

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

_____ (повна назва інституту/факультету)

_____ (повна назва кафедри)

«На правах рукопису»
УДК _____

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

_____ (підпис)

_____ (ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

“ ___ ” _____ 20__ р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

зі спеціальності _____
(код і назва)

на тему: Система реєстрації поверхневої електроміографії з підвищеною функціональністю

Виконав (-ла): студент (-ка) 6 курсу, групи ДП-91мп
(шифр групи)

Бартян Олег Іванович _____
(прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Науковий керівник ст. викл. Осінов Сергій Миколайович _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) (підпис)

Консультант з нормоконтролю
доц., к.ф.-м.н., с.н.с. Свечніков Г. С. _____
(підпис)

Консультант з інформаційних питань доц., к.т.н. Діденко Ю.В. _____
(підпис)

Рецензент _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) (підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації немає записаних з праць інших авторів без відповідних посилань. Студент _____

(підпис)

Київ – 2020 року

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ.....	4
АНОТАЦІЯ.....	5
ANNOTATION	6
ВСТУП.....	7
РОЗДІЛ 1. БУДОВА ЕЛЕКТРОДА ТА МЕТОДИ РЕЄСТРАЦІЇ СИГНАЛУ.....	10
1.1 ОСОБЛИВОСТІ КОНСТРУКЦІЇ ТА ТЕХНОЛОГІЇ.....	10
1.2 ФАКТОРИ, ЩО ВПЛИВАЮТЬ НА СИГНАЛ ПРИ	16
пЕМГ.....	
1.3 ЗНАЧЕННЯ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЇ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ	22
ЕНЕРГОВИТРАТ ТА ОПТИМІЗАЦІЙ БУДОВИ БІОПРОТЕЗІВ АБО	
ЕКЗОСКЕЛЕТІВ.....	
РОЗДІЛ 2. ВИВЧЕННЯ ДАНИХ ЩОДО РЕЄСТРАЦІЇ, ОБРОБКИ ТА	
ВІДТВОРЕННЯ СИГНАЛУ.....	26
2.1.1 ДОСЛІДЖЕННЯ НА ОСНОВІ ТЕОРЕТИЧНИХ ДАНИХ ДО СТВОРЕННЯ	26
РОБОЧИХ МОДЕЛЕЙ	
2.1.2 МЕТОДИ І ЗАСОБИ ВИЗНАЧЕННЯ РІВНЯ пЕМГ	27
2.1.3 РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ	32
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2.....	36
РОЗДІЛ 3. РОЗРОБКА ЕЛЕКТРИЧНОЇ СХЕМИ ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ СИГНАЛУ ТА	
ВТОРИННОГО ПЕРЕТВОРЮВАЧА НА ОСНОВІ ОПЕРАЦІЙНОГО	
ПІДСИЛЮВАЧА З НИЗЬКИМ ВХІДНИМ СТРУМОМ І ШУМАМИ.....	37
3.1 ТЕХНОЛОГІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ	
РОЗРОБОК.....	37
3.2 УДОСКОНАЛЕННЯ ПРОЦЕСУ РЕЄСТРАЦІЇ СИГНАЛУ.....	44

ВИСНОВКИ ПО РОЗДІЛУ 3.....	47
РОЗДІЛ 4. ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ПІДСИЛЮВАЧІВ БІОПОТЕНЦІАЛІВ.....	48
4.1 УЗАГАЛЬНЕНІ ФУНКЦІОНАЛЬНІ СХЕМИ ПІДСИЛЮВАЧІВ БІОПОТЕНЦІАЛІВ	50
4.2 ВИМІРЮВАЛЬНІ ПЕРЕТВОРЮВАЧІ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ.....	52
4.2 ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ВХІДНИХ КАСКАДІВ ПІДСИЛЮВАЧІВ БІОПОТЕНЦІАЛІВ.....	54
ВИСНОВКИ ПО РОЗДІЛУ 4.....	57
РОЗДІЛ 5. РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЕКТУ.....	59
5.1 ОПИС ІДЕЇ ПРОЕКТУ.....	61
5.2 АНАЛІЗ РИНКОВИХ МОЖЛИВОСТЕЙ ЗАПУСКУ СТАРТАП- ПРОЕКТУ.....	69
5.3 РОЗРОБЛЕННЯ РИНКОВОЇ СТРАТЕГІЇ ПРОКЕТУ	71
5.4 РОЗРОБЛЕННЯ МАРКЕТИНГОВОЇ СТРАТЕГІЇ ПРОЕКТУ.....	72
ВИСНОВКИ ПО РОЗДІЛУ 5.....	74
ВИСНОВКИ.....	75
ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ.....	76

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

АЦП – аналогово-цифровий перетворювач

АЧХ – амплітудно-частотна залежність

ЕКГ – електрокардіограма

ЕЕГ – електроенцефалограма

ЕМГ, EMG – електроміограма

ЕРС – електрорушійна сила

пЕМГ – поверхнева електроміографія

ПЗ – програмне забезпечення

СКВ – середньоквадратичне відхилення

ФС – фоновий сигнал

Асс – точність класифікації

D – відстань

f – частота

I – струм

S – площа

t – час

U – напруга

АНОТАЦІЯ

Роботу викладено на 80 сторінках, вона містить 5 розділи, 12 ілюстрацію, 34 таблиць та 24 джерела в переліку посилань.

В роботі вивчалися дані зарубіжних і вітчизняних авторів по темам поверхневої електроміографії, біопротезів або екзоскелетів, електродів для електроміографії. Проаналізовано роль електроміографії в сучасному світі і зроблені висновки про можливий майбутній розвиток цієї галузі. Розглянуто особливості конструкції електродів і її вплив на якість реєстрованого сигналу і зручність використання. Аналізуються фактори, що впливають на обробку та аналіз сигналів для біопротезування або управління екзоскелетом. Відображено роль електроміографії в розумінні фундаментальних фізіологічних процесів, а також показані перспективи розвитку електроміографії і пристроїв по біоконтролю. Важливі навички аналізу сигналів і роботи по отриманню більш чистого сигналу з поверхні шкіри, в результаті були внесені деякі пропозиції щодо оптимізації всього процесу прийому сигналу, починаючи з вибору електрода і вибору оптимального середовища обробки.

Ключові слова: поверхнева електроміографія, електрод, м'яз, біоуправляемая протез, сигнал, потенціал, фільтр.

ANNOTATION

In this work, the data of foreign and domestic authors on the topics of surface electromyography, bioprosthetics or exoskeleton, electrodes for electromyography were studied. The role of electromyography in the modern world and the conclusions about the possible future development of this sphere were analyzed. The peculiarities of the structure of electrodes and its influence on the quality of the registered signal and ease of use are considered. The factors influencing the processing and analysis of the signal for the management of bioprostheses or exoskeletons are analyzed. The role of electromyography in the understanding of fundamental physiological processes is shown, as well as the prospects of the development of electromyography and devices on bio-control. Significant skills in signal analysis and work on obtaining more pure signal from the surface of the skin were obtained, as a result, some suggestions were made on optimizing the whole process of receiving the signal, from the choice of the electrode to the choice of the optimal medium for processing the received information.

Key words: surface electromyography, electrode, muscle, bio covered prosthesis, signal, potential, filter.

ВСТУП

Електроміографія (ЕМГ) - об'єктивний метод дослідження нервово-м'язової системи шляхом реєстрації електричних потенціалів м'язів, що дозволяє оцінити їх функціональний стан або використовувати отримані дані при розробці біоконтроліруємих протезів. Електроміографія унікальний метод вивчення функціонального стану опорно-рухового апарату і завжди заснований на реєстрації електричних процесів в різних м'язів шляхом запису, обробки та аналізу потенціалів дії м'язових волокон, які викликають скорочення м'язів, і є перспективним способом вирішувати діагностичні проблеми. виявлення патологічних процесів, біоелектричний протезування. Сигнали електроміограми (ЕМГ) також активно використовуються для відновлення порушених рухових функцій в ортопедії і протезуванні. Наземні реєструючі системи ЕМГ сигналу є невід'ємною частиною сучасної медичної діагностики опорно-рухового апарату. ЕМГ - один з найбільш об'єктивних і інформативних методів вивчення функціонального стану периферичної нервової системи [1].

Мета роботи дослідження процесу поверхневої міографії в результаті зрозуміти найперспективніші методи для зняття сигналу, його обробки. По результатам дослідження спробую розробити свій прилад в якому будуть враховані всі мінуси існуючих конструкційних та програмних рішень, які заважають у аналогах створених для поверхневої міографії зараз, а також, наряду зі спроектованим моїм приладом для отримання сигналу, його обробки, так подальшого використання, будуть виведені набір порад та рекомендацій при проектуванні наступних, задля підвищення чистоти отриманого сигналу та подальшої обробки.

Системи, засновані на поверхневій міографії, почали набирати популярність 10 років тому, і зараз і в найближчі 5 років розвиток цієї технології буде йти вдвічі швидше. Створення пристроїв, які будуть включати в себе високочутливий

електрод, фільтр і програму обробки сигналів, може змінити світ, якщо вартість таких пристроїв буде доступна майже кожному.

АКТУАЛЬНІСТЬ ТЕМИ. Винахід нових систем для більш точного зчитування потенціалів є пріоритетним завданням, і в наступних розділах я більш детально проаналізу структуру електродів, фільтрів, підсилювачів і спробую висловити їхні погляди на поліпшення якості, зниження витрат і можливі кроки по реалізації системи, яка буде всім зрозуміло.

Принципи зняття і реєстрації сигналів ЕМГ близькі до електроенцефалографії, електрокардіографії і іншим електрографічним методам. Реєстрація та подальший аналіз біопотенціалів і ЕМГ - перспективний спосіб вирішення діагностичних завдань, виявлення патологічних процесів і спортивних досліджень. У медичній практиці для реєстрації та обробки сигналу ЕМГ використовуються спеціалізовані медичні пристрої. Для лабораторних досліджень ЕМГ доцільно використовувати багатфункціональні системи збору даних з гнучкою апаратної архітектурою і вбудованим інтерфейсом з персональним комп'ютером в супроводі драйверів від виробника і бібліотек з відкритим вихідним кодом [11].

На основі реєстрації та обробки сигналів поверхневої ЕМГ можна створювати людино-машинні інтерфейси, тобто інженерні рішення, що забезпечують взаємодію оператора з керованими їм машинами або пристроями [6,10].

Також слід зазначити, що однією з важливих причин подальшого розвитку цього напрямку реєстрації біопотенціалів є стрімкий розвиток сучасного протезування. В даний час існує велика кількість розробок і серійних моделей біоелектричних протезів, що дозволяють людям, які втратили кінцівки, замінювати їх ергономічними і динамічними біоелектричними протезами, які в деякій мірі компенсують ампутовані частини тіла. Біоелектричні протези можна контролювати за допомогою зареєстрованих та оброблення сигналів ЕМГ [10]. Цей вид

протезування не отримав широкого поширення в Україні через відсутність фахівців, знайомих з представленими прогресивними розробками, і низького рівня фінансування в цій галузі.

ЕМГ можна використовувати для визначення ізометричної м'язової активності при відсутності руху. Це дозволяє вам визначати клас тонких нерухомих жестів для управління інтерфейсами, не звертаючи уваги на навколишнє середовище і не порушуючи її. Ці сигнали можуть використовуватися для управління протезом або в якості керуючого сигналу для електронного пристрою, такого як мобільний телефон або КПК.

Сигнали ЕМГ призначені для управління системами польоту. Група людських почуттів з Дослідницького центру Еймса НАСА в Моффетт-Філд, Каліфорнія, прагне вдосконалити людино-машинний інтерфейс, безпосередньо підключаючи людей до комп'ютера. У цьому проекті сигнал EMG використовується для заміни механічних джойстиків і клавіатур. EMG також використовувалася в дослідженнях «носіться кабіни», в якій використовуються жести на основі EMG для управління перемикачами і джойстиками, необхідними для польоту разом з дисплеєм на основі очок.

Розпізнавання нерозпізнаної мови розпізнає мову, спостерігаючи за ЕМГ-активністю м'язів, пов'язаних з мовою. Він призначений для використання в галасливий обстановці і може бути корисний людям без голосових зв'язок і людям з афазією.

