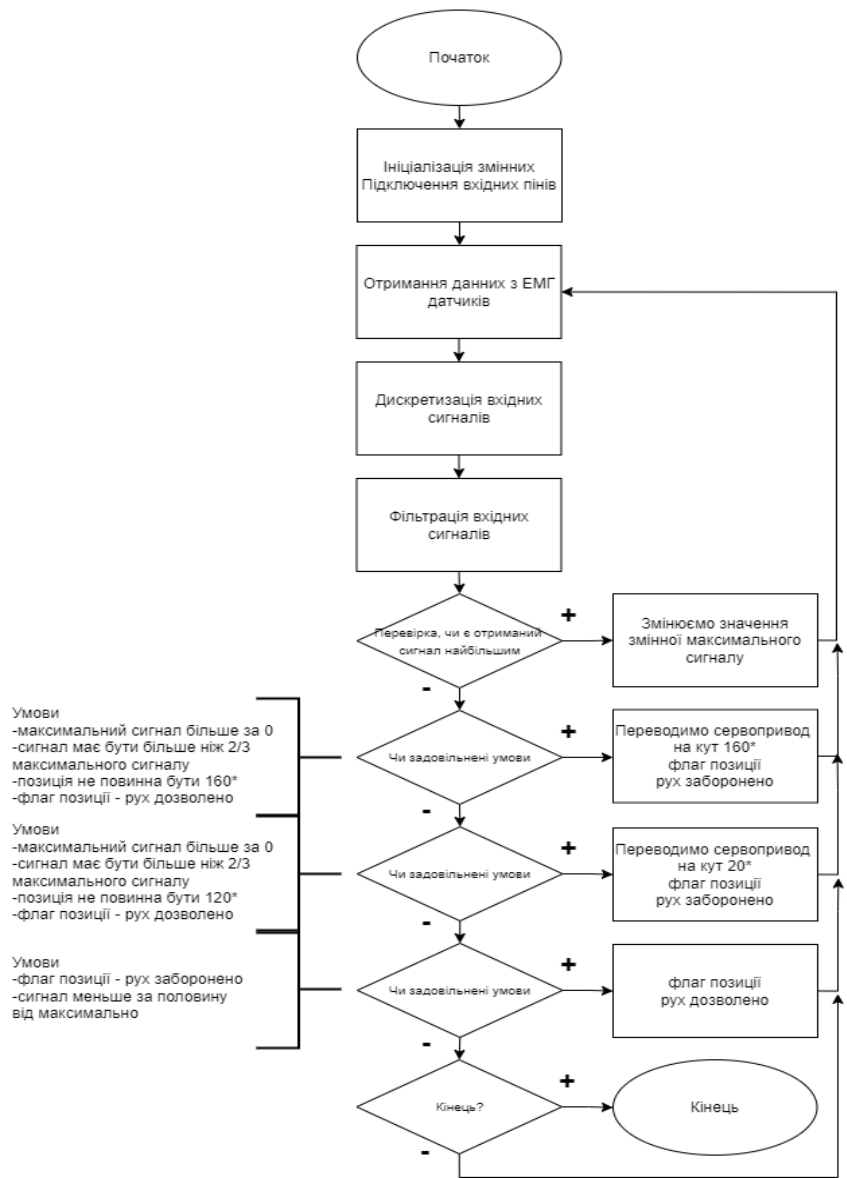


Рис. 6. Узагальнена блок схема алгоритму роботи програми мікроконтролера

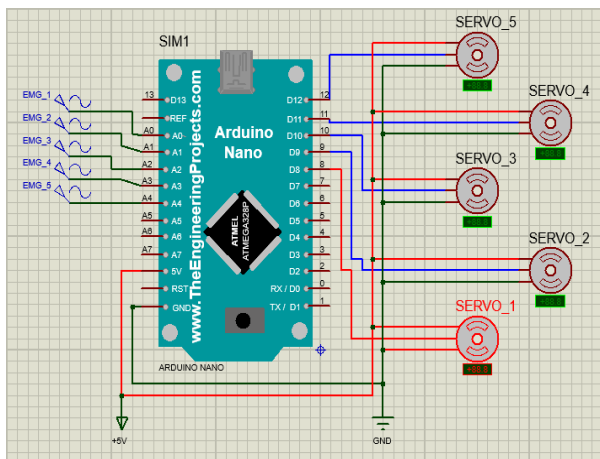


Рис. 7. Схема під'єднання ЕМГ сигналу та управляючих сервоприводів до мікроконтролера

Дослідження розробленого сервісу

Дослідження працездатності розробленої версії сервісу розумного протезу проводилось як для його

електронної так і для фізичної моделі. Електронне моделювання проводилось в середовищі Proteus 8.

Перевірка роботи ЕМГ датчика моделювалась на схемі представлений на рис. 5. А саме, перевірялась можливість забезпечення підсилення корисного сигналу у полосі 30-500Гц у діапазоні від 100 до 1000 разів. Для цього на входи IN+,IN- подавалися синусоїдальні сигнали амплітудами 0.2 та 0.1 V, значення REF дорівнювало 0 оскільки цей контакт використовувався як еталонний для схеми.

Під час тестування фільтру на його вхід подавалися сигнали різної частоти на входах датчика. Очікувалось, що сигнали які виходять за заданий діапазон пропуску будуть послаблятися. Результат дослідження наведено на рис. 8.

На рис. 8 жовтим кольором позначений сигнал IN+, червоним – IN-, та зеленим – inOUT сигнал. Бачимо очікуваний результат, тобто значне послаблення сигналу (до 1000 разів) на частотах 20 Гц та 550 Гц, відносно сигналів що знаходяться у полосі пропускання (40 Гц та 490 Гц).

