

Ремез М.О.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Губар В.Г.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ВИРІШЕННЯ ПРОБЛЕМ ФІЛЬТРУВАННЯ ТА ОБРОБКИ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ

У роботі розглянуто підходи до вимірювання та обробки електроміографічного сигналу м'язів людини. Оцінено сучасні рішення, їх переваги та недоліки з урахуванням впливу шумів, що спричинені зовнішніми факторами.

Історія протезування налічує тисячі років, починаючи від дерев'яних кінцівок і залізних рук, що використовувалися в давнину, до сучасних біонічних протезів, які здатні імітувати складні рухи. Сьогодні біонічні протези забезпечують значно вищий рівень функціональності та комфорту, але їх ефективність напряму залежить від точності та надійності датчиків, що вимірюють електроміографічні сигнали.

Актуальність теми полягає в покращенні методів фільтрації та зменшенні шумів на етапі аналогового вимірювання і підсилення сигналу, що дозволяє точніше відстежувати активність певного м'язу або групи м'язів для подальшого використання у біонічних протезах. Це дозволить покращити користувацький досвід та прискорити адаптацію до нових кінцівок.

Запропоновано використання електричних компонентів цивільного призначення на основі мікроконтролера STM32F411 та аналогового інтерфейсу MCP3912. Основною метою є створення системи, яка забезпечить точне та надійне вимірювання електроміографічних сигналів з мінімальним рівнем шумів, що сприятиме ефективнішому використанню біонічних протезів.

Детально розглянуто технічні аспекти побудови системи, включаючи вибір компонентів, методи фільтрації та алгоритми обробки сигналів. Проводився аналіз можливих джерел шуму та їх вплив на якість сигналу.

У підсумку, у статті надано комплексний огляд сучасних підходів та запропоновано рішення для підвищення точності вимірювання електроміографічних сигналів. Застосування запропонованих методів та компонентів дозволить створити високоефективну систему для використання у біонічних протезах, що значно покращить якість життя людей з втраченими кінцівками.

Ключові слова: електроміографічний сенсор, ЕМГ, STM32, MCP3912, INA350, мікроконтролер.

Постановка проблеми. Протезування відносно давно виконується людством для забезпечення щоденних потреб людей з обмеженими можливостями. Однак активний розвиток напівпровідникової індустрії надає нові можливості протезуванню шляхом створення біонічних протезів, які складаються з електроміографічних сенсорів, що дозволяють імітувати рухи неіснуючих кінцівок на основі скорочення м'язів, що залишились. Основним способом комунікації між людиною та протезом слугують електроміографічні сенсори. У зв'язку з поточною ситуацією попит на даний вид протезів все більше зростає, оскільки вони надають новий користувацький досвід та комфорт, скорочують час на адаптацію та надають більшу свободу рухів.

Електроміографічний сигнал є біомедичним сигналом, тобто біологічного походження, що

представлений у вигляді фізичної зміни електричного характеру органу, що нас цікавить, в даному випадку це людський м'яз. Під час скорочення м'язу, він генерує електричний сигнал, який далі зчитується датчиками. Основна проблема полягає у тому, що сигнал проходить через кілька шарів біологічних тканин, такі як: шкіра, м'язова та жирова тканини, кістки та інше, що накладає додаткового шуму. Окрім того, амплітудно-часова характеристика сигналу не є однаковою для різних типів м'язів та, тим паче, для різних людей, оскільки він залежить від анатомо-фізіологічних особливостей конкретного індивіду.

На шляху проходження сигналу до електродів окрім внутрішнього накладання сигналів з різних м'язів та накладання шумів біологічного походження, певною мірою впливає зовнішній шум середовища. Оскільки в 21 столітті прак-

точно усюди є мережа живлення змінного струму 220 В, а людське тіло будучи провідником є антеною, необхідно враховувати накладання зовнішнього шуму частот 50 або 60 Гц на корисний вимірювальний сигнал.

