

УДК 621.391

А.В. Савчук, А.О Попов, канд. техн. наук

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
вул. Політехнічна, 16, Київ, 03056, Україна.

Багатоканальна безпроводна електронна система реєстрації сигналу поверхневої електроміограми

У цій статті розглянуто розробку мікроелектронної системи реєстрації сигналу поверхневої міографії на основі інструментального підсилювача, фільтрів, блоку реєстрації з використанням безпроводної технології Bluetooth та створення відповідного програмного забезпечення. Розглядаються також нейрофізіологічні основи, техніка реєстрації поверхневої електроміограми, огляд конструкцій електродів та сучасні тенденції розробки активних електродів. Описано комплекс робіт з розробки і виготовлення багатоканальної мікроелектронної системи. Розроблено спеціальне програмне забезпечення для фільтрації отриманих даних. Проведено апробацію безпроводної системи реєстрації сигналу, проаналізовано отримані з використанням багатоканальної мікроелектронної системи сигнали. Результати включають виміряні сигнали поверхневої електроміограми та їх амплітудно-частотний аналіз. Одержані результати можуть бути використані для медичної діагностики, спортивних досліджень, протезування та інтерфейсу людина-комп'ютер. Бібл. 12, рис 7.

Ключові слова: ЕМГ; поверхнева електроміографія; Bluetooth.

Вступ

Електроміографія як метод дослідження функціонального стану органів руху ґрунтується на реєстрації електричних процесів у м'язах шляхом запису, обробки та аналізу потенціалів дії м'язових волокон, які змушують м'яз скорочуватися, і є перспективним шляхом вирішення діагностичних задач, виявлення патологічних процесів, біоелектричного протезування. Сигнали електроміограм (ЕМГ) також активно використовують під час відновлення порушеної рухової функції в ортопедії і протезуванні. Системи реєстрації сигналу поверхневої ЕМГ є незамінною частиною сучасної медичної діагностики опорно-рухового апарату. ЕМГ є одним із найбільш об'єктивних та інформативних методів дослідження функціонального стану периферичної нервової системи [1].

Принципи техніки відведення та реєстрації сигналу ЕМГ близькі до електроенцефалографії, електрокардіографії та інших електрографічних методів. Реєстрація та подальший аналіз біопотенціалів і ЕМГ є перспективним шляхом вирішення діагностичних задач, виявлення патологічних процесів та спортивних досліджень. В медичній практиці для реєстрації та обробки сигналу ЕМГ використовують спеціалізовані медичні апарати. Для лабораторних досліджень ЕМГ доцільно використовувати багатфункціональні системи збору даних з гнучкою архітектурою апаратної частини та вбудованим інтерфейсом з персональним комп'ютером, що супроводжуються драйверами від виробника та бібліотеками відкритого програмного забезпечення [11].

На основі реєстрації та обробки сигналу поверхневої ЕМГ можна створювати інтерфейси людина-комп'ютер, тобто інженерні рішення, котрі забезпечують взаємодію оператора з керованими ним машинами чи приладами [6,10].

Також слід зазначити, що однією з важливих причин подальшого розвитку даного напрямку реєстрації біопотенціалів є стрімкий розвиток сучасного протезування. На даний момент, велика кількість розробок та серійних моделей біоелектричних протезів, які дають змогу людям що втратили кінцівки, замінити їх на ергономічні та динамічні біоелектричні протези, які, в певній мірі, компенсують ампутовані частини тіла. Керування біоелектричними протезами можливий здійснюватись за допомогою зареєстрованих оброблених сигналів ЕМГ [10]. Даний тип протезування не є широко вживаним в Україні зв'язку з браком фахівців, ознайомих з представленими прогресивними розробками, і низьким рівнем фінансування даної сфери.

Метою даної роботи і розроблення та виготовлення багатоканальної безпроводної системи реєстрації поверхневої ЕМГ, яка реалізує базові принципи отримання сигналу від локомоторної системи людини та створює передумови для подальшого удосконалення та інтеграції такої системи для контролю біоелектричними протезами.