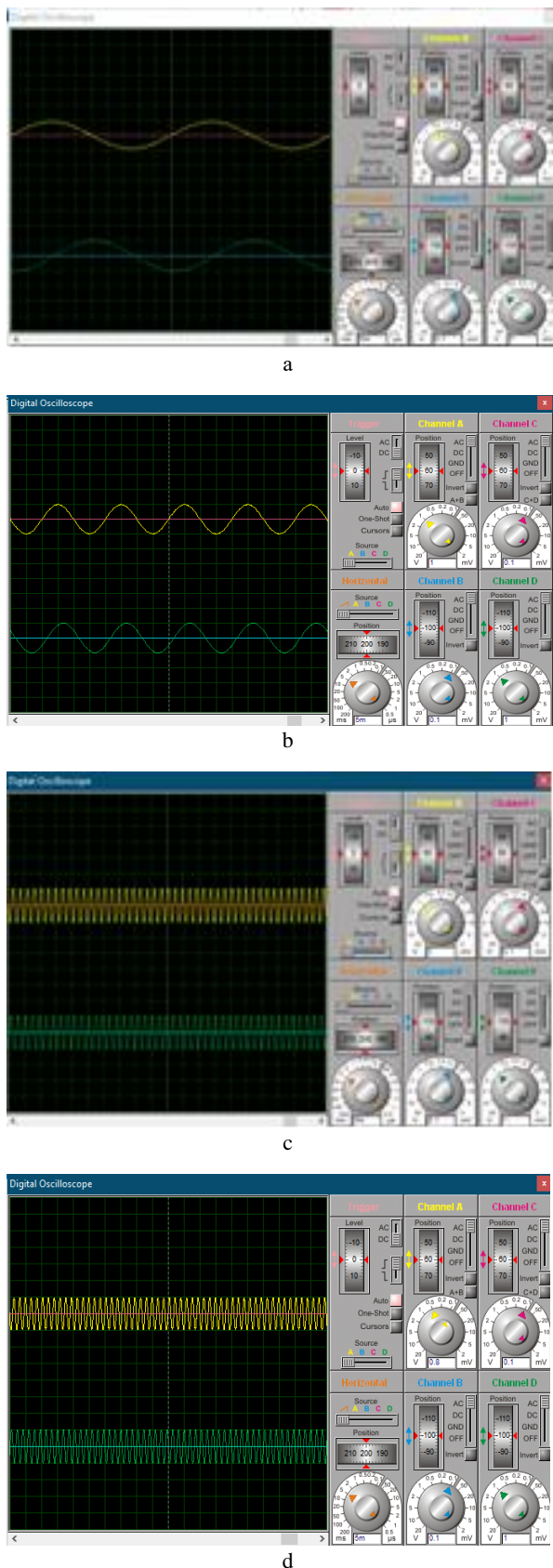


Рис. 8. Результат роботи фільтру з частотами (а – 10 Гц, б – 40 Гц, с – 490 Гц, д – 550 Гц)

Окрім цього помічено значний зсув сигналу через погану ФЧХ використовуваних фільтрів, що стане предметом додаткових досліджень на реальній схемі у майбутньому.

Також було проведено тестування розробленого ПЗ сервісу, що реалізувало запропонований алгоритм (рис. 6). Під час його тестування було використано схему представлену на рис. 7. Дослідження проводилось у наступному порядку:

а) сервопривод встановлюється в положення 60 градусів та виводиться повідомлення про початок роботи;

б) отримуємо сигнал, зчитуємо максимальне значення після чого записуємо його у змінну;

с) отримані сигнали порівнюються зі значенням $2/3$ від максимального значення сигналу, після чого якщо отриманий сигнал більше, відбувається дія “стискання”, результат відображається не тільки у віртуальному терміналі, а й на самих сервоприводах;

д) після цього існуюча змінна флагу положення набуде стану “рух заборонено”, мікроконтролер буде чекати послаблення сигналу, а саме до позначки в половину від максимального сигналу, після чого флаг положення змінить на стан “рух дозволено”;

е) після того як флаг положення матиме стан “рух дозволено” відбудеться алгоритм схожий то пункту «б», однак тепер буде фігурувати ще й змінна положення котра не дозволить виконати дію “стискання” повторно;