Як згадувалось вище, шуми є великою проблемою для вимірювання електроміографічного сигналу. Шуми здатні достатньо спотворити сигнал, що призведе до погіршенню взаємодії між протезом та людиною і, в результаті, бажані рухи будуть відтворюватися не з очікуваною точністю. Крім цього, також великою проблемою виступає спосіб зняття самого сигналу з м'язу. За способом зняття електроди для датчиків поділяють на:

- Інвазійні (голковий електрод, що поглиблюється крізь тканини для прямого зчитування сигналу з м'язів);

- Поверхневі (кріпляться на поверхні шкіри та зчитують сигнал після проходження усіх тканин до поверхні шкіри).

Будь який спосіб зняття сигналу має свої недоліки та переваги, однак від нього залежить подальший вид вимірювання та обробки сигналу.

Аналіз останніх досліджень і публікацій. На даний момент широко застосовуються обидва способи зняття сигналу. Для точного вимірювання електроміографічного сигналу застосовують інвазійні електроди. Приклад медичного міографу M-TEST 4[1] представлено на рис. 1. Прилад підтримує як поверхневе так і інвазійне зняття електроміографічного сигналу. Такі міографи використовуються у медицині переважно для перевірки м'язової активності.

Основним недоліком інвазійних електродів є неможливість їх довготривалого використання, оскільки електроди занурюють у м'яз крізь шкіру – використання є доволі неприємним процесом та існує велика ймовірність, що під час рухів голка може зламатися і нашкодити здоров'ю. Тому даний тип електродів не підходить для їх використання у протезуванні.

Більшість пристроїв, що застосовуються у медицині є хоч і досить точними, проте доволі габаритними, що унеможливує їх використання у складі протезів.

Однак застосування поверхневих електродів, дозволяє безпечніше та комфортніше знімати сигнал, оскільки самі електроди лише контактують зі шкірою. Серед найпопулярніших варто відмітити "uMyo" [2] (рис. 2).

З основних переваг даного сенсору, є його портативність, малі розміри та можливість бездротової передачі даних. Наявність акселерометру та



Рис. 1. Медичний міограф для використання з інвазійними електродами M-TEST 4



Рис. 2. Зображення датчику "uMyo"



Рис. 3. Датчик "MyoWare"

гіроскопу дозволяють співставляти рухи та електроміографічний сигнал, що може бути корисним при його дослідженні. Основним недоліком датчику слід відмітити відсутність будь-якої обробки сигналу та виключно бездротову передачу даних. У зв'язку з цим датчик "uMyo" має лімітоване використання для протезування.

Також на ринку існують і більш підходящі аналоги для використання у складі біонічних протезів, такі як датчик "MyoWare"[3] (рис. 3).

На відміну від “uMuo” даний сенсорний датчик має провідний тип передачі даних та містить режекторні фільтри для фільтрування шумів від мереж 220 В. Його компактність дозволяє вбудовувати цей датчик безпосередньо у біонічних протез. З недоліків даного сенсору є аналоговий вихід та відсутність цифрової обробки даних.

Постановка завдання. Проаналізувавши існуючі рішення, можливості та їх недоліки можна зробити висновок, що усі існуючі пристрої є виключно моніторинговими, для спостереження активності. Це не дозволяє їх використання як складових у протезуванні. Так як у протезах зазвичай більшу частину місця займають двигуни та акумулятори, необхідно, щоб електроміографічні сенсори займали якомога менше місця. Оскільки сигнал після електродів є дуже слабким, потрібно передбачити екранування, що дозволить істотно зменшити вплив зовнішніх шумів на вимірювальний сигнал. З метою збереження малих розмірів та точності вимірювального сигналу пропонується наступне:

- Використання мікроконтролеру для фільтрації сигналу та подальшої його передачі;
- Використання провідної цифрової переді даних до модуля керування;
- Використання інтегральних мікросхем з керованим коефіцієнтом підсилення, що дозволить враховувати анатомо-фізіологічні особливості.