ЕМГ також використовується в якості керуючого сигналу для комп'ютерів і інших пристроїв. Інтерфейсний пристрій на основі перемикача ЕМГ може використовуватися для управління рухомими об'єктами, такими як мобільний робот або електрична інвалідна коляска. [6] Це може бути корисно для людей, які не можуть управляти інвалідним візком з джойстиком. Запис на поверхню EMG також може бути відповідним сигналом управління для деяких інтерактивних відеоігор. [7]

У 1999 році була використана програма EMG Echidna, яка дозволяє людині з заблокованим синдромом відправити повідомлення на комп'ютер. Ця програма, тепер звана NeuroSwitch, розроблена Control Bionics, дозволяє людям з важкими формами інвалідності спілкуватися за допомогою текстових повідомлень, електронної пошти, SMS, голосових повідомлень, що генеруються комп'ютером, і управляти комп'ютерними іграми і програмами, а також роботами Anybots телеприсутності через Інтернет.

РОЗДІЛ 1

БУДОВА ЕЛЕКТРОДА ТА МЕТОДИ РЕЄСТРАЦІЇ СИГНАЛУ

1.1 ОСОБЛИВОСТІ КОНСТРУКЦІЇ ТА ТЕХНОЛОГІЇ ВИГОТОВЛЕННЯ ПОВЕРХНЕВИХ ЕЛЕКТРОДІВ ДЛЯ МІОГРАФІЇ

Існує три основні методи електроміографії: інтерференційний (поверхневий), голчастий і стимуляційний.

Інтерференційний або поверхневий метод - це дослідження, при якому сигнал зчитується безпосередньо з шкіри за допомогою плоских і липких електродів, прилеглих до досліджуваних м'язів. Цей метод досить поширений, якщо ми говоримо про зчитуванні сигналу з задалегідь визначених здорових м'язів і нервів. Метод має ряд недоліків, таких як дуже маленькі потенціали, тому що читаючи їх з шкіри, а не з самого м'яза, частина і без того невеликого потенціалу розсіюється по шкірі, а також шум, який необхідно більш ретельно фільтрувати. . За сигналом таких факторів, як брудна шкіра і потенціали інших м'язів, які також розкидані по шкірі, цей метод часто використовується для збору інформації для регулювання біоуправляемая протезів, а також безпосередньо для управління цими протезами.

Голчастий метод - це процес збору інформації про стан м'язів і нервів. Суть методу полягає в інвазивном введенні одноразового голчастого електрода безпосередньо в м'яз. Цей метод є базовим в нейродіагностики, оскільки підключення електроду безпосередньо до нерву або м'язі значно полегшує роботу з отриманою інформацією, так як сигнал практично чіткий і не вимагає фільтрації. Використовується наркологами для діагностики захворювань, пов'язаних з пошкодженням м'язів, нервів або нервових клітин, які призводять до таких захворювань, як полінейропатія, радикулопатія, неврит, тунельні синдроми.

Метод стимуляції - це процес стимуляції нерва для виявлення відхилень в проходженні сигналу через нього. Суть методу - поєднати два електроди. Один

прикладається до шкіри в місці проекції нерва або м'язи, другий невеликим імпульсом безпосередньо стимулює нерв. Реєструючий електрод підключений до міографії, який, в свою чергу, відображає графіки амплітуд імпульсу, що проходить через нерв, по якому лікар робить висновки про ефективність нерва. Цей метод також використовується при діагностиці захворювань, пов'язаних із захворюваннями нервів або м'язів.

Маючи уявлення про три основні методи електроміографії, можна зробити висновок, що два з трьох описаних вище методів, а саме голка і стимуляція, більше використовуються для діагностики або запобігання захворювань, пов'язаних з порушенням роботи м'язів або нервів. Зрозуміло, що актуальність цих методів складно переоцінити, адже своєчасні дослідження допоможуть запобігти ряд серйозних порушень нервової системи людини, а подальший розвиток цих технологій збільшить кількість людей, яким можуть бути поставлені такі діагнози, тому що штучний інтелект вже створено без втручання людини. може контролювати міографи і електроди і робити висновки з отриманих даних, що дозволить запобігти багатьом захворюванням.

Якщо говорити про поверхневому методі, стає очевидним, що він найменш підходить для діагностики, оскільки існує ряд факторів, що спотворюють картину, що абсолютно неприйнятно для діагностики захворювань, але в той же час простота роботи з електроди (що означає відсутність необхідності дезінфекції, як в методі голки, або необхідності пари електродів, встановлених на нерві і міографії для зчитування, як в методі моделювання). Все, що вам потрібно, це якісний підсилювач і хороший фільтр. Простота такої системи наводить на думку про біологічно контрольованих протезах або навіть екзоскелетах. І якщо проблеми зі створенням справжнього екзоскелета досі залишаються невирішеними, то робота з уже готовими протезами, якими людина управляє, вважаючи силу думки, вже існує. Такий стан справ висуває на перший план поверхневий метод як найбільш перспективний. З огляду на постійний розвиток технологій, можна прогнозувати, що біопротези дійсно працюють, робота яких буде відрізнити від роботи

справжньої руки, яка буде заснована на поверхневій міографії, мають шанс з'явитися в найближчі 5-7 років. що приводить нас до логічного висновку.

Незважаючи на те, що пЕМГ визнана найбільш інформативним і адекватним методом оцінки м'язової функції при використанні екзоскелета, її використання пов'язане з рядом проблем [17]. У першому випадку характер сигналу пЕМГ залежить не тільки від біоелектричної активності м'язів, а й від багатьох інших факторів (розташування електродів, розмір м'язів, забруднення шкіри, зовнішні перешкоди і т. Д.). По-друге, поверхневі електроди не реєструють активність всіх м'язів, «відповідають» за виконання певного руху, а тільки розташовані на поверхні. По-третє, для цілей біоменеджмента надзвичайно важливо виділити із загального сигналу активність конкретного м'яза. Тому дуже велика увага приділяється властивостям, конструкції і розташуванню електродів, а також математичної обробки електроміографічного сигналу з метою виключення артефактів і виділення сигналів від певних м'язів.

Конструкція електродів (площа, форма поверхні електродів і матеріал виготовлення), особливості їх кріплення і стан м'язів, орієнтація щодо волокон і межелектродное відстань, якість підготовки поверхні шкіри для реєстрації пЕМГ регулюються розробленими рекомендаціями. робочою групою SENIAM. (Англійська поверхнева ЕМГ для неінвазивної оцінки поверхневої ЕМГ м'язів для неінвазивної оцінки м'язів). Ці рекомендації були розроблені в період з 1996 по 1999 рік на основі аналізу 144 наукових досліджень щодо впливу розташування і характеристик електродів на показники реєструються біопотенціалов м'язів, і в даний час є базовими для всіх досліджень в цій області; це дає можливість порівнювати результати, отримані в різних лабораторіях.

Для реєстрації пЕМГ використовуються електроди (датчики) як прямокутної (квадратної), так і круглої (овальної) форми, оптимальними вважаються кільцеві електроди діаметром 10 мм і межелектродним відстанню 20 мм. Матеріал контактних електродів повинен забезпечувати їх хороший контакт з шкірою, низкоомную «шкіру електрода» і «стабільний» поведінку в часі (тобто стабільність

опору і хімічних реакцій на поверхні шкіри). Оптимальними є електроди з срібла або срібла, які забезпечують стабільну провідність при відносно низькому рівні шуму і доступні у продажу. Електроди розміщуються в області, встановленої для розташування датчиків (на лінії, що з'єднує два анатомічних орієнтира, визначених для конкретного м'яза) з орієнтацією, паралельною м'язових волокон. Що стосується поздовжнього розташування на м'язі, датчик розміщують на половині відстані між самою дистальною руховою точкою м'язи і дистальним сухожиллям щодо поперечного розташування на максимальній відстані від кордону досліджуваного м'яза з іншого м'язи або структури. Кількість електродів визначається м'язами, від яких реєструється пЕМГ. Електроди порівняння, в залежності від досліджуваних м'язів, розміщують на зап'ясті, на остистим відростком хребця С7 або в області голеностопа.

При прикріпленні електродів до шкіри використовуються конструкції з фіксованим відстанню між електродами, зібрані з легких матеріалів. Кабелі закріплені двосторонньою стрічкою або еластичним бинтом, щоб уникнути помилок сигналу при переміщенні. Щоб уникнути артефактів і високого рівня шуму, шкіру пацієнта слід підготувати до контакту з електродом (очистити спиртом). Електроди встановлюють після повного висихання спирту.

Сучасні міографи (наприклад, Delsys Trigno Wireless System; Delsys, США) дозволяють записувати сигнали пЕМГ віддалено, без використання сполучних кабелів, що значно знижує кількість артефактів при записі електроміограми і дозволяє реєструвати її при виконанні складних дій. Датчики пЕМГ в таких Міографічних системах містять тривимірні акселерометри, а реєстрація пЕМГ здійснюється одночасно по декількох каналах (тобто одночасно від різних м'язів), що дозволяє всебічно вивчати характер рухів.

Рекомендації SENIAM також регулюють вимоги до обробки і моделювання сигналів рЕМГ, зокрема, до апаратної ширини смуги біографії і частоті оцифровки електричного сигналу м'язів [18, 19]. Основна проблема при використанні сигналів пЕМГ для біоменеджменту - їх мінливість і нестабільність, в першу чергу через

зовнішнього втручання, розміщення електродів, потовиділення шкіри і м'язової втоми [23,24]. Спроби усунути наслідки втоми м'язів полягають у використанні перемикаючих пристроїв при зміні сигналу [25] або використанні статичних методів, наприклад фільтрації [26]. Усунення артефактів електрофізичних і механічних причин досягається за рахунок використання спеціальних фільтрів в електроміографії і вибору частоти оцифровки електричного сигналу м'язів [27]. Однією з основних проблем реєстрації пЕМГ є перехресна інтерференція (англ. Crosstalk crosstalk), тобто перешкода, викликана «витоком» сигналу із сусідньої м'язи. У роботах Л. Месіна і співавтора, Д. Фарина і співавтора [28-31] дається докладний аналіз методів виявлення перехресних коливань шляхом моделювання сигналу інтерференційної електроміографії; для виділення сигналу від цільової м'язи з використанням різних алгоритмів розпізнавання образів для декодування сигналів пЕМГ, заснованих на стратегії «розпізнавання образів». Підвищення точності виділення значимого сигналу, відповідного досліджуваного м'язовому зусиллю, досягається за рахунок синхронізації пЕМГ з відео аналіз руху [32].

Для кожного м'яза в заданий період часу (наприклад, для певної фази кроку) аналізують різні показники пЕМГ: усереднені максимальне і мінімальне значення біоелектричного сигналу за цикл руху; загальна м'язова активність (інтеграл активності); відсоток періодів напруги і розслаблення м'язів; частотні характеристики м'язи [22, 34]. Для груп м'язів розраховують показники синхронності м'язів і антагоністів, аналізують синергію м'язів.

Інформація, отримана методом поверхневої електроміографії використовується в розробці біо ~ d-контрольованих екзоскелетів і повторної оцінки їх ефективності, а також сприяє розумінню фізіологічних процесів адаптації компенсації в патології опорно-рухової системи при використанні зігнаних пристроїв. Перспективи розвитку цього методу методом біоуправління пов'язані з новими технічними і математичними можливостями реєстрації, перетворення і класифікації біоелектричних сигналів м'язів і патернів м'язової активності.