ф) після виконаного пункту «е» відбудеться повторне виконання пункту «д» і далі пункту «с».

Загалом очікується наступний порядок дій:

a -> b -> c -> d -> e -> d -> c -> d -> e;

Однак також зазначимо що в будь який момент користувач може посилити отримуваний на мікроконтролер сигнал і тоді дія “b” повториться. Наприклад:

a -> b -> c -> d -> b -> e -> d -> c -> d ->

На практиці розглянемо лише 1-й варіант, оскільки всі інші будуть базуватись за ньому.

Результат моделювання роботи схеми для цього варіанту для кожного із зазначених пунктів приведено на рис. 9.

Аналіз наведених результатів моделювання показує, що всі визначені елементи роботи алгоритму роботи сервісу (рис. 6) відпрацьовуються на електронній моделі у повному обсязі.

Також було проведено натурне моделювання ключових елементів сервісу розумного протезу. В процесі натурального моделювання роботи ЕМГ та ПЗ сервісу замість плати Arduino Nano було використано її більш розвинутий аналог Arduino Mega, а роботу сервоприводів імітували світлодіоди.

Під час дослідження працездатності було відтворено схему ЕМГ датчику (рис. 5) на реальних компонентах. Елементи датчику знаходились на макетній платі (рис. 10).

До цієї схеми було додано електроди (рис. 11) які фіксуються на руці користувача (рис. 12).

Після запуску макету було виконано напруження м’язів, в результаті на екрані персонального комп’ютера отримали графік зміни амплітуди міосигналу (рис. 13).