Принципи побудови систем поверхневої ЕМГ

Основна задача поверхневої електроміографії виміряти та не спотворити різницю потенціалів, яка виникає на поверхні шкіри внаслідок активності м'язів. При вимірюванні біопотенціалів виникає ряд специфічних проблем, пов'язаних із низькою амплітудою сигналу, необхідністю використання підсилювачів з високим коефіцієнтом перетворення і високим рівнем послаблення синфазного сигналу, з низькими власними шумами, із специфічним фільтруванням сигналу.

Для багатоканальних систем більш доцільно використовувати електрометр, який вимірює електричний заряд [4]. Оскільки напруга – це різниця електричного заряду між двома точками на поверхні шкіри, то за допомогою кількох електрометрів з'являється можливість вимірювання потенціального поля, яке виникає на поверхні шкіри.

Багатоканальна система реєстрації сигналу поверхневої ЕМГ складається з електродів, вхідного каскаду підсилення, основного підсилювального каскаду для кожного каналу, аналогових фільтрів постійної складової, блоку реєстрації та передачі даних [8, 9]. Основною проблемою для розробника являється високий рівень електромагнітних шумів в навколишньому середовищі та неможливість зручного і якісного екранування, але одночасно із цим, отримані дані потрібно передавати на персональний комп'ютер для подальшої обробки і аналізу. Невирішеною проблемою є те, що розробити електричну розв'язку персонального комп'ютера з низькою прохідною ємністю надзвичайно складно. Для зменшення впливу шумів на вхідний каскад підсилювача вся система повинна мати ефективну електричну розв'язку від мережі змінного струму. Для цього треба зменшити прохідну ємність між приладом і провідними матеріалами, які можуть генерувати в своєму об'ємі електромагнітні шуми за рахунок мережі змінного струму.

Простим способом реалізації такої розв'язки може бути передача даних по радіоканалу [2, 5], яка реалізована в даній роботі. Швидкість передачі буде достатня для високорозрядної багатоканальної системи, що дозволить зробити прилад безпроводним і значно зручнішим у використанні. Така конфігурація системи дозволяє проводити динамічні тести, наприклад, вимірювати генерацію поверхневої ЕМГ під час бігу спортсмена чи проводити моніторинг активності м'язів людини кількох годин чи навіть днів.

Запропонована у даній роботі загальна структура розробленої багатоканальної системи реєстрації сигналу ЕМГ показана на рис. 1.

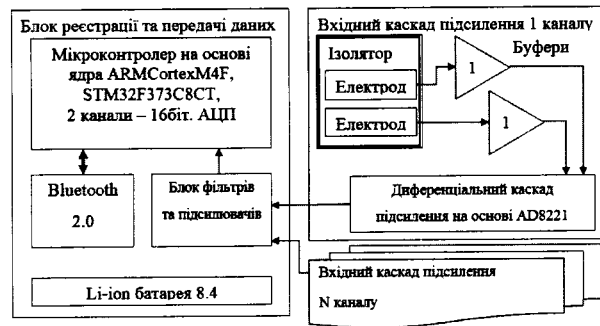


Рис. 1. Загальна структура розробленої системи реєстрації сигналу поверхневої ЕМГ

Особливості вхідного каскаду підсилення

Вхідний каскад підсилення розміщений на текстоліті типу FR-4, покритому тонким шаром міді. З одного боку, на платі методом травлення утворена топологія електродів. Для зменшення струмів витoku навколо кожного з електродів знаходиться ізолюючий бар'єр, який компенсує паразитні струми, що протікають на поверхні плати.

Особливістю даної схеми є те, що на входах інструментального підсилювача (ІП) використовуються буфери. Це пов'язано з тим, що вхідний каскад диференціального підсилювача побудований на біполярних транзисторах, що дозволяє отримати високу симетрію характеристик транзисторів [3]. У даного ІП цього типу можуть використовувати або польовий або біполярний вхід. Використання польових транзисторів дозволяє технологічно задати дуже низькі струми зміщення, високий вихідний опір та низький рівень коефіцієнту ослаблення синфазного сигналу (КОСС), на протипагу біполярним транзисторам. Це пов'язано з тим, що узгодженість польових транзисторів у значній мірі залежить від управління технологічними процесами, а біполярні транзистори мають меншу залежність від самого процесу. Зазвичай, неузгодженість транзисторів викликають великі вхідні зміщення напруги дрейфу, тому в більшості інструментальних підсилювачів використовують біполярний вхідний каскад, жертвуючи низькими струмами зміщення, для досягнення високої лінійності і КОСС.