1.2 ФАКТОРИ, ЩО ВПЛИВАЮТЬ НА СИГНАЛ ПРИ пЕМГ

Одним з найбільш неприємних або привабливих аспектів сигналу поверхневої ЕМГ є те, що його амплітуда при випрямленні і достатній згладжуванні якісно пов'язана з величиною крутного моменту (або сили), яка вимірюється щодо суглоба, але частіше точні кількісні відносини невловимий. Причина цього недоліку в тому, що сигнал ЕМГ є результатом багатьох фізіологічних, анатомічних і технічних факторів. Вплив деяких з цих факторів можна регулювати відповідними методами виявлення, але інші нелегко контролювати за допомогою сучасних технологій, і їх потенційний вплив на сигнал можна тільки припустити і розглянути. Щоб використовувати сигнал ефективно, ви повинні спочатку зрозуміти, наскільки це можливо, джерела і вплив на сигнал. Це завдання складне і складна, оскільки сучасний стан знань не дозволяє кількісно враховувати причини і наслідки всіх процесів і явищ, що впливають на сигнал ЕМГ. Навіть якщо ці ефекти можна повністю охарактеризувати, аналітичний перенесення буде ускладнений анізотропією і тканинної неоднорідністю між м'язовими мембранами і детекторним електродом. Аналіз буде ще більш змішаним через унікальність мікроанатомічних структур кожної ділянки виявлення. Можна припустити, що в майбутньому елегантні і складні моделі будуть використовуватися разом з інструментами для опису анатомії, фізіології і властивостей електричного поля, які будуть безпосередньо вирішувати цю проблему. В даний час ми обмежені загальними міркуваннями, спрощеними моделями і спрощеним аналізом.

У спробі описати фактори, що впливають на сигнал ЕМГ, я вважаю корисним об'єднати їх в наступні категорії: причинні, проміжні і детерміновані. Взаємозв'язок факторів разом з їх впливом на сигнал ЕМГ і інтерпретація характеристик сигналу показані на малюнку 1. Будь-яка спроба зробити це, щоб зібрати відомі ефекти на сигнал ЕМГ, буде обмежена у своїй здатності висловлювати всі можливі взаємодії. Наступна спроба - це перший прохід, який потрібно поліпшити. Взаємодія

організовано таким чином, щоб описати «потік впливу» між факторами, ЕМГ-сигналом і силою.

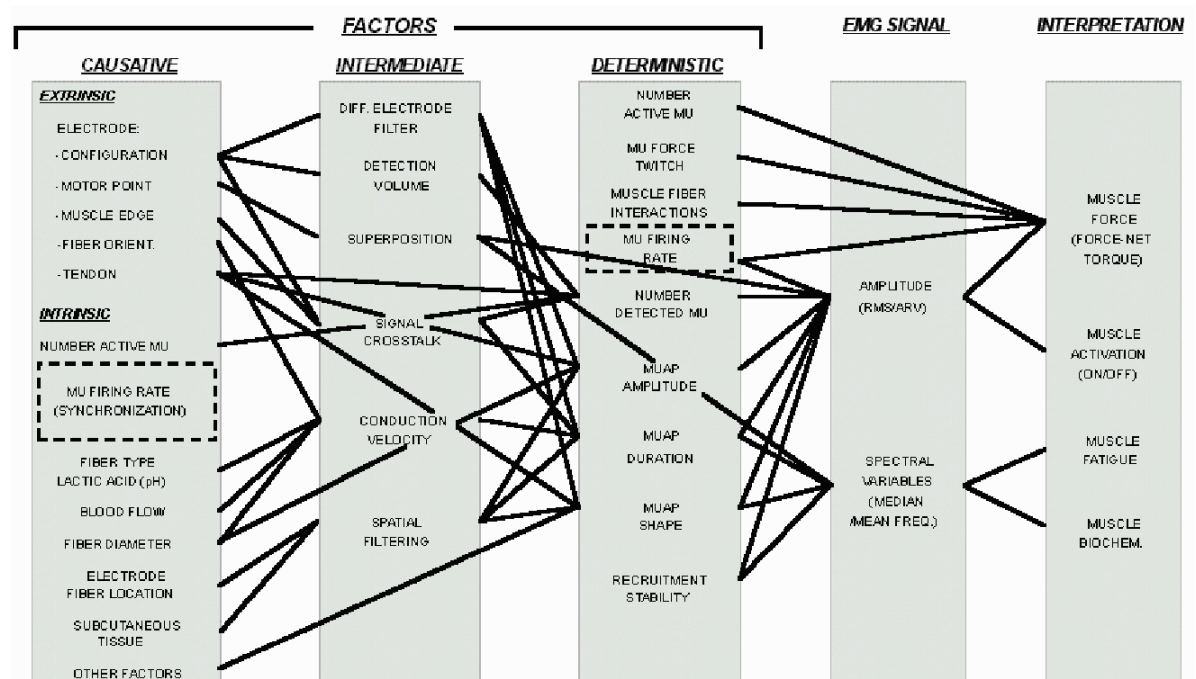


Рис.1 - Принципова схема факторів, що впливають на сигнал ЕМГ.

Розташування факторів покликане продемонструвати вплив і взаємодія між ними

[16]

Причинні фактори - це фактори, які роблять основний або елементарне вплив на сигнал. Вони діляться на дві групи: зовнішні і внутрішні. Зовнішні чинники - це ті, які пов'язані з електронною структурою та її розташуванням на поверхні шкіри над м'язами. Вони включають: 1) конфігурацію електродів, яка описує: і) площу і форму поверхонь виявлення електродів, які визначають кількість активних рухових одиниць, які виявляються через кількість м'язових волокон в їх околицях; іі) відстань між детектуючих поверхнями електродів, яке визначає смугу пропускання конфігурації диференціального електрода; 2) розташування електрода щодо рухових точок в м'язі і міотендінном переході, що впливає на амплітудні та частотні характеристики детектируемого сигналу. 3) розташування електрода на поверхні

м'язи щодо латерального краю м'язи, яке визначає можливу кількість перехресних небезпек, які можуть бути виявлені електродом; 4) орієнтація поверхонь виявлення по відношенню до м'язових волокон, яка впливає на значення вимірювання швидкості проведення потенціалів дії і, як наслідок, на амплітудно-частотний склад сигналу; Вплив положення електрода на амплітудно-частотний спектр сигналу показано на рис 2.

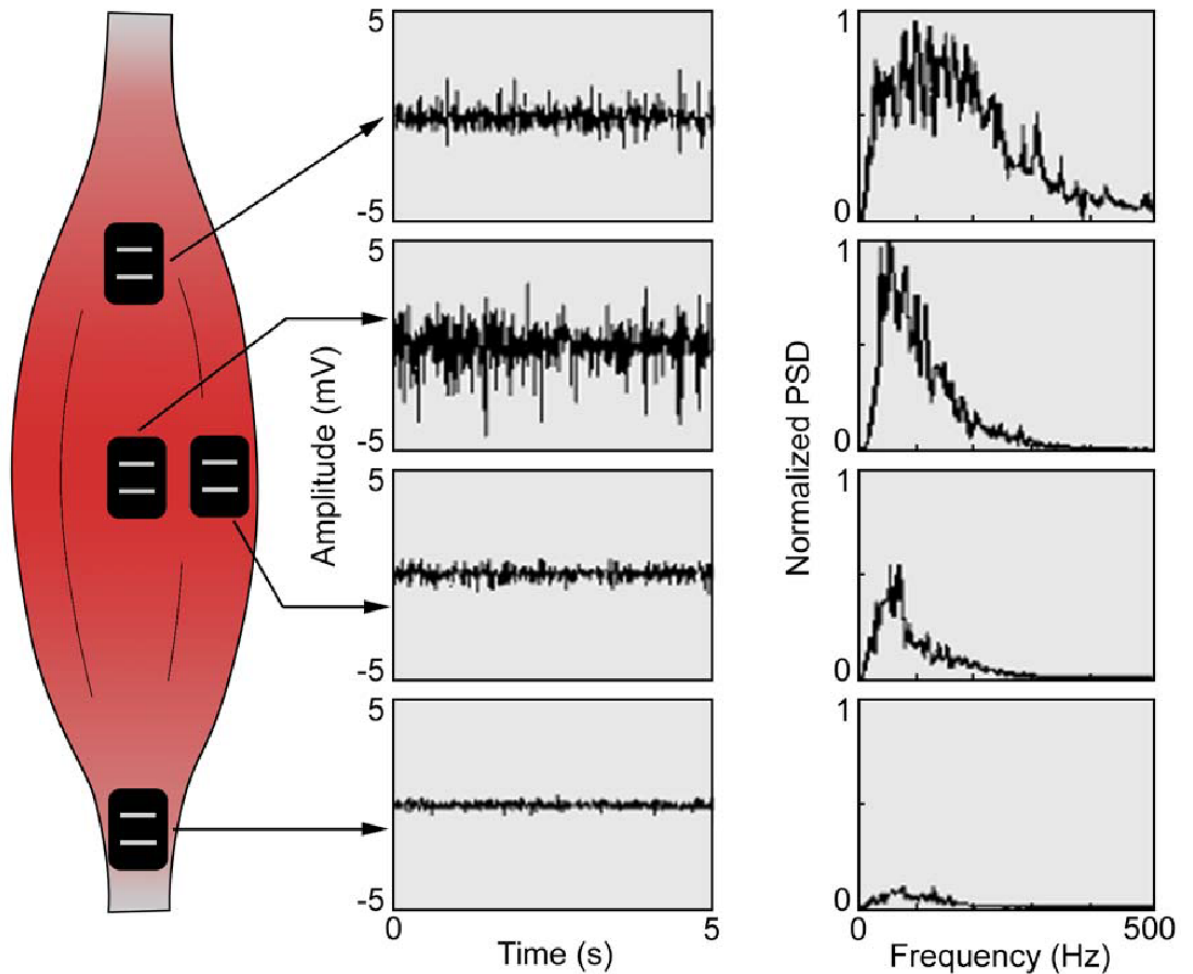


Рис.2 - На амплітуду і частотний спектр сигналу ЕМГ впливає розташування електродів щодо зони іннервації (верхній електрод), з'єднання міотендіна (нижній електрод) і латерального краю м'язи (середній правий електрод). . Переважна місце знаходиться на середній лінії черевного м'язу між найближчої зоною іннервації і з'єднанням міотендіна [16]

Природні фактори - це фізіологічні, анатомічні та біохімічні характеристики м'язів. На відміну від зовнішніх чинників, ними не можна керувати з-за обмеженості сучасних знань і технологій. Вони включають:

1) кількість активних рухових одиниць в будь-який конкретний момент скорочення, яке сприяє амплітуді виявленого сигналу; 2) тип фіброзного типу м'язи, що визначає зміна інтерстиціальної м'язової рідини при скороченні; 3) кровотік в м'язі, який визначає швидкість, з якою метаболіти видаляються під час скорочення; 4) діаметр волокна, який впливає на амплітуду і швидкість потенціалів дії, що становлять сигнал; 5) глибина і розташування активних волокон всередині м'язи щодо поверхонь виявлення електродів - це співвідношення визначає просторову фільтрацію, а значить, і амплітудні і частотні характеристики виявленого сигналу; 6) кількість тканини між поверхнею м'язи і електродом, яке впливає на просторову фільтрацію сигналу; і 7) інші фактори, ще не визначені, такі як довжина зони деполяризації і потоки іонів через мембрану, і т.п. швидкості стрільби моторних одиниць і будь-яка взаємодія між швидкостями стрільби, наприклад, синхронізація запалювання моторних одиниць) і мобільної частини. Ці останні причинні фактори представлені в прямокутному ряду, тому що, хоча вони є причинними, вони також детерміновані в тому сенсі, що вони безпосередньо впливають на сигнал ЕМГ.

Проміжні чинники - це фізичні і фізіологічні явища, на які впливає один або кілька причинних факторів, і, в свою чергу, на них впливають детерміновані чинники. До них відносяться: 1) аспекти фільтрації смуги пропускання електрода, яка закладена в характеристиці конфігурації диференціального електрода; 2) обсяг виявлення електрода, який визначає кількість і вагу потенціалів дії двигуна, складових сигнал; 3) накладення потенціалів дії в детектіруємих сигналах ЕМГ, що впливає на характеристики амплітуди і частоти сигналу; 4) поперечні бар'єри від сусідніх м'язів, які забруднюють сигнал і можуть ввести в оману інтерпретацію інформації в сигналі; 5) швидкість провідності потенціалів дії, що поширюються по мембрані м'язового волокна; швидкість провідності впливає на амплітудні та

частотні характеристики сигналу і б) ефект просторової фільтрації через відносного положення електрода і активних м'язових волокон.