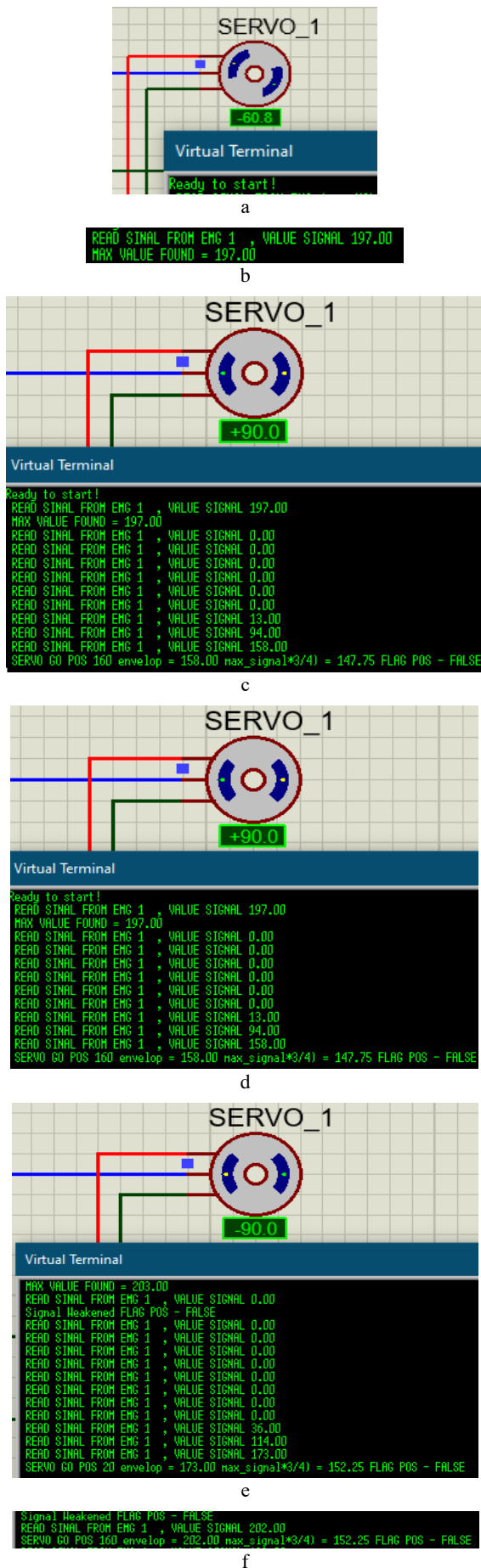


Рис. 9. Результат тестування роботи сервісу із сервоприводом

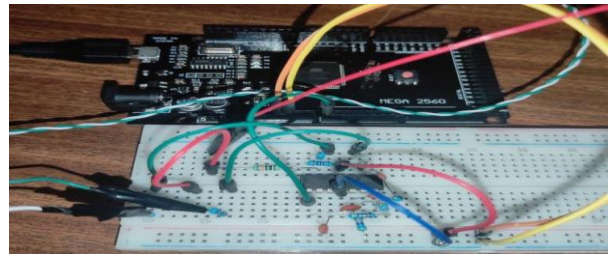


Рис. 10. ЕМГ датчик на макетній платі

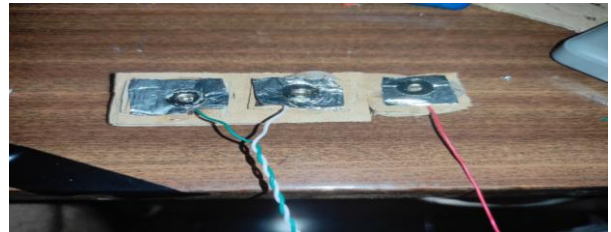


Рис. 11. Зображення електродів (зелений – «+», білий – «-», червоний – «REF»)



Рис. 12. Зображення електродів на руці користувача (а – контакти «+» та «-», б – контакт «REF»)