Для розробленої схеми обрано двохканальний підсилювач AD8662. Даний підсилю-

вач має низьку напругу зміщення – менше

100мкВ, а також низький вхідний струм, який при правильному проектуванні топології друкованої плати не перевищує 1 пА.

При підключенні безконтактних електродів до входу підсилювача високий вхідний струм, який досягає 200 пА, призводить до насичення входів, оскільки вхідний опір підсилювача 1012 Ом. Завдяки використанню буферів з низьким вхідним струмом на вході ІП та спеціально розробленої топології електрода входи підсилювача узгоджують вхідні струми так, щоб вони не призводили до насичення ІП. Будь-який шум на вході буде підсилюватись разом і з корисним сигналом. Враховуючи таку проблему, для даного випадку потрібно використовувати прецизійні буфери з низьким власним шумом.

Плата була виготовлена на основі двохстороннього текстоліту типу FR-4 фірми Vunguard. На обидві сторони плати при виготовленні на заводі нанесена мідь товщиною 35 мкм. Особливістю даного текстоліту є те, що на поверхню мідного покриття за допомогою спеціального обладнання нанесено рівномірний світлочутливий шар позитивного фоторезисту. Топологія друкованої плати показана на рис. 2.

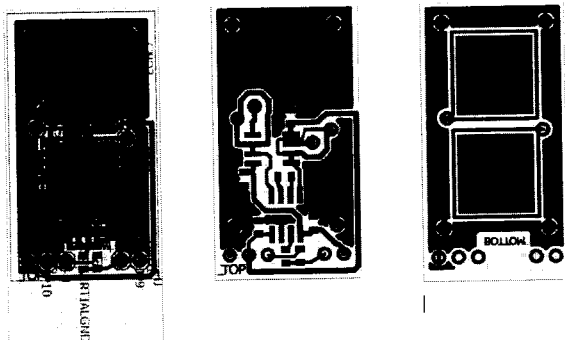


Рис. 2. Топологія друкованої плати вхідного каскаду

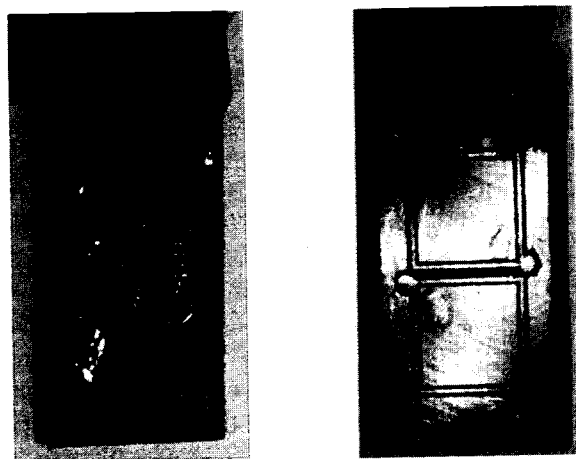


Рис. 3. Зовнішній вигляд вхідного каскаду та диференціальної пари електродів

Розробка та виготовлення блоку реєстрації

Сигнал поверхневої міографії лежить в частотному діапазоні від 5 Гц до 500 Гц (дані межі не є стандартизованими і можуть дещо відрізнятися від зазначених), тому потрібно забезпечити фільтрування сигналу в цьому діапазоні [7].

Початкове фільтрування та підсилення сигналу відбувається на основі аналогового фільтра на операційному підсилювачі (ОП) фірми Analog Devices – AD8662.

Розрахунок фільтрів та підсилювального каскаду відбувається за допомогою вільного програмного забезпечення фірми Analog Devices - AnalogFilterWizardта Instrumentation Amplifier Diamond Plot Tool.

Після підсилення сигнал подається на мікроконтролер фірми STmicroelectronics STM32F373VT8. Для роботи мікроконтролера використовуються: кварцовий генератор на частоті 8 МГц та фільтруючі конденсатори по шині живлення. На основі операційного підсилювача AD8638 реалізована віртуальна земля для аналогових каскадів підсилення та фільтрації.