Останні два фактори важливі, тому що вони істотно впливають на характеристики сигналу. Оскільки відстань між активними волокнами і поверхнями виявлення електродів змінюється, виникають дві важливі проблеми. По-перше, характеристики просторової фільтрації пристрої виявлення змінюються, таким чином змінюються амплітудні і частотні характеристики потенціалів двигуна, які знаходяться в межах діапазону виявлення електрода. По-друге, відносне переміщення електрода і активних вікон може бути достатнім для розміщення нового набору активних моторних одиниць в межах діапазону виявлення електрода і для видалення деяких моторних одиниць з області виявлення. Це міркування вимагає, щоб, якщо м'язові волокна змінюють довжину під час скорочення, електроосадження має змінюватися аналогічним чином. Сучасні методи виявлення ускладнюють виконання цієї вимоги, оскільки електрод прикріплений до поверхні шкіри, яка не змінює довжину разом з м'язовими волокнами під час скорочення. Таким чином, з практичної точки зору стабільність сигналу може бути обрана тільки в тому випадку, якщо зменшення залишається ізометрическим. Якщо стабільність сигналу не розглядається для аналізу, який виконується, наприклад, для визначення часу активації, то обмеження ізометрического стиснення не повинно бути проблемою. Детерміновані чинники - це чинники, які безпосередньо пов'язані з інформацією в сигналах ЕМГ і записаної силою. Вони включають:

1) кількість активних рухових одиниць, 2) силовий імпульс рухової одиниці, 3) механічне взаємодія між м'язовими волокнами, 4) швидкість активації рухової одиниці, 5) кількість виявлених рухових одиниць, 6) амплітуда, тривалість 7) формування стійкості рухових одиниць.

При вивченні різноманітного і заплутаного взаємодії між багатьма факторами, які впливають на інформаційний зміст сигналу ЕМГ, доцільно запитати, чи є надія на використання сигналу ЕМГ конструктивно для опису стану

м'язи. Відповідь однозначна «так» для одних програм і захищений «можливо» для інших програм. Наприклад, ми можемо бути впевнені в вимірах, коли електрод, яка не виявляє значного перехресного взаємодії з боку сусідніх м'язів, поміщається на поверхню м'яза між зоною іннервації і з'єднанням міотендіна, щоб: 1) визначити, зокрема, суб'єкт, коли моє его стає « включеним і вимкненим », або 2) описує, збільшує або зменшує м'яз свою вихідну потужність протягом періоду часу, коли процеси стомлення м'язи не роблять значного впливу на характеристики сигналу. Якщо, проте, обставини змінюються від цього конкретного стану, інтерпретація ускладнюється, і потрібна обережність.

1.4 ЗНАЧЕННЯ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЇ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ЕНЕРГОВИТРАТ ТА ОПТИМІЗАЦІЙ БУДОВИ БІОПРОТЕЗІВ АБО ЕКЗОСКЕЛЕТІВ

Нормальні рухи людини регулюються таким чином, щоб мінімізувати споживання енергії [27-29]. Оскільки м'язам потрібна енергія для скорочення, кінематика рухів і метаболічні витрати тіла нерозривно пов'язані [4]. Коли м'яз розтягується і збільшується в своїй довжині (так звана негативна фаза скорочення), їй потрібна деяка енергія, при ізометричному скороченні споживання енергії м'язів трохи вище, при активному скороченні м'яза з її вкороченням (позитивна фаза) максимуму споживання м'язової енергії. Всі метаболічні витрати збільшуються зі збільшенням скорочення м'язів. Загалом, витрата енергії на рух визначається відносною величиною загальної негативної, позитивної і ізометричної роботи м'язи в процесі виконання певного руху [18]. Економія енергії досягається за рахунок скорочення періоду активного скорочення м'язів. Крім того, експерименти показали, що важливу роль відіграє сухожильний апарат м'язів, який здатний накопичувати, а потім виділяти «еластичну» енергію, знижуючи витрату енергії в м'язах і заощаджуючи енергію [19].

Оскільки локомоція при використанні біопротеза повинна бути близькою до фізіологічної, можна оцінити взаємозв'язок між кінематикою руху і метаболічними затратами людини за допомогою роботизованого пристрою. Конструкція біопротеза часто передбачає активне сприяння рухам кінцівки з використанням спеціальних приводів і стрижнів для зменшення механічних навантажень на мишу і економії її енергії; метаболічні витрати м'язи можуть бути зменшені в чотири рази [14]. І навпаки, ігнорування законів фізіології (наприклад, порушення природного паттерна крокової циклу) може зробити роботизовані пристрої надмірно енерговитратними для людини [14]. Носіння біопротезів може бути пов'язано зі змінами сенсорної аферентації м'язів і суглобів, сенсорно-моторних зв'язків і, як наслідок, зі змінами фізіологічних патернів м'язів [22]. Так, К. Гордон і співавтор

показали, що носіння багатьох біопротезів змінює активність камбаловидної м'язи навіть у здорових людей [10].

Визначення амплітуди і сумарною Електроміографічні активності працюючих м'язів, що відбиває ступінь і тривалість їх скорочення, виявлення постійної активності однієї м'язи, порушення синергізму м'язової функції якої дозволяє побічно оцінити витрата енергії за допомогою біопротеза [27]. Виявлення «цільових» м'язів, що працюють в режимі перевантаження, дозволяє коригувати конструкцію пристрою і більш ефективно мінімізувати метаболічні витрати організму при виконанні того чи іншого руху [14].

Електроміографічне обстеження дозволяє оцінити ефект від нових біопротезів. Таким чином, Ферріс і співавтор за допомогою електроміографічного дослідження показали, що поліпшення конструкції екзоскелета нижніх кінцівок за рахунок додавання пасивних еластичних стрижнів в колінних суглобах може зменшити набір м'язових волокон ключових м'язів без значної зміни динаміки ходьби або ходьба. 11].

А також Шуллер з співавторами досліджували закономірності та активність ПЕМГ у 8 дітей з нейро-ортопедичний патологією в процесі тренування навичок ходьби з біопротез. Отримані дані порівнювали з результатами ЕКГ-дослідження тих же дітей при ходьбі на біговій доріжці без опори і з результатами обстеження здорових дітей. Реєстрацію пЕМГ виробляли по ураженню литкового м'яза, чотириголового м'яза стегна і двоголового м'яза. Аналізувались амплітуда пЕМГ під час фаз опори і перенесення ноги. Автори довели, що використання біопротезів або екзоскелетів у хворих дітей викликає адекватне підвищення м'язової активності і активацію фізіологічних м'язових паттернів. Якщо при нормальній ходьбі на біговій доріжці результати ЕМГ м'язів ніг свідчили про включення компенсаторних механізмів, то при використанні апаратів екзоскелета електроміографічні картини відображали наявну відновлення рухових функцій [34].

Д.Ф. Для оцінки нового реабілітаційного екзоскелета нового пристрою Венеман і співавтор досліджували біоелектричну активність восьми ключових м'язів під час ходьби. Дослідження, проведене на одному пацієнті, показало, що електроміографічні параметри при ходьбі з пристроєм відповідають нормальним значенням здорової людини при вільної ходьбі; це послужило доказом фізіології розробленого роботизованого пристрої [32].

Ф. Сілас-Лабінов і його співавтор [22] провели детальний аналіз змін патернів ПЕМГ при носінні екзоскелета у шести здорових людей і у чотирьох пацієнтів, які перенесли травму спинного мозку. Всупереч очікуванням, у здорових людей Електроміографічне активність м'язів ніг при ходьбі в екзоскелет була аналогічна або навіть вище, ніж при звичайній ходьбі. У той же час у пацієнтів з травмою спинного мозку біоелектрична активність м'язів ніг була низькою і сильно мінливою, особливо в м'язах задньої поверхні стегна. В цілому результати показали нелінійну перебудову патернів м'язової активності при використанні роботизованого пристрою. Отримані дані, на думку авторів, можуть допомогти в розумінні процесів адаптації патернів рухової активності в умовах використання зовнішнього екзоскелетного апарату при нормальній і неврологічної патології. Автори роблять висновок, що отримані результати відображають наявність в патології різних нейромоторную стратегій, спрямованих на компенсацію зниження м'язової сили [22, 31].

Загалом, реєстрація та аналіз пЕМГ при тестуванні біопротезів може виявляти і мінімізувати м'язову активність, пов'язану з найбільш метаболічно дорогими компонентами пересування (наприклад, штовхання ногою і рух ногою під час ходьби, скорочення м'язів для забезпечення жорсткості суглобів), а також діагностувати неадаптивні компенсаторні стратегії. В цьому випадку пЕМГ стає інформативним аналітичним інструментом, що допомагає оптимізувати конструкцію екзоскелета з метою зниження метаболічної «вартості» [51].

РОЗДІЛ 2

ВИВЧЕННЯ ДАНИХ ЩОДО РЕЄСТРАЦІЇ, ОБРОБКИ ТА ВІДТВОРЕННЯ СИГНАЛУ

2.1.1 ДОСЛІДЖЕННЯ НА ОСНОВІ ТЕОРЕТИЧНИХ ДАНИХ ДО СТВОРЕННЯ РОБОЧИХ МОДЕЛЕЙ

В якості базового набору для вимірювання сигналу ЕМГ були обрані шість типів рухів руки (рис.3): чотири згинальних руху А1 - А4 окремих пальців від початкового положення А0 до відповідної проксимальної фаланги внутрішньої поверхні долоні і лещат. навпаки, і «L-подібні» руху «В1» та «хапальні» В2. «L-подібні» рух В1 - це одночасне згинання мізинця, безіменного пальця і середнього пальця з вихідного положення в напрямку вниз і назад. «Захоплююче» рух В2 характеризує одночасне складаний рух мізинця, безіменного пальця, середнього і вказівного пальців.

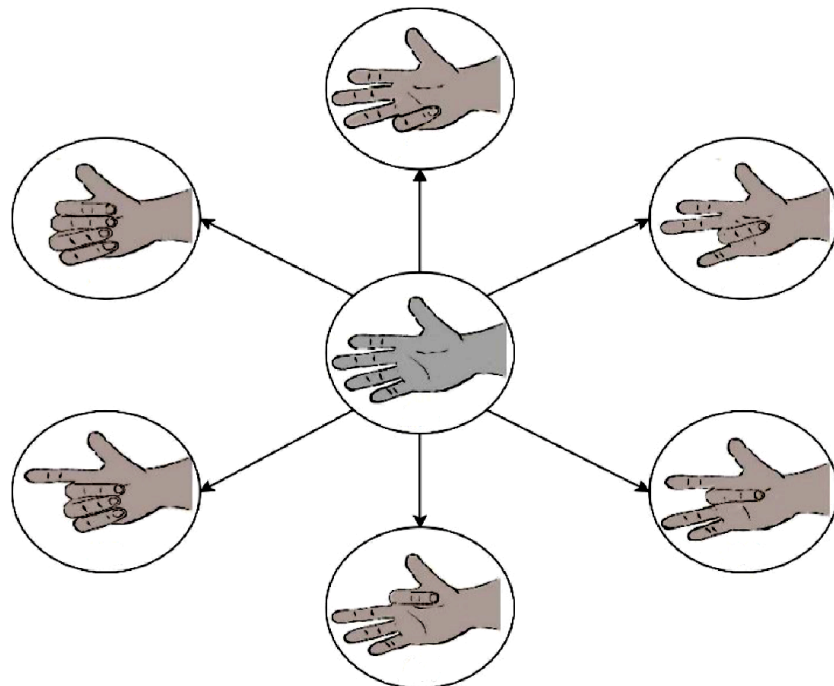


Рис. 3 - Типи рухів кисті руки [31]

Вибір такого набору рухів не обмежує можливості і необхідності вивчення інших, більш складних, видів рухів руки, але автори вважають мінімально достатньою підставою для забезпечення функціональності розробленого протезного пристрою. Практичне застосування обраних типів може варіюватися в залежності від необхідності їх використання користувачем. Сигнал пЕМГ, отриманий при русі В2, передбачає формування керуючого біонічного імпульсу при охопленні протезами пальців об'єктів різної форми і їх стисненні в напрямку захоплення. Такий тип руху є обов'язковою умовою для забезпечення надійної фіксації в руці пацієнта тривимірних об'єктів, в тому числі круглої форми, для їх подальшого переміщення в просторі.