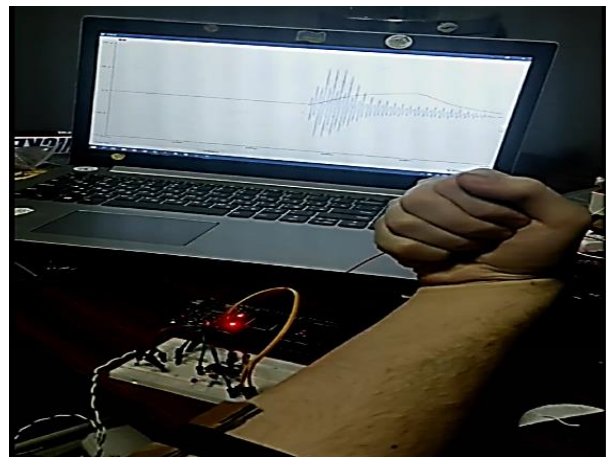


Рис. 13. Зміна амплітуди міосигналу під час напруження м'язів руки

Аналіз отриманих результатів із відомими [10, 11] показав, що змодельований пристрій працює як і очікувалось. Також було проведено дослідження працездатності основного алгоритму (рис. 6) розробленого ПЗ на натурній моделі. Перевірялася зміна порядку горіння світлодіодів (імітують роботу сервоприводів) в залежності від напруження м'язів руки. В результаті дослідження отримали, що напруження м'язів призводить до зміни порядку горіння світлодіодів (рис. 14) у повній відповідності до отриманих результатів електронного моделювання тестування роботи сервісу із сервоприводом (рис. 9).

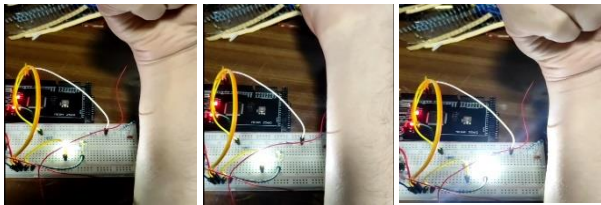


Рис. 14. Зміна порядку горіння світлодіодів у результаті тестування ПЗ мікроконтролера

Висновки та перспективи подальших досліджень

В ході виконання даної роботи, була виконана розробка та дослідження сервісу розумних протезів.

Було розроблено гнучкий в налаштуванні власний ЕМГ датчик, що має пропускі характеристики які відповідають нормам електроміографії та регульований коефіцієнт підсилення від 2 до 1000.

Створений алгоритм ПЗ сервісу дозволяє користувачу за допомогою короткого напруження виконувати дії стискання/розтискання пальців протеза з використанням сервоприводів.

Розроблений продукт було досліджено на електронній моделі за допомогою середовища Proteus 8, а також на фізичній моделі, використовуючи реальні компоненти. Результатом цього тестування було підтвердження функціональності розробки.

В ході дослідження було виявлено також декілька недоліків розробки пов'язаних з особливістю фільтрації міосигналів, які разом із технологіями штучного інтелекту [12, 13] стануть напрямком подальшого покращення продукту.