Виклад основного матеріалу. Наявні рішення покладаються на подальшу обробку сигналів, в тому числі і його фільтрування. В статті пропонується унікальний підхід, що полягає у використанні підсилювача з керованим коефіцієнтом під-

силення та цифрову обробку сигналу на самому датчику. Такий підхід дозволить пришвидшити розробку нових біонічних протезів дозволить їх використання у людей з різними фізіологічними потребами, що покращить користувацький досвід та швидкість адаптації.

Оскільки для протезування використовуються поверхневі електроди, варто враховувати, що сигнал проходитиме через роговий шар шкіри, опір якого є досить високим та може сягати кількох МОм, а отже необхідно підсилити слабкий сигнал з високим внутрішнім опором. Тому для вимірювання сигналу з електродів пропонується використовувати інструментальні підсилювачі [4], наприклад INA350. Інструментальні підсилювачі мають високий вхідний опір, що дозволяє їх застосувати для вимірювання сигналів з високим внутрішнім опором. Обраний підсилювач дозволяє перемикає коефіцієнт підсилення між 30 та 50 – це вирішує проблему фізіологічних особливостей. Вихідний сигнал з підсилювача пропонується подати на вхід до аналогового інтерфейсу MCP3912, що розроблявся для використання у медичній техніці, в тому числі для вимірювання сигналів біологічного походження. Він містить в собі підсилювачі з керованим коефіцієнтом підсилення та аналогово-цифровий перетворювач, структурну схему підключення зображено на рисунку 4.

Для вирішення проблем з зовнішніми шумами пропонується застосування пасивного електроду правої ноги [6]. Завдяки додатковому електроду, підсилення сигналу з основних електродів відбувається відносно потенціалів на шкірі, що дозволяє істотно зменшити шуми, викликані зовнішніми факторами, включаючи мережу 220 В.

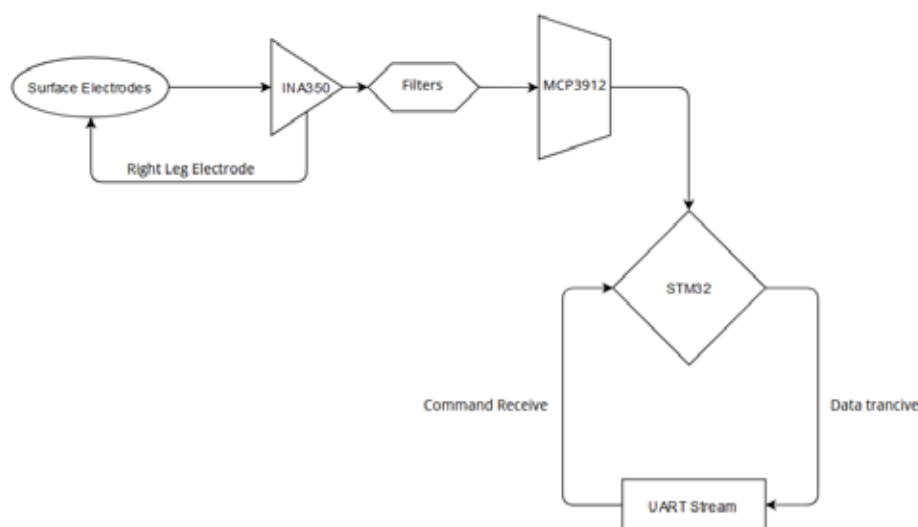


Рис. 4. Структурна схема пристрою

Для цифрової фільтрації сигналу пропонується використання Вейвлет перетворення [5]. На відміну від класичних перетворень Фур'є, результатом яких є амплітудно-частотна характеристика сигналу, Вейвлет перетворення дозволяє вирізнити сигнал певної частоти, зберігаючи при цьому зміну амплітуди у часі. Таким чином можна чітко вирізнити окремі імпульси сигналу та час між ними, що, в свою чергу, дозволяє зберегти інформацію про час скорочення та розслаблення м'язу.

Дискретне Вейвлет перетворення для одного типу хвилі описується формулою:

$$T_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\psi_{m,n}(t)dt, \quad (1)$$

де m, n – коефіцієнти масштабу та часу відповідно, ψ – функція, що описує тип вейвлету для подальшого проходження ним по сигналу.