Прикладом використання цього типу руху є захоплення пацієнтом певних предметів домашнього вжитку або їжі (ложок, чашок, зубних щіток, фруктів і т. Д.). Рух пальців В1 може виконувати відразу кілька функцій. Наприклад, використання цього типу руху дозволяє пацієнтові використовувати протези пальців, щоб вказати на конкретний об'єкт або людину, а також виконувати повільний вибірковий введення букв за допомогою фізичної або тактильної клавіатури цифрових пристроїв. Основна мета використання рухів А1-А4 - вивчення різниці між значеннями показників і формою біографічного сигналу як основи для їх подальшого використання практично в будь-якому з можливих типів захоплення. Крім того, можливість індивідуально згинати кожен палець протеза робить його більш функціональним і антропоморфним, забезпечуючи більше ступенів свободи і розширюючи функціональність руки пацієнта.

2.1.2 МЕТОДИ І ЗАСОБИ ВИЗНАЧЕННЯ РІВНЯ пЕМГ

Пасивні поверхневі гелеві електроди моделей F55 і F302 (SkinTact) використовували для визначення рівня сигналу рЕМГ. Модель F55 використовувалася для переважної більшості пацієнтів. А модель F302, яка має більш високий рівень чутливості і функціонально більше підходить для молодших

вікових груп, використовувалася для людини у віці 10 років. Розміщення двох вимірювальних електродів вироблялося на передпліччя пацієнта в області м'язів *Flexor Digitorum Superficialis* (рис. 4, а), а третій електрод порівняння - в області ліктя (рис. 4, б).

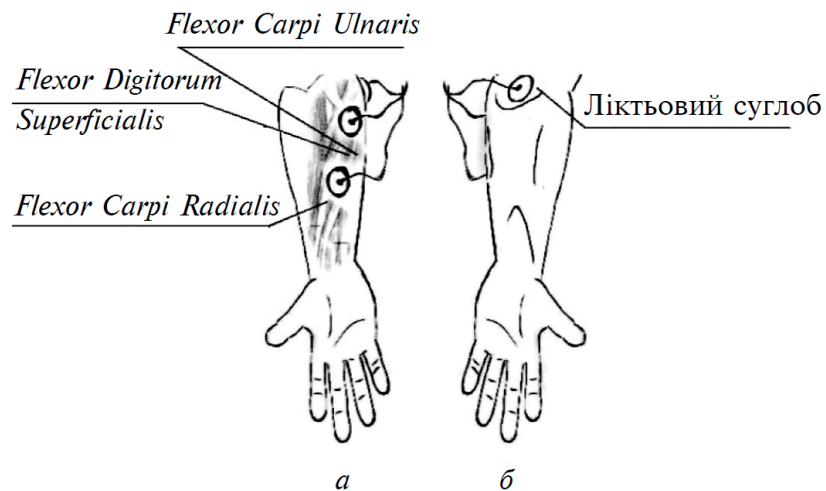


Рис. 4 - Групи м'язів і області розміщення електродів на передпліччя (а) і лікті (б) пацієнта [31]

Обробка прийнятого сигналу здійснюється за допомогою послідовного одноканального модуля ЕМГ і розробленої системи вимірювання та класифікації. Функціональна схема вимірювання (рис.5) містить одноканальний біографічний модуль Muscle Sensor V3 (SparkFun Electronics), блок мікроконтролера на базі Atmega16, блок передачі інформації на персональний комп'ютер (USB-адаптер PL2303HX) і блок передачі інформації до керуючих чіпам біонического протеза. .

Слід зазначити, що перевагою використання одноканального Міографічний модуля є попереднє посилення і фільтрація вимірюного сигналу ЕМГ і його подальша адаптація для використання в мікроконтролерних системах. Це важливо з урахуванням потреби в автономних, мініатюрних і антропоморфних протезах виконавчої системи з мікроконтролерним управлінням.

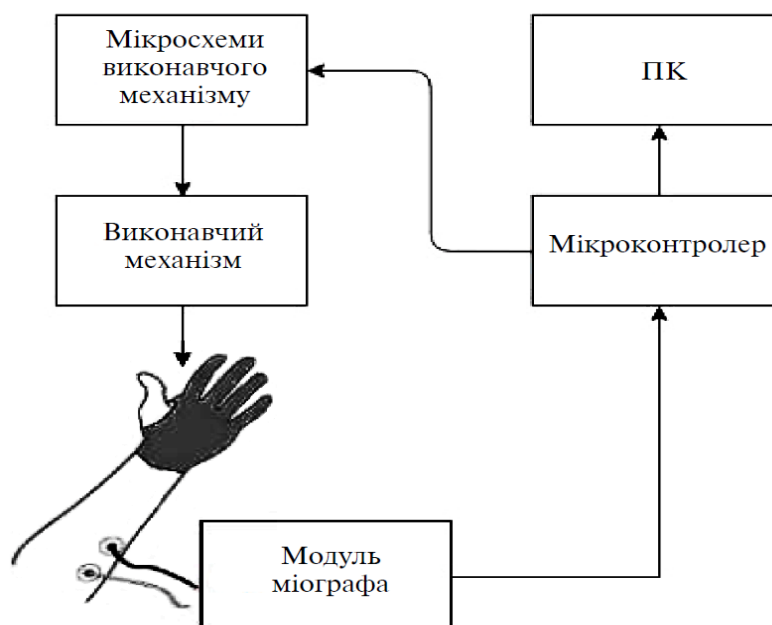


Рис. 5 - Функціональна схема вимірювання пЕМГ

Запис отриманих даних і їх візуалізація здійснювалися за допомогою розробленого програмного забезпечення (ПО), інтерфейс якого показаний на рис. 6. Вихідний сигнал (значення амплітуди в центрах вольт) може бути представлений у вигляді треміограми в реальному часі (рис. 4, а), а також у вигляді числових значень, записаних в текстовий файл. Для розрахунку TDF-характеристик ЕМГ-А проведена серія контрольних вимірювань у 6 здорових пацієнтів різних вікових груп від 10 до 50 років (5-15 років, 15-25 років, 25-35 років, 35-45 років), 45-50 років).

Вивчення різних наборів рухів А1 - А4, а також В1 і В2 проводилося в окремих блоках досліджень в кількості $M = 6$ ітерацій для кожного з добровольців. Перша ітерація $m1$ кожного блоку, призначена для визначення рівня фоновому сигналу (ФС) системи, відповідала вихідного положення руки А0. Виміри проводилися в тимчасовому інтервалі 250 мс за алгоритмом, показанному на рис. 7. Для дослідження виключно в заданому часовому інтервалі розроблене програмне забезпечення включає сигнальну систему, яка відзначає початок кожної одиниці виміру в червоному вікні робоча програма. Пацієнту в свою чергу було запропоновано виконувати необхідний вид руху тільки при відповідному візуальному сигналі.

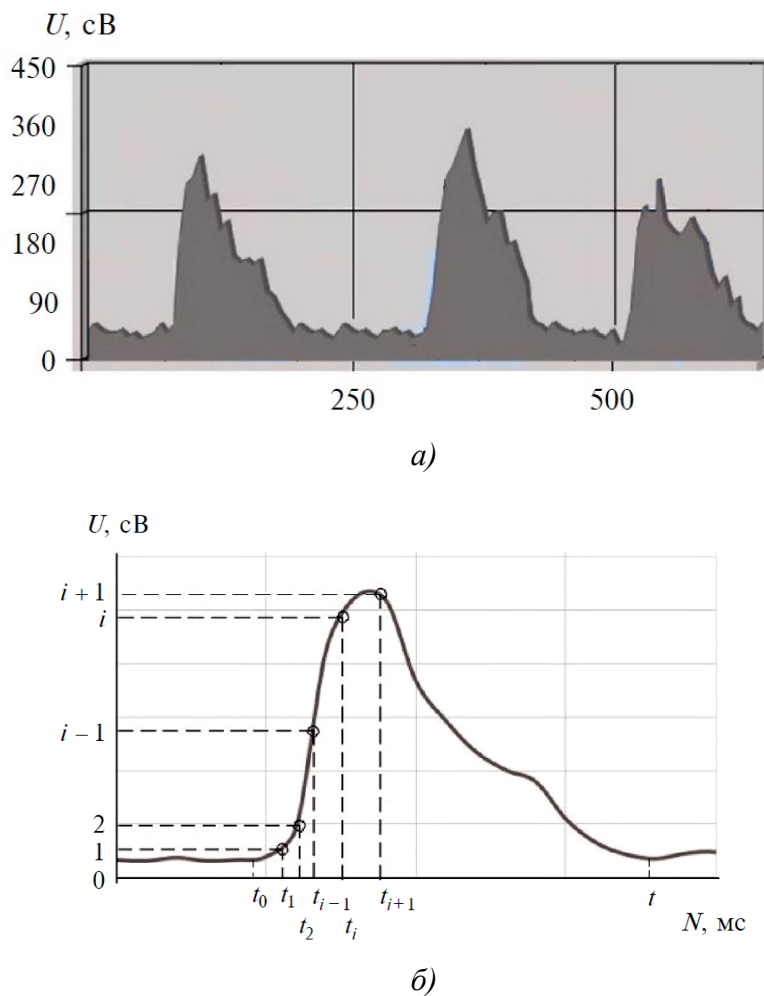


Рис. 6 - Графічний протокол результатів (а) і принципи визначення TDF-характеристик сигналу (б) [31]

Оцінка вимірних параметрів сигналу ЕМГ проводилася за кількома тимчасовим характеристикам TDF, а саме по дисперсії VAR і значенням трапецієподібного інтеграла Int , записаних за формулами:

$$VAR_i = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N t (U_i(t) - \underline{U}_i)^2, \quad (1)$$

$$Int = \int_{t_0}^{t_N} t f(t) dt \approx (t_N - t_0) \frac{f(t_N) + f(t_0)}{2}, \quad (2)$$

де, t_0 , t_N - межі інтегрування (див. рис.4, б), $f(t)$ - сигнал рЕМГ, який потрібно інтегрувати, значення i , t і N вибираються відповідно до принципів показані на фіг. 6, б, а U_i розраховується за формулою:

$$\underline{U}_i = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N N |U_i(t)| \quad (3)$$

де $U_i(t)$ - i важлива амплітуда сигналу в момент часу t .

Вибір такого набору характеристик TDF можна пояснити результатами попередніх тестів, проведених на 20 добровольцях, згідно з якими тільки дисперсія VAR [59] і інтегральне Int перебували в досить широкому динамічному діапазоні, межі якого не перевищували не перетинаються для різних типів рухів A1 - B2.