Плата містить контакти для пайки провідників, які підключаються для модуля Bluetooth. Для передачі даних на модуль використовуються піни Tx та Rx UART2 вибраного мікроконтролера. Також на модуль подається однополярне живлення напругою 3.3 В. Bluetooth модуль перед використанням налаштований на максимальну частоту передачі – 115,2 кБ/с. блок реєстрації представлений на (рис. 4.)



Рис. 4. Блок реєстрації сигналу підсилювача ЕМГ

Програмування блоку реєстрації та передачі даних

Для передачі даних по радіоканалу аналоговий сигнал потрібно оцифрувати і сформувати відповідний пакет, після чого відправити в буфер радіопередавача. Основою блоку, який оцифровує і обробляє інформацію, служить мікроконтролер фірми STMicroelectronics на базі ядра CortexM4F – STM32F373C8 з максимальною частотою 72 МГц. Мікроконтролер містить апаратний одно-канальний 12-бітний АЦП послідовного наближення з можливістю мультиплексування до 8 каналів. Час перетворення аналогового сигналу в цифровий може займати менше ніж 200 нс, що відповідає частоті дискре-

тизації в 5МГц, та є прийнятним для попередньої обробки аналогових сигналів ЕМГ [12].

Однією з особливостей даної лінійки мікроконтролерів є те, що вони мають два диференціальні канали апаратного 16-бітного сигма-дельта АЦП з максимальною частотою опитування 50 кГц з можливістю одночасного вимірювання до 9 каналів. Для зміни діапазону вимірювання на вході сигнал перед АЦП підсилюється відповідно до програмно вибраного коефіцієнта підсилення.

Обробка та аналіз зареєстрованих сигналів

В ході експериментального дослідження системи було проведено реєстрацію сигналу поверхневої електроміограми за допомогою розробленої системи. Електроди накладались на область передпліччя.

Запис сигналу в файл відбувається за допомогою програмного забезпечення (ПЗ) фірми EltimaSoftware – RS232 DataLogger. Дане ПЗ дозволяє записувати дані в файл з внутрішніх фізичних і віртуальних комунікаційних портів. Дані записуються в текстовий формат.

При вимірюванні було отримано тестовий сигнал тривалістю 35 сек. Графік записаного сигналу наведений на рис. 4. На 16-й секунді відбувалось помірне напруження м'язу передпліччя, яке тривало 10 секунд, тобто закінчилось на 26-й секунді.

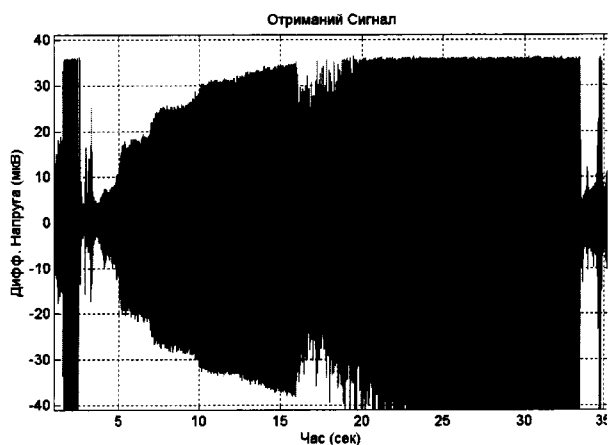
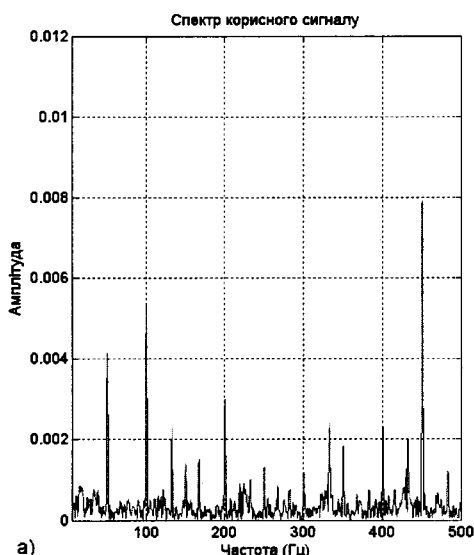


Рис. 5. Зареєстрований сигнал тривалістю 35 секунд

По отриманим даним важко оцінити наявність корисного сигналу в отриманих даних, тому за допомогою програмного забезпечення MatLab було проведено спеціальне фільтрування отриманого сигналу.