Для спрощення обчислень пропонується завчасно розрахувати значення Вейвлет функції з урахуванням необхідних робочих частот. Нижче наведено приклад використання дискретного Вейвлет перетворення для виділення сигналу з частотою в 100 Гц, на прикладі імпульсу хвилі Морле, що зображено на рисунку 5.

Для кращого представлення суті перетворення, до змодельованого імпульсу додаємо сигнали з частотами 50, 60 та 1000 Гц у вигляді шуму, щоб зрозуміти як Вейвлет перетворення дозволяє виділяти лише певну частотну область з сигналу. Вид зашумленого сигналу представлено на рисунку 6.

Таким чином після перетворення отримаємо результат, що дуже близький до початкового сигналу, однак на початку та кінці імпульсу можна побачити спотворення. Вид сигналу після Вейвлет перетворення зображено на рисунку 7.

Використання даного цифрового перетворення, дозволяє виділення певних частот з сигналу для подальшого його аналізу, з мінімальними спотворенням і втратами, та збереженням амплітудної характеристики у часі. Це дозволяє спростити подальший аналіз для отримання кількісної силової характеристики м'язу.

Висновки. У статті розглянуто існуючі методи зняття електроміографічного сигналу з людського м'язу та підходи до проектування сенсорів для подальшого їх використання у біонічних протезах. Також проаналізовано основні складнощі та запропоновано рішення для їх мінімізації або повного усунення. На основі цього пропонується розробити електроміографічний сенсор з використанням дрової цифрової передачі даних з попередньою цифровою обробкою сигналу, що виконуватиметься