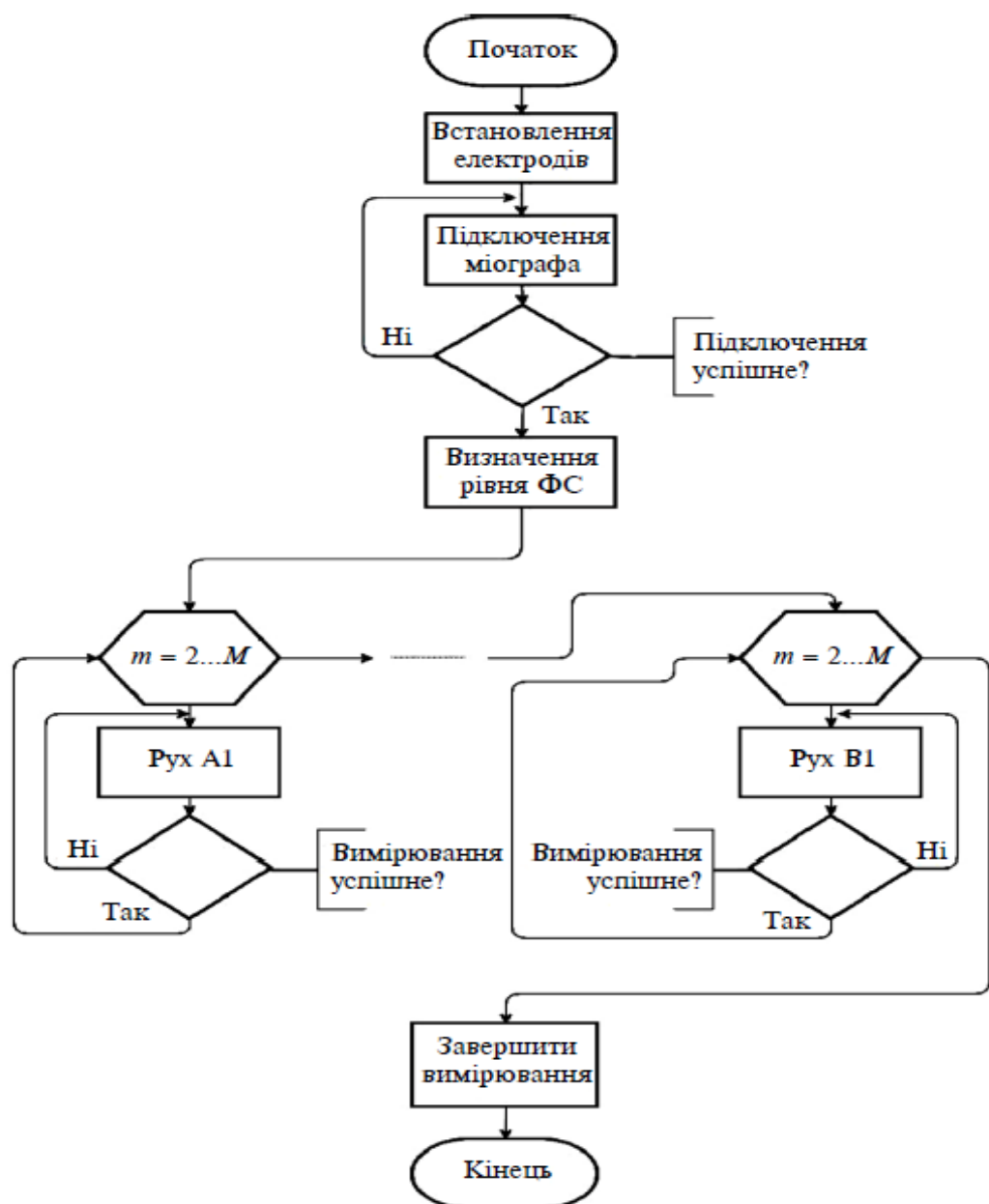


Рис. 7 - Алгоритм проведення вимірювань [22]

Ефективність методів машинного навчання для класифікації типів рухів за певними характеристиками сигналу рЕМГ може варіюватися в залежності від індивідуальної завдання. «Складність» реалізації і час навчання системи залежать як від набору вхідних даних, так і від характеристик обладнання, що використовується в розрахунках. При виконанні даної роботи для класифікації сигналу використовувався простий і ефективний непараметрический метод машинної класифікації - метод найближчих k- сусідів, або kNN [34]. Відносно вхідного набору даних процес нормалізації і стандартизації [56] проводиться за формулами:

$$U_{norm} = \frac{U - U_{min}}{U_{max} - U_{min}}, \quad (4)$$

$$U_{st} = \frac{U - \mu}{\sigma}, \quad (5)$$

де U_{max} , U_{min} - максимальне та мінімальне значення амплітуди сигналу для обраного часового інтервалу; μ , σ - середнє арифметичне і стандартне відхилення амплітуди сигналу U , що визначається за формулами:

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x(U_i), \quad (6)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x(U_i - \mu)^2}. \quad (7)$$

Залежно від типу і цілі класифікації для визначення найменш віддалених сусідів можуть використовуватися різні методи розрахунку мінімальної відстані D_{min} . У дослідженні використовувався метод визначення відстаней Чебишева (D

СН), Евкліда (D_{EU}), манхеттенської метрики (D_{MH}) і відстані Маньківського (D_{MN}), які визначаються згідно з [27].

2.1.3 РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Результати порівняння точності класифікації за методом k -NN, а також 1-NN (як окремий випадок методу k найближчих сусідів) для різних варіантів визначення мінімального відстані і різних значень k які наведені в таблиці. 1-3. Згідно з принципами методу k NN, класифікація визначає індивідуальні відстані від обчислених значень VAR і Int для аналізованого сигналу ЕМГ до аналогічних значень VAR і Int для сигналів рЕМГ і від навчального набір даних (найближчі сусіди). Показник k вказував кількість найближчих сусідів, відстань до яких враховувалося при визначенні типу руху і відповідного класу досліджуваного сигналу пЕМГ. У разі $k = 1$ привласнення відповідного результату відбувалося в залежності від класу, у якого була найбільша кількість найближчих сусідів.

Індекс k був обраний методом селекції і не перевищував значення $k = 15$. Для уникнення непорозумінь при класифікації парні значення k не використовувалися, а VAR і Int ЕМГ-сигнал розраховувалися для 3-х типів. вхідних даних: без нормування і впорядковані за формулами (1) і (2). В якості окремої варіації цього методу також використовувався метод 1NN, тобто метод, в якому клас досліджуваної рЕМГ і відповідний тип руху вибирався по 1-му найближчого значенням з набору навчальних даних

Таблиця 1 - Точність класифікації ненормалізованих пЕМГ-сигналів

Тип відстані D_{\min}	Показники точності відповідно до значення k , %				
	$k = 1$	$k = 7$	$k = 11$	$k = 13$	$k = 15$
D_{CH}	61,11	75,00	80,56	77,78	75,00
D_{EU}	61,11	72,22	80,56	83,33	72,22
D_{MH}	58,33	72,22	75,00	77,78	80,56
D_{MN}	61,11	69,44	77,78	80,56	75,00

Таблиця 2 - Точність класифікації нормалізованих пЕМГ-сигналів

Тип відстані D_{\min}	Показники точності відповідно до значення k , %				
	$k = 1$	$k = 7$	$k = 11$	$k = 13$	$k = 15$
D_{CH}	47,22	75,00	80,56	77,78	80,56
D_{EU}	52,78	75,00	86,11	83,33	75,00
D_{MH}	50,00	66,67	86,11	80,56	72,22
D_{MN}	50,00	66,67	83,33	75,00	72,22

Таблиця 3 - Точність класифікації стандартизованих пЕМГ-сигналів

Тип відстані D_{\min}	Показники точності відповідно до значення k , %				
	$k = 1$	$k = 7$	$k = 11$	$k = 13$	$k = 15$
D_{CH}	52,78	61,11	66,67	61,11	58,33
D_{EU}	58,33	58,33	63,89	61,11	63,89
D_{MH}	55,56	52,78	61,11	69,44	61,11
D_{MN}	50,00	61,11	66,67	63,89	63,89

Класифікація проводилася в співвідношенні 80/20, де 80% вихідного набору використовувалося для навчання системи, а 20% вхідних даних (одна ітерація кожного руху для всіх випробовуваних) - для тестування. Точність класифікації розраховувалася за формулою:

$$A_{cc} = \frac{C}{S} \cdot 100 \% , \quad (8)$$

де N - кількість правильно позитивних відповідей для даного k , S - загальна кількість відповідей. Як видно з табл. 1-3 порівняння результатів точності класифікації проводилося для чотирьох методів визначення мінімального відстані aD_{\min} , а саме: для метрики Чебишева, евклідової, манхеттенської метрики і відстані Маньківського числа найближчих сусідів k , рівного 1, 7, 11, 13, 15. Тип руху стандартизованих сигналів рЕМГ (див. Таблицю 3) досить низький для всіх вибраних значень k і, як наслідок, неефективний для вирішення завдання, поставленого в дослідженні. Результати, отримані на ненормованих сигналах рЕМГ (див. Таблицю 1), мають значно вищу ефективність, але використання єдиного випадку методу 1NN як і раніше непрактично, а також показує досить низьку точність.

Найбільша точність класифікації зі значенням 86,11% спостерігається при використанні нормалізованого набору даних для евклідова відстані (D_{EU}) і

манхеттенської метрики (D_{MN}) при $k = 11$ (см. Таблицю 2). Крім того, точність індексу k для відстаней D_{CH} і D_{MN} також досить висока і перевищує 80%. Показники досить високі навіть порівняно з результатами для методу класифікації kNN , наведеного в [23] і [28], в якому використовувалися дво- і чотирьохканальні вимірювальні системи, більшу кількість класифікаторів і набагато більший набір даних для навчання. Пропонована аналітична модель проста у використанні, не вимагає використання багатоканальних вимірювальних пристроїв, а використання невеликої кількості вихідних характеристик сигналу відносно легко реалізується, метод k - класифікації робить його зручним для реалізації в керуючих моделях недорогих біонічних протезів.

Оцінка запропонованої аналітичної моделі проводилася на вибірці з 6 здорових пацієнтів розміром 180 значень, 36 з яких були використані для тестування, а 144 - для навчання класифікаційної моделі методом kNN . При цьому, незважаючи на досить обмежений обсяг даних для навчання моделі, після нормалізації вихідного набору вхідних даних точність класифікації при $k=13$ склала більше 80%, а при $k=11$ - понад 86%.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2

За результатами вивчення теоретичних даних запропонована аналітична модель для оцінки TDF характеристик Міографічний сигналів основних функціональних рухів руки на основі одноканальній вимірювальній системі і простого методу машинної класифікації. Для успішної реалізації запропонованої моделі досить визначити тільки дві елементарних тимчасові характеристики вимірюваного сигналу r_{EMN} , а саме продуктивність дисперсії VAR і трапецевидного інтеграла Int , який поєднає зі способом, найближче з сусідів можуть забезпечити точність класифікації рухів, що виконуються на рівні 86,11%.

Тому запропонована модель ефективна навіть при великому наборі характеристик сигналу ЕМГ і обмеженій кількості вхідних даних. У подальших дослідженнях плануємо перевірити ефективність запропонованої системи не тільки

на здорових пацієнтах, але і в реальних умовах при роботі з травмованими добровольцями. Набір вхідних даних сигналу rEMG в цьому випадку може вплинути на коректність застосування запропонованої моделі, а точність її класифікації можна підвищити, використовуючи ширшу вибірку даних для навчання.

РОЗДІЛ 3

РОЗРОБКА ЕЛЕКТРИЧНОЇ СХЕМИ ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ СИГНАЛУ ТА ВТОРИННОГО ПЕРЕТВОРЮВАЧА НА ОСНОВІ ОПЕРАЦІЙНОГО ПІДСИЛЮВАЧА З НИЗЬКИМ ВХІДНИМ СТРУМОМ І ШУМАМИ

3.1 ТЕХНОЛОГІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ РОЗРОБОК

Апаратно-програмні комплекси реєстрації, обробки і аналізу сигналу ЕМГ традиційно складаються з електродів для зняття потенціалу дії м'язових волокон, заземлюючого електрода, розташованого на пасивному ділянці досліджуваного м'яза, високоякісного підсилювача з низьким власним шумом, фільтри шумів і електромагнітних завад, Інтерфейс з персональним комп'ютером [14]. Біо Потенціальний сигнал, реєстрований електродної системою ЕКГ, посилюється до бажаного рівня, фільтрується, оцифровується і зберігається для подальшої обробки в програмних середовищах LabVIEW, MATLAB, C ++ і т. Д. Рекомендується фільтрувати сигнал як в аналоговій частині, використовуючи апаратні аналогові фільтри і в цифровій частини програмно. Основний вплив на точність реєстрації сигналу ЕМГ надають внутрішні біоелектричні потенціали пацієнта, які утворюються в результаті роботи органів людини, і змінні зовнішні електромагнітні поля від пристроїв і пристроїв. Основною перевагою програмної реалізації фільтрів є можливість створення зручної системи обробки сигналів для лабораторних досліджень і відносна простота зміни їх параметрів під поточні завдання. На рис. 8 показана пропонована блок-схема системи реєстрації поверхневої ЕМГ.