Загалом, дана робота має безсумнівний позитивний внесок у розвиток медичних технологій та може бути використана для подальшого вдосконалення біонічних протезів.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Types of prostheses: cosmetic, myoelectric, self-powered. – Pohlig GmbH [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.pohlig.net/en/types-of-prostheses-finger-hand-arm>.
2. Igual C. Myoelectric Control for Upper Limb Prostheses. / C. Igual, L. A. Pardo, J. M. Nahne, J. Igual // Electronics. – 2019. – Vol. 8. – Iss. 11. – Article no 1244. DOI: <https://doi.org/10.3390/electronics8111244>
3. Jiang N. Myoelectric Control of Artificial Limbs– Is There a Need to Change Focus? / N. Jiang, S. Dosen; K.-R. Muller, D. Farina // IEEE Signal Processing Magazine. – 2012. – Vol. 29, Iss. 5. – P. 152-160. DOI: <https://doi.org/10.1109/MSP.2012.2203480>
4. Upper Limb Prosthetics Market Size, Trends. Global Growth 2030. Global Market Research Company. – Strategic Market Research. URL: <https://www.strategicmarketresearch.com/market-report/upper-limb-prosthetics-market>.
5. Upper Limb Prosthetics Market Size | Growth Prediction - 2030. – Allied Market Research [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.alliedmarketresearch.com/upper-limb-prosthetics-market-A12065>.
6. Наймитенко С. І. Розробка сервісу для розумного протезу / С. І. Наймитенко, А. О. Подорожняк // Інформаційні технології: наука, техніка, освіта, здоров'я: Тези доповідей XXX МНТК MicroCAD-2022. Харків: НТУ “ХПІ”. – С. 903.
7. Наймитенко С. І. Апаратно-програмний сервіс для розумного протезу / С. І. Наймитенко, А. О. Подорожняк // Інформаційні технології: наука, техніка, освіта, здоров'я: Тези доп. XXXI МНТК MicroCAD-2023, Харків: НТУ “ХПІ”. С. 1125.
8. Henson A. Introduction to Myoelectric Prostheses. Redefining Possibility – Arm Dynamics [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.armdynamics.com/upper-limb-library/introduction-to-myoelectric-prostheses>.
9. Наймитенко С. І. Розробка та дослідження сервісу для розумного протезу / С. І. Наймитенко, А. О. Подорожняк // Збірник наукових праць за матеріалами XV Всеукраїнської науково-практичної конференції «Актуальні проблеми комп'ютерних наук АПКН-2023». 17-18 листопада 2023 року – Хмельницький: ХНУ, 2023. – С. 209-212.
10. Ever A. EMG sensor – Hackaday.io, 04.12.2018 [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://hackaday.io/project/113338-publys-an-open-source-biosensing-board/log/143756-emg-sensor>.
11. Simple Dry Electrode EMG for Arduino. – Autodesk Instructables [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.instructables.com/Simple-Dry-Electrode-EMG-for-Arduino/>.
12. Kadhim D.A. Comparative analysis of machine learning algorithms on myoelectric signal from intact and transradial amputated limbs / D.A. Kadhim, M.N. Raheema, J.S. Hussein // IAES International Journal of Artificial Intelligence. – 2023. – Vol. 12. – Iss. 4. – P. 1735–1743. DOI: <https://doi.org/10.11591/ijai.v12.i4.pp1735-1743>.
13. Parzhin Y. Detector neural network vs connectionist ANNs / Y. Parzhin, V. Kosenko, A. Podorozhniak, O. Malyeyeva, V. Timofeyev // Neurocomputing. – 2020. – Vol. 414. – P. 191 – 203. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2020.07.025>.

Received (Надійшла) 23.09.2023

Accepted for publication (Прийнята до друку) 29.11.2023

Development and research of a service for upper limbs smart prosthesis

A. Podorozhniak, S. Naimytenko

Abstract. The object of research of this work is the process of functioning of a smart prosthesis controlled by a microprocessor. The purpose of this work is to research the service for a smart prosthesis of the upper limbs. The main task of this research is the analysis of analogs of existing prostheses on the market, the choice of the type of prosthesis for development and research, the selection of the development and modeling environment, platform and microcontroller, the software implementation of the algorithm of the prosthesis and the study of the electronic and live service model for a smart prosthesis using myoelectric sensors. As a result of the study of existing analogues, certain problems were identified and ways to solve them were found. The selection of components was carried out in accordance with the task. Development and testing of the developed service was carried out based on virtual and real-life simulation. The prospects of the developed service were determined and the great potential of the proposed development was revealed to facilitate the life of people who for certain reasons do not have functioning upper limbs and are financially limited in prosthetics.

Keywords: smart prosthesis, microcontroller, modeling, software implementation, myoelectric sensor.