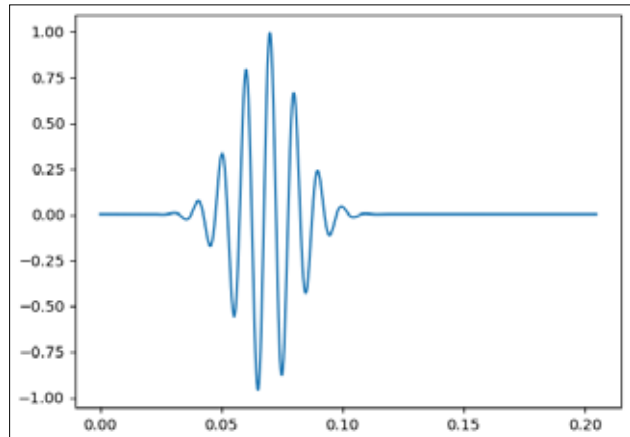


Рис. 5. Вид змодельованого імпульсу з частотою в 100 Гц

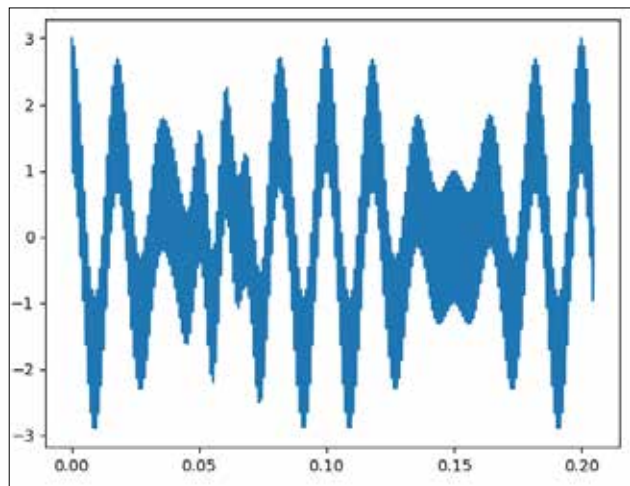


Рис. 6. Вид змодельованого імпульсу з додатковим шумом

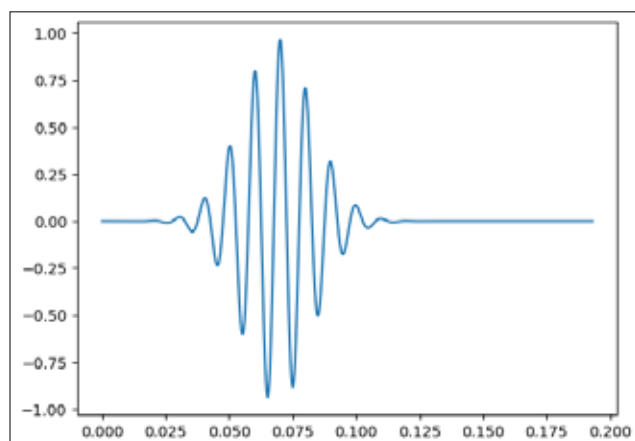


Рис. 7. Вид сигналу після Вейвлет перетворення

на основі дискретного Вейвлет перетворення. Це дозволить зберегти часову інформацію про кожен імпульс в певних частотних діапазонах.

Таким чином запропоновано новаторський підхід до проектування електроміографічних сенсорів, які дозволяють спростити подальші етапи обробки сигналів та покращити користувацький досвід і швидкість адаптації до нових протезів. Це відбувається

завдяки істотному зменшенню шумів, спричинених зовнішніми факторами і, як наслідок, збереженню важливої амплітудно-часової характеристики сигналу для побудови кращих алгоритмів кількісного визначення сили напруження м'язів.

Список літератури:

1. Електроміограф M-TEST ONE-4. <https://dx-sys.com.ua/uk/p/1348949921-elektromiograf-m-test-one-4/>
2. uMyo – wearable EMG sensor with wet/dry electrodes. <https://www.tindie.com/products/ultimaterobotics/myo-wearable-emg-sensor-with-wetdry-electrodes/>
3. MyoWare Muscle Sensor Kit. <https://learn.sparkfun.com/tutorials/myoware-muscle-sensor-kit/all>
4. Вейвлет. <https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%92%D0%B5%D0%B9%D0%B2%D0%BB%D0%B5%D1%82>
5. Giga-Ohm High-Impedance FET Input Amplifiers for Dry Electrode Biosensor Circuits and Systems. CRC press In book: *Integrated Microsystems: Electronics, Photonics, and Biotechnology*. 2011. P. 165–194. DOI:10.1201/b11205-8.
6. Improving Common-Mode Rejection Using the Right-Leg Drive Amplifier. https://www.ti.com/lit/an/sbaa188/sbaa188.pdf?ts=1716854077349&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F

Remez M.O., Gubar V.G. RESEARCH AND SOLUTION OF PROBLEMS OF FILTERING AND PROCESSING OF ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS

This paper discusses approaches to measuring and processing electromyographic signals of human muscles. Modern solutions, their advantages and disadvantages are evaluated, taking into account the influence of noise caused by external factors.

The history of prosthetics goes back thousands of years, from wooden limbs and iron hands used in ancient times to modern bionic prostheses that can simulate complex movements of human limbs. Today, bionic prostheses provide a much higher level of functionality and comfort, but their effectiveness directly depends on the accuracy and reliability of the sensors that measure electromyographic signals.

The relevance of the topic is to improve filtering methods and reduce noise at the stage of analog measurement and signal amplification, which allows for more accurate tracking of the activity of a particular muscle or muscle group for further use in bionic prostheses. This will improve the user experience and speed up adaptation to new limbs.

We propose to use civilian electrical components based on the STM32F411 microcontroller and the MCP3912 analog interface. The main goal is to create a system that will provide accurate and reliable measurement of electromyographic signals with minimal noise, which will contribute to the more efficient use of bionic prostheses.

The technical aspects of the system design, including the selection of components, filtering methods, and signal processing algorithms, are discussed in detail. Possible noise sources and their impact on signal quality are analyzed. The process of calibration and testing of the system is described, in particular, under various operating conditions.

In summary, the paper provides a comprehensive overview of current approaches and offers a proprietary solution to improve the accuracy of electromyographic signal measurement. The application of the proposed methods and components will create a highly efficient system for use in bionic prostheses, which will significantly improve the quality of life of people with lost limbs.

Key words: *electromyographic sensor, EMG, STM32, MCP3912, INA350, microcontroller.*