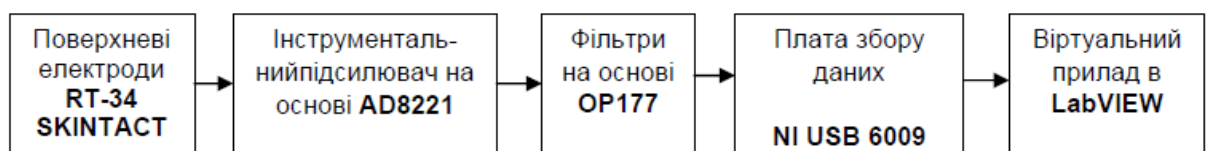


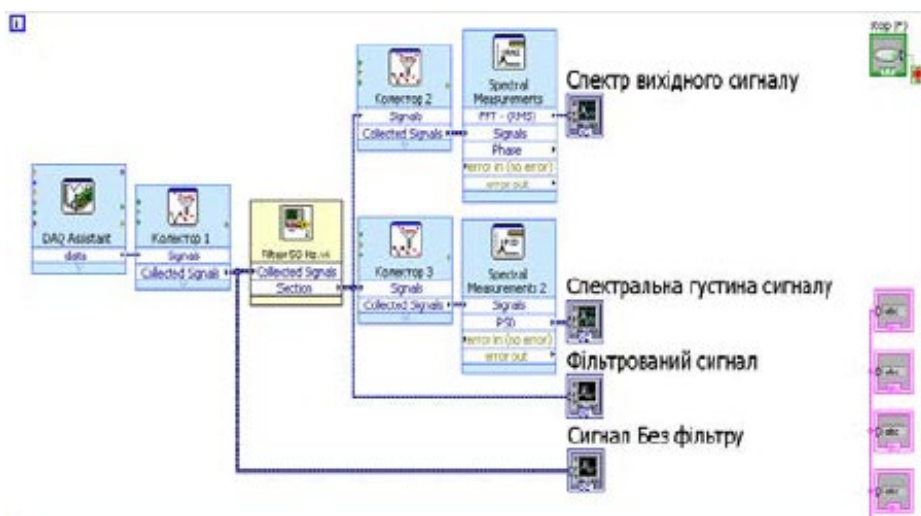
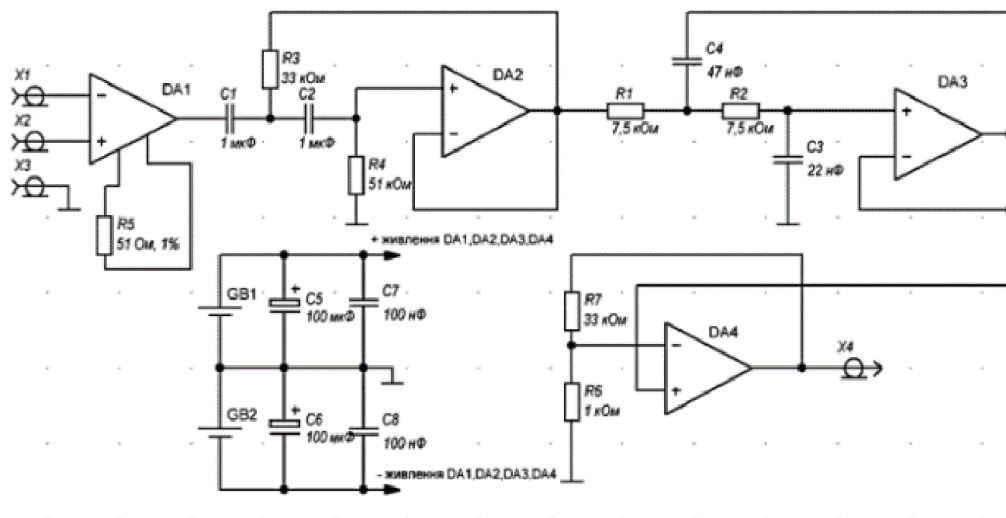
Рис. 8 - Структурна схема системи реєстрації поверхневої ЕМГ

Розроблено спеціалізований підсилювач на базі інструментального підсилювача AD8221, який забезпечує коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу 130 дБ, послаблює широкосмуговий шум і гармоніки, що значно знижує вимоги до подальшої апаратної фільтрації вихідного сигналу відповідно до поданої блок-схеми. на рис. 1. Віртуальне пристрій виконує додаткову фінальну фільтрацію сигналу, виводить дані на екран комп'ютера і зберігає їх в файл. Важливою вимогою є необхідність фільтрації декількох гармонік мережевої частоти джерела живлення. Використання імпульсних бестрансформаторних джерел живлення усуває необхідність фільтрації електромагнітної індукції на відповідних частотах модуляції. Для забезпечення можливості оперативної зміни параметрів мережевого фільтра гармонік були розроблені програмний каскадний смуговий фільтр Бесселя першого порядку на частоті 50 Гц і відповідних кратних парних гармонік, а також додатковий Бесселевській ФНЧ Бесселя. четвертого порядку на частоті 500 Гц [5]. Коефіцієнт посилення всього каскаду близько 34000.

На етапі лабораторних досліджень сигналів поверхневої ЕМГ був обраний модульний принцип побудови структури функціонально відкритих апаратних і програмних засобів віртуальних інструментів (VI). В якості основи апаратної частини розробленої системи була обрана плата збору даних NI USB 6009 з вбудованим інтерфейсом USB. Використання драйверів від виробника пристрою NI USB 6009 для роботи в LabVIEW надає можливості для розширення обробки і аналізу зареєстрованого сигналу. Програмна фільтрація реалізується спеціалізованим програмним забезпеченням з вільно доступною бібліотеки платформи LabVIEW і середовища розробки графічного мови програмування [5]. Розроблений авторами VI дозволяє встановлювати частоту дискретизації, візуалізувати сигнал до і після фільтрації в заданому часовому інтервалі вибірки, зберігати в пам'яті персонального комп'ютера, аналізувати спектральні складові власного шуму підсилювача за допомогою електродної системи, корисно сигнал і перешкоди. Для зняття поверхневих сигналів ЕМГ авторами обрані одноразові поверхневі електроди типу RT34 фірми SKINTACT, що відповідають

фізіологічним і конструктивним вимогам, зручні, нетравматичними, дозволяють отримати якісний сигнал.

а)



б)

Рис. 9 - Принципова схема інструментального підсилювача з фільтрами Бесселя 1 го порядку (а) та структура віртуального приладу (б)

Плата збору даних NI USB 6009 добре підходить для лабораторних випробувань, тому що вона має гнучку архітектуру, супроводжувану драйверами LabVIEW від виробника у вільному доступі і бібліотеками спеціалізованого програмного забезпечення. Запропоноване авторами поєднання апаратного та

програмного забезпечення суттєво спрощує розробку систем реєстрації ЕМГ-сигналів на початкових етапах досліджень. Однак для подальшої розробки автономного устрою автори пропонують замінити плату збору даних NI USB 6009 електронними пристроями, що не вимагають використання кінцевими користувачами програмного середовища LabVIEW для фільтрації та аналізу сигналу ЕМГ. Основною перевагою переходу на систему з мікроконтролером є можливість створювати алгоритми обробки сигналів, які легко переносяться на інші типи мікроконтролерів, а також можливість реалізації бездротової автономної системи запису ЕМГ на поверхні. Алгоритми обробки і аналізу сигналів в цьому випадку не прив'язані до конкретної програмному середовищі і апаратних засобів, що значно розширює межі можливого використання пропонованих систем.

У разі використання програмно-апаратної системи реєстрації ЕМГ поверхні на базі плати збору даних NI USB 6009 на рис.3 чітко видно, що на досліджуваний сигнал накладається синфазное напруга комутації мережі 50 Гц і його гармоніки з вхідні амплітуда близько 360 мкВ (рис. 10) . Без додаткової фільтрації мережевих перешкод неможливо виділити корисний сигнал, оскільки амплітуда синфазної складової вимірюваного сигналу перевищує амплітуду сигналу поверхневої ЕМГ. Потреби сучасної медичної діагностики, спортивних досліджень, протезування в більшості випадків вимагають поліпшення функціональності систем реєстрації поверхневої ЕМГ, використання до 24 вхідних каналів реєстрації з їх поточної обробкою в реальному часі [2]. У міру збільшення кількості каналів з'являється можливість більш детально аналізувати скоординовану роботу різних груп м'язів, але при цьому збільшується обсяг оброблюваної інформації, і підвищуються вимоги до швидкості.

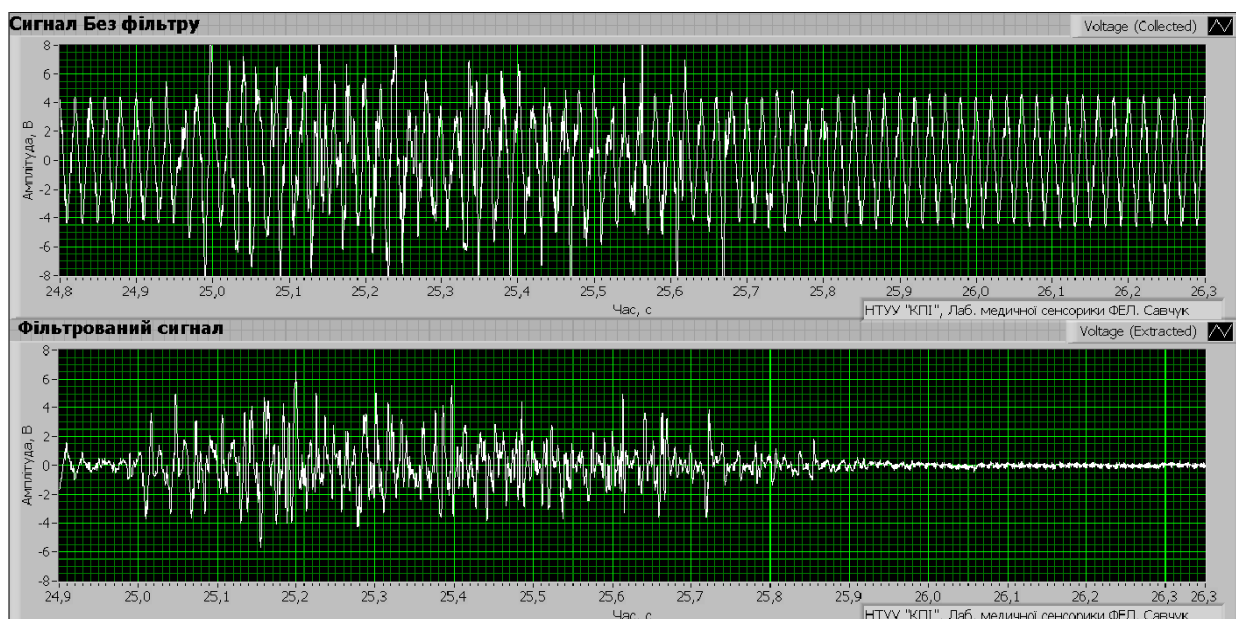


Рис. 10 - Вхідний сигнал без фільтру та з фільтром у випадку накладання електродів на досліджуваний м'яз за умови помірного згинання кисті вгору тривалістю 1,5 с

Багатоканальна система запису аналогового сигналу ЕМГ з подальшою програмною обробкою отриманої інформації з використанням демонстраційної плати STM32F3Discovery забезпечує наступні можливості. Це дозволяє знімати різниця потенціалів за допомогою електродів типу RT 34, посилювати сигнал, що приймається спеціалізованим підсилювачем так, щоб максимальна вихідна напруга не перевищувало максимальна вхідна напруга мікроконтролера, виконувати первинну обробку сигналу. Плата STM32F3 Discovery представляє собою повнофункціональний мікроконтролер з процесором на базі STM32F303VCT6 з 32-бітовим ядром ARM CortexM4 з максимальною частотою 72 МГц. Мікроконтролер містить 4-канальний 12-розрядний послідовний АЦП з можливістю мультиплексування до 39 каналів. Час перетворення аналогового сигналу в цифровий може становити 200 нс, що відповідає частоті дискретизації 5 МГц.

Для загальних потреб карта STM32F3 Discovery може використовувати більше 80 контактів, до яких можна підключати зовнішні пристрої, датчики, радіомодулі (включаючи Bluetooth, WiFi і т. Д.), А також зовнішню пам'ять для зберігання необхідної інформації в незалежній пам'яті. засоби масової інформації.

STM32F3 Discovery має вбудований інтерфейс Full Speed USB2.0, який дозволяє передавати отримані дані на комп'ютер для подальшої обробки в програмних пакетах. Для демонстраційної плати STM32F3 Discovery авторами розроблено спеціалізоване програмне забезпечення, що дозволяє передавати отримані дані на персональний комп'ютер по каналу Full Speed USB2.0. Програмне забезпечення включає в себе ініціалізацію режимів, настройку та калібрування АЦП, ініціалізацію протоколу зв'язку через обраний інтерфейс. Плата STM32F3 Discovery набагато дешевше плати збору даних NI USB 6009, але по продуктивності не поступається, хоча збільшує рівень складності розробки, так як вимагає програмування на мовах C++ і Assembler. Використання демонстраційної плати STM32F3Discovery для цифрової обробки сигналів (фільтрації і нормалізації сигналів) дозволяє реалізувати автономну систему реєстрації сигналів наземної ЕМГ без використання окремих схем аналогових фільтрів і без підключення до комп'ютера. Метод цифрової фільтрації сигналу на основі STM32F3 дозволяє швидко і легко програмно змінювати параметри фільтра і виконувати остаточну обробку, аналіз і зберігання сигналу.

У цій частині роботи мені було запропоновано попрацювати з архітектурою програмно-апаратного комплексу для запису сигналу поверхні ЕМГ на базі плати збору даних NI USB 6009 під керуванням спеціалізованого програмного забезпечення в LabVIEW, з урахуванням його блок-схеми, розроблений алгоритм спеціалізоване програмне забезпечення. Результати, отримані експериментально в даній роботі, підтверджують можливість створення такої системи реєстрації ЕМГ-сигналу за запропонованою авторами структурній схемі. Розроблені електронні схеми інструментального підсилювача і фільтри нижніх і верхніх частот дозволяють реєструвати ЕМГ-сигнал з досить високим відношенням сигнал / шум для подальшої обробки за умови використання програмного забезпечення фільтрації з бібліотек LabVIEW. Відкрита гнучка архітектура системи надає досліднику широкі можливості для подальшого вдосконалення системи як в апаратній, так і в програмному відношенні. У роботі проаналізовано можливість

створення автономної системи на базі демонстраційної плати STM32F3Discovery, запропоновані можливі напрямки її використання в системі обробки і аналізу сигналів поверхневої ЕМГ.

Я вважаю сучасне протезування важливим напрямом подальшого використання сигналу поверхневої ЕМГ, а саме розробкою динамічних біоелектричних протезів, які в значній мірі функціонально замінюють ампутовані частини тіла. Управління такими біоелектричними протезами може здійснюватися за допомогою сигналів ЕКГ, реєструються апаратно і програмно в реальному часі, з подальшою генерацією електричних імпульсів управління електромеханічними вузлами протеза.

3.2 УДОСКОНАЛЕННЯ ПРОЦЕСУ РЕЄСТРАЦІЇ СИГНАЛУ

З досвіду роботи з готовою схемою для електроміографії стали зрозумілими проблеми, які існують при реєстрації та обробці сигналів ЕМГ внаслідок чого було сплановано розширене дослідження по вдосконаленню пристроїв, до якого були внесені наступні пункти:

- 1) Вдосконалення конфігурації диференціального електрода:
 - поверхні виявлення, що складаються з двох паралельних смужок: кожна 1,0 см завдовжки, 12 мм шириною, мають розміщуватися на відстані 1,0 см один від одного;
 - ширина смуги пропускання 20 500 Гц із затуханням щонайменше 12 дБ / октава;
 - коефіцієнт зниження синфазного сигналу > 80 дБ;
 - амплітуда шум < 2 мкВ в смузі 20 400 Гц;
 - вхідний опір > 100 МОм.
- 2) Оптимізація розташування електроду: на середній лінії м'язового живота, між міотендонним переходом і найближчу зону іннервації, причому поверхня детектування орієнтована перпендикулярно довжині м'язи волокна. Використовуйте електричну стимуляцію або поверхневе електричне зіставлення, щоб знайти зони іннервації.
- 3) Використання середньоквадратичного значення сигналу для вимірювання амплітуди добровільно отриманого ЕМГ сигналу.
- 4) Вимірювання часу активації у всіх типах скорочень.
- 5) Обмеження дозволу часу ВКЛЮЧЕННЯ до 10 мс при порівнянні між м'язами та предметами.
- 6) подача сигналу до досліджуваного м'яза шляхом тестування на перехресних перешкодах. Використання подвійної диференціальної техніки, виділення частотного спектра або техніки множинних електродів.

7) Кількісне порівняння пропорційного співвідношення між сигналом ЕМГ і силою має виконуватися добре регульованими ізометричними скороченнями, в яких випробовуваний суглоб обмежений обертаючий внесок м'язів, відмінних від інтересу.

8) Сила і сигнал ЕМГ не є монотонно пов'язаними в миттєвому сенсі. Аналізи, що спираються на миттєве співвідношення, слід відносити до стохастичних. Для отримання близького монотонного співвідношення між силою і сигналом ЕМГ фільтрують сигнал з шириною вікна 1 с.

9) При отриманні вимірювань від ізометричних скорочень постійної сили підтвердьте, що їх немає моторні одиниці активні на межі свого порога. Цю ситуацію слід уникати, особливо у випадках де рівень сили низький, а амплітуда незначно набраного MUAP висока.

10) Уникайте ізометричних скорочень. Якщо дані з таких скорочень будуть аналізуватися кількісно, використовуйте скорочення, які мають найменшу кількість укорочення і найменшу швидкість, і інтерпретують результати з обережністю і обережністю.

11) Якщо необхідно проаналізувати повторювані ізометричні скорочення, виберіть дані з фіксованої частини на циклі активності і контролювати параметри сигналу по мірі прогресу циклів.

12) При нормалізації амплітуди ЕМГ сигналу роблять це при значеннях менше 80% MVC. Вище цього рівень, ЕМГ сигнал і сила (крутний момент) виключно нестійкі і не забезпечують відповідного точка відліку.

13) Виміряйте MVC, вибравши найбільше значення трьох послідовних спроб досягнення максимальної значення, з періодом спокою не менше 2 хв між скороченнями. Нехай суб'єкт обирає свою власну сила досягає максимального значення. Позиція суб'єкта повинна бути схожою, якщо не ідентичною передбачається під час фактичного випробування. Повторюйте це вимірювання щоразу під час експериментальних умов зміни.

14) Переважно використовуйте середню частоту як індекс втомленості, обчислений з частотного спектру сигналу ЕМГ. Можна також використовувати середню частоту.

15) При обчисленні спектральних змінних обмежують скорочення м'язів до рівня ізометричної, постійної сила і більше 30%.

16) При порівнянні спектральних змінних серед суб'єктів використовуйте один і той же електрод (особливо з тим самим поділ між поверхнями виявлення і розміщення його в подібному місці щодо іннервації зони і вставку сухожилля. (Поверхневі анатомічні орієнтири, як правило, не підходять тому що зони іннервації не можуть бути розташовані в аналогічних ділянках м'язи серед суб'єктів). Також треба мати на увазі вплив підшкірної тканини.

ВИСНОВКИ ПО РОЗДІЛУ 3

1. Необхідно добитися значного зниження поперечних бар'єрів від інших м'язів. Поки це означає пошук і реалізацію доступного способу виявлення перехресних сигналів. Це дуже важлива вимога для всіх застосувань поверхні сигналу ЕМГ.

2. Необхідно узгодити засоби для визначення часу активації і дезактивації м'язової активації.

3. Розробка засобів виявлення поверхні, які відстежують рух м'язових волокон. Такий підхід покращує стаціонарність сигналу і забезпечує раціональну основу для кількісної прив'язки виявленого сигналу ЕМГ до вимірюваного крутним моментом під час ізометричних скорочень, хоча вплив довжини сили і сили інерції залишається і вимагає розгляду

4. Розробка засобів оперативного вимірювання стаціонарності поверхні ЕМГ-сигналу. Цей підхід забезпечує вимір стаціонарності сигналу під час виявлення сигналу.

5. Розробка засобів, за допомогою яких можна розумно оцінити абсолютну силу, створювану м'язом, з точністю $\pm 5\%$ безпосередньо з поверхні сигналу ЕМГ, виявленого над м'язом. По-перше, слід вдаватися до ізометричним скорочень з постійною силою і силою. (Цей підхід зажадає нових засобів для виявлення ЕМГ).

РОЗДІЛ 4

ОСОБЛИВОСТІ ПРОЕКТУВАННЯ ПІДСИЛЮВАЧІВ БІОПОТЕНЦІАЛІВ

При проектуванні підсилювачів біопотенціалів (ПБП) найбільш складними етапами є [15]:

- складання функціональної схеми обладнання, аналіз вимог до окремих блоків;
- узгодження вхідного ланцюга й розрахунок перших каскадів посилення.

Ідеальним для реєстрації біопотенціалів є підсилювач, якій має нескінченно більший повний вхідний опір, повністю пригнічує завади від силової мережі, нечутливий до потенціалів поляризації електродів і різницевих перешкод, що лежать за межами смуги частот. Однак побудувати такий підсилювач практично неможливо, тому при розробці ПБП прагнуть реалізувати низку вимог до них.

1. Вхідний опір підсилювача повинен бути за можливості не нижче опору біооб'єкту з урахуванням опору переходу «шкіра – електрод» для того, щоб не навантажувати джерело порушення, яким є біологічний об'єкт.

Наприклад, для знімання потенціалів з біологічно активних точок (БАТ) рекомендується дотримувати виконання співвідношення:

$$R_{\text{вх}} > (1/\delta)R_{\text{max}} , \quad (9)$$

де $R_{\text{вх}}$ – вхідний опір підсилювача, δ – максимально допустима погрішність виміру, R_{max} – максимальний внутрішній опір джерела біопотенціалів, за яке ухвалюють результат виміру опору ланцюга системи

«електрод – шкіра – електрод». При цьому враховується, що навантаження на біологічно активні точки може суттєво впливати на точність вимірів, змінюючи властивості каналів, пов'язаних із цими точками. Для інших вимірювальних систем ці умови можуть бути менш твердими.

Для частот досліджуваних сигналів до сотень кілогерців (наприклад, при електроємнісних або імпедансних дослідженнях) можна враховувати тільки активні складові вхідних опорів ПБП.

Іноді при розрахунку припустимого значення вхідного опору підсилювача використовують уявлення про припустиме відношення сигнал/шум. У цьому випадку розрахункове відношення має такий вигляд:

$$|Z_n| > 2 \frac{Z_n}{\frac{100}{\psi_{cn}} + 1}, \quad (10)$$

де Z_n – паразитний опір приелектродної зони, ψ_{cn} – задана величина відношення сигналу/перешкода.

2. Коефіцієнт передачі й смуга частот ПБП вибирають з таким розрахунком, щоб за максимального розмаху корисного сигналу сумарні корисний сигнал і сигнали всіх видів перешкод не вийшли за межі лінійної ділянки ПБП із метою мінімізації викривлень величини сигналу.

Викривлення, внесені будь-якими підсилювачами, поділяють на лінійні й нелінійні. Лінійні викривлення виникають внаслідок залежності коефіцієнту передачі обладнання від частоти сигналу. Ці викривлення не змінюються за зміни амплітуди сигналу. Нелінійні викривлення залежать від амплітуди, але не залежать від частоти; вони пов'язані з нелінійністю амплітудної характеристики передачі підсилювача. При реєстрації біопотенціалів за допомогою самописних приладів виникають додаткові динамічні викривлення. Вони з'являються тоді, коли

швидкість зміни амплітуди сигналу на вході вище часу перехідних процесів в обладнанні реєстрації. Такі викривлення пов'язані з обмеженнями швидкодії схем, тобто з обмеженнями в ділянці верхніх частот.

Реєстрація неспотвореної форми й спектра сигналу дозволяє зберегти максимальну діагностичну інформацію в корисному сигналі, особливо у тому випадку, коли заздалегідь не відомі інформативні ознаки сигналу. Однак збереження такого сигналу створює й низку серйозних труднощів для його реєстрації й наступного аналізу. На практиці реєстрація сигналів у повному обсязі не завжди доцільна, особливо, коли відомі інформативні параметри. В цих випадках можливі значні викривлення сигналів, але за умови, щоб вони не вносили викривлення у вимірюваний параметр. Так, наприклад, у дослідницьких цілях реєстрація електрокардіосигналу проводиться в діапазоні частот від 0,05 до 800 Гц, для клінічних цілей – у межах від 0,1 до 100 Гц, а при реєстрації частоти серцевих скорочень – від 1 до 16 Гц. Нелінійні викривлення в 1-му випадку прагнуть зробити менше 1%, в 2-му – 5%, а в 3-му викривлення припустимі до