Під час вимірювання поверхневої ЕМГ на корисний сигнал накладаються різні види шумів. Одною з найбільших проблем є шум, який виникає в провідниках під дією магнітного поля промислової мережі 220 В 50 Гц. Також за рахунок наявності підключених до мережі імпульсних блоків живлення додатково появляються гармоніки частоти 50 Гц, кратні 2, 3, 4, 5. Гармоніки частот, які вищі ніж 300 Гц є співмірними з білим шумом підсилювачів, тому їх можна не враховувати при фільтруванні.

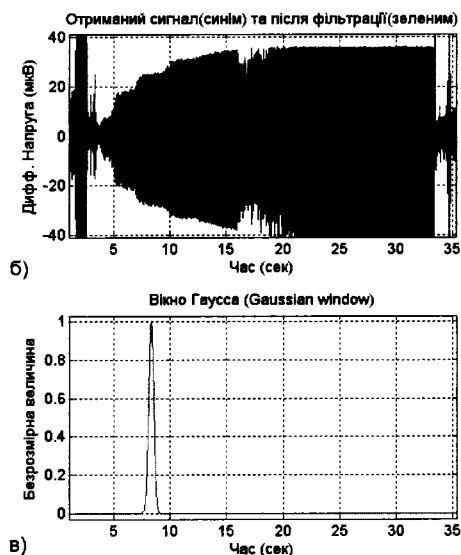


Рис. 6. Спектр корисного сигналу на 8 секунд при розслабленому м'язі, отриманий і відфільтрований сигнал та положення вікна в момент розрахунку спектру. а) Спектр сигналу при розслабленому м'язі, б) отриманий сигнал - синім кольором, після фільтрації - зеленим, в) положення вікна Гаусса для розрахунку спектру сигналу

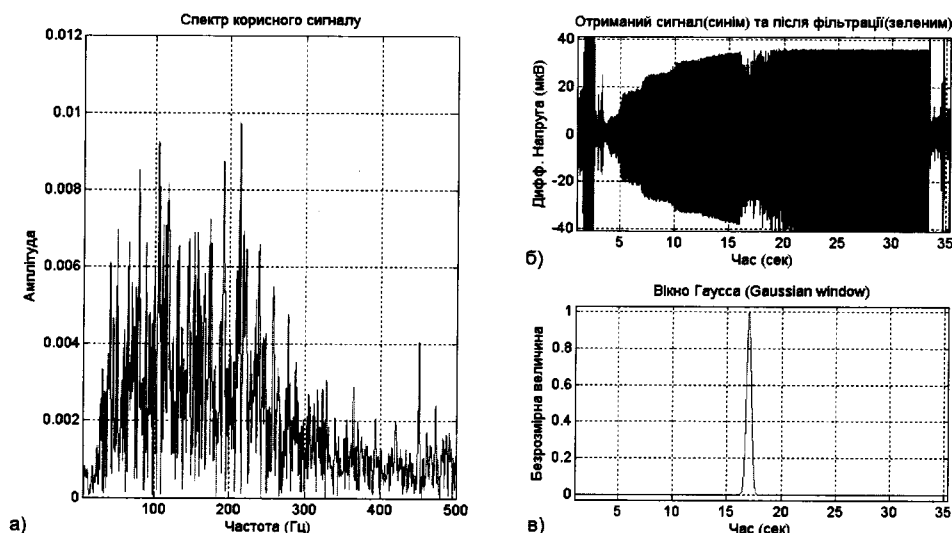


Рис. 7. Спектр корисного сигналу на 17 секундi при напруженому м'язi, отриманий i відфільтрований сигнал та положення вікна в момент розрахунку спектру. а) Спектр сигналу при розслабленому м'язi, б) отриманий сигнал - синім кольором, після фільтрації - зеленим, в) положення вікна Гаусса для розрахунку спектру сигналу

На (рис.6, а) показано спектр сигналу при розслабленому м'язi на 8-й секундi після процесу фільтрації отриманого сигналу. На (рис.6, б) отриманий сигналi з системи показаний синім, та для порівняння, після фільтрації мережевої складової показаний зеленим. Для отримання спектру сигналу використовується вікно Гаусса (рис. 6, в), що значно зменшує спотворення, які пов'язані з красвими ефектами при використанні алгоритму швидкого перетворення Фур'є.

На (рис 7.а) показаний спектр відфільтрованого сигналу на 17-й секундi при помірно напруженому м'язi. Отриманий характерний спектр сигналу співпадає сигналами, які подані в відповідній літературі [1,7,11].

Висновки

В роботi було вибрано спосiб вимiрювання, розробленi експериментальнi активнi електроди власної конструкції з використанням доступних технологій виготовлення друкованих плат, виготовлено макет апаратного-програмного комплексу мікроелектронної системи реєстрації сигналу поверхневої ЕМГ та розроблено спеціальне програмне забезпечення. Експериментально отримані результати з двоканальної системи реєстрації сигналу поверхневої ЕМГ підтверджують можливість реєстрації сигналу ЕМГ за запропонованою в роботi структурною схемою. Подальше збільшення кількості каналів не передбачає особливих конструктивних змін в запропонованій схемі. Дана схема легко може

масштабуватись тому така система реєстрації має великий потенціал для подальших досліджень, оскільки вона дає можливість отримати первинний сигнал досить високої якості, який в подальшому можна обробляти програмними методами і виділяти корисний сигнал, що дозволить використовувати дану систему для медичної діагностики, спортивних досліджень, електромеханічного протезування та інтерфейсів людина – комп'ютер.

Список використаних джерел

1. Гульд К., Розенфальк Л., Виллисон Р. Дж. (1975), "Технические факторы в регистрации электрической активности и электродиагностике": Пер. с англ. - М.; Медицина.,—С. 151—187.
2. Hazrati M.K. (2013), "Wireless brain signal recordings based on capacitive electrodes" IEEE, 8-13с.
3. Jeffrey R. Riskin A. "User's Guide to IC Instrumentation Amplifiers", Pp. 3-10, <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/application-notes/AN-244.pdf>
4. Kuronen E. (2013), "Epic Sensors in electrocardiogram measurement", Oulu University of Applied Sciences, Degree Programme in Information Technology, Master's Degree thesis, Pp. 35-47.
5. Leea K.M. (2010), "Belt-type Wireless and Non-contact Electrocardiogram Monitoring System Using Flexible Active Electrode", Interna-

- tional Journal of Bioelectromagnetism, Vol. 12, No. 4, Pp. 153-157.
6. M. Lee, F. Pearce, A. D. Hibbs, R. Matthews, C. Morrissette (2004), "Evaluation of a capacitively-coupled, non-contact (through clothing) electrode for ECG monitoring and life signs detection for the objective force warfighter", DTIC Document, Vol. 1, Pp. 1-10.
 7. Merlo A. (2010), "Technical aspects of surface electromyography for clinicians", Open Rehabil. J., Vol. 3, Pp. 98-109.
 8. N. Meziane, J. G. Webster, M. Attari, A. J. Nimmunkar (2013), "Dry electrodes for electrocardiography", Physiol. Meas., Vol. 34, Pt. 9, Pp. 47-69.
 9. Primor D. CAR ALERT: Development of non-contact transducers and measurement system / D. Primor.
 10. S. Sudarsan, Dr. E. Sekaran (2012), "Design and development of emg controlled prosthetic limb", International conference on modelling optimization and computing, Vol. 38, Pp. 3547-3551.
 11. Ltd. Thought Technology Basics of SURFACE ELECTROMYOGRAPHY Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics. — February 2009 & March 2010.
 12. О.В.Борисов, Б.І. Лупина, А.В.Савчук (2014), "Мікроелектронна система реєстрації та обробки сигналу поверхневої міографії", МРФ-2014, Vol. 3, Pp. 40-43.

Поступила в редакцію 18 мая 2016 г.

УДК 621.391

А.В. Савчук, А.А. Попов, канд. техн. наук

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»,
ул. Политехническая, 16, Киев, 03056, Украина.

Многоканальная беспроводная электронная система регистрации сигнала поверхностной электромиограммы

В этой статье рассмотрены разработку микросистемы регистрации сигнала поверхностной миографии на основе инструментального усилителя, фильтров, блока регистрации с использованием беспроводной технологии Bluetooth и создание соответствующего программного обеспечения. Рассматриваются также нейрофизиологические основы, техника регистрации поверхностной электромиограммы, обзор конструкций электродов и современные тенденции разработки активных электродов. Описан комплекс работ по разработке и изготовлению многоканальной микросистемы. Разработано специальное программное обеспечение для фильтрации полученных данных. Проведена апробация беспроводной системы регистрации сигнала, проанализированы полученные с использованием многоканальной микросистемы сигналы. Результаты включают измеренные сигналы поверхностной электромиограммы и их амплитудно-частотный анализ. Полученные результаты могут быть использованы для медицинской диагностики, спортивных исследований, протезирование и интерфейса человек-компьютер. Библиография: 12, рис 7.

Ключевые слова: ЭМГ; поверхностная электромиография; Bluetooth.

UDC 621.391

A. Savchuk, A. Popov, Ph.D.

National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute",
Polytekhnichna Str., 16, Kyiv, 03056, Ukraine.

Multichannel wireless electronic system for recording the signal of the surface electromyogram

This article is aimed at developing electronic system for recording the signal of surface electromyogram.

The system consists of the instrumental amplifier, analog filters, recording system based on the microcontroller, Bluetooth radio module and specialized software for microcontroller. Multichannel wireless electronic system for recording the signal of the surface electromyogram. The article includes the basics knowledge of neurophysiology, main principals of registration the signal of surface electromyogram, electrodes types and progress trends of developing the active electrodes.

In the article the process of developing, production multichannel electronic system and developing special software for filtering recorded signal is described. Approbation of the wireless recording system was held. Results includes recorded signals of surface electromyogram and amplitude-frequency characteristic of the measurement signal.

Results could be used for medical diagnosis, sport research, artificial prosthesis and human-computer interface. References 12, figures 7.

Keywords: surface EMG; wireless recording system; Bluetooth.

References

1. Gould, K., Rozenfalk, L., & Willison, R. D. (1975). Technical factors in the recording of electrical activity and electro: Trans. from English. M.: Medicine, 151-187.(Rus)
2. Hazrati, M. K., Husin, H. M., & Hofmann, U. G. (2013, September). Wireless brain signal recordings based on capacitive electrodes. In Intelligent Signal Processing (WISP), 2013 IEEE 8th International Symposium on (pp. 8-13). IEEE.
3. Jeffrey R. Riskin A. "User's Guide to IC Instrumentation Amplifiers", Pp. 3-10, <https://http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/application-notes/AN-244.pdf>
4. Kuronen, E. (2013). Epic Sensors in electrocardiogram measurement.
5. Lee, K. M., Lee, S. M., & Park, K. S. (2010). Belt-type wireless and non-contact electrocardiogram monitoring system using flexible active electrode. *Int J Bioelectromagn*, 12, 153-157.
6. Lee, J. M., Pearce, F., Hibbs, A. D., Matthews, R., & Morrisette, C. (2004). Evaluation of a capacitively-coupled, non-contact (through clothing) electrode for ECG monitoring and life signs detection for the objective force warfighter (No. RTO-MP-HFM-109). WALTER REED ARMY INST OF RESEARCH SILVER SPRING MD.
7. Merlo, A., & Campanini, I. (2010). Technical aspects of surface electromyography for clinicians. *The open rehabilitation journal*, 3(1).
8. N. Meziane, J. G. Webster, M. Attari, A. J. Nimunkar. (2013). Dry electrodes for electrocardiography. *Physiol. Meas.*, Vol. 34, Pt. 9, Pp. 47-69.
9. Primor, D. CAR ALERT: Development of non-contact transducers and measurement system.
10. Sudarsan, S., Student Member, I. E. E. E., & Sekaran, E. C. (2012). Design and development of EMG controlled prosthetics limb. *Procedia Engineering*, 38, 3547-3551.
11. Florimond, V. (2009). Basics of surface electromyography applied to physical rehabilitation and biomechanics. Montreal, Canada: Thought Technology Ltd.
12. Borisov, O. V., Lupina, B. I., Savchuk, A. V. (2014). Microelectronic system for recording the signal of the surface electromyogram. *MYFF*, 2014, Vol. 3, Pp. 40-43