

ПРИНЦИПИ ПОБУДОВИ МОДУЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ М'ЯЗОВОЇ АКТИВНОСТІ ЗА СИГНАЛОМ ЕЛЕКТРОМІОГРАМИ

Лебединський О.Е., Дацок О.М.

Харківський національний університет радіоелектроніки, м. Харків

Під час конструювання модулів реєстрації м'язової активності виникає багато проблемних моментів пов'язаних зі специфікою такого біологічного об'єкту як м'язи. Це такі параметри як частотний діапазон вимірюваного сигналу (20 – 500 Гц), у який вкладається частота змінного струму мережі 50 Гц, досить невелика амплітуда, що може складати від 15 мкВ до 2 мВ залежно від напруженості м'язу, наявність синфазних і перехресних завад від навколишніх м'язів, артефакти під час вимірювання (шкірно-гальванічний ефект, артефакт високого імпедансу, статичний артефакт та інше) [1].

З цього виходить, що такий модуль повинен мати блок фільтрації вхідного сигналу і стабілізації нуля, блок захисту від статичного розряду, блок з каскадом (або декількома) підсилення, блок з вторинною фільтрацією і відповідно мікроконтролер (МК) для аналізу отриманого сигналу і його обробки [2].

Перший та другий блоки фільтрації можуть бути виконані на основі смугових фільтрів для заданого діапазону. Можливе використання керованого специфічного фільтру для усунення завади від мережі 50 Гц. Блок захисту нерідко виконують дискретно, а може бути задіяна спеціальна інтегральна мікросхема. Блок стабілізації зсуву нуля може бути виконаний на спеціальних операційних підсилювачах з модуляцією-демодуляцією сигналу (AD215, ISO124 та ін.). Блок підсилення можна виконати на дискретних компонентах, але найкращим варіантом буде використання спеціальних інструментальних підсилювачів (типу INA2321). Такий підсилювач необхідний для узгодження опорів підсилювача та джерела сигналу. Він забезпечує високий вхідний опір, низький рівень шуму і високу завадостійкість, має дуже високий коефіцієнт приглушення синфазної завади і підсилення корисного сигналу. Як мікроконтролер використовують МК як сімейства Atmega32 так і більш потужні STM32F4, або ESP32 з вбудованими безпроводними модулями. Цей вибір залежить від поставлених задач у обробці та подальшій комутації з іншими модулями (наприклад для керування протезом верхньої кінцівки) [3].

Запропонований модуль визначення м'язової активності є цікавим як з точки зору вивчення схемотехніки електроміографічних підсилювачів, так і, в подальшому, для побудови системи керування біонічним протезом.

Література:

1. Аналіз електроміографічного сигналу для контролю втомленості м'язів у режимі реального часу / В. С. Чумак та ін. Радіоелектроніка та молодь у ХХІ столітті. 2019. Т. 1, № 23. С. 243–244.
2. Схемотехніка електронної медичної апаратури / Кулик А. Я. та ін. Вінниця : ВНМУ, 2020. 167 с.
3. Задорожна Н. М., Щербак О. Ю., Масленников А. Л. Система збирання даних поверхневої електроміографії. Проблеми та перспективи студентської науки. 2018. Т. 1, № 3. С. 33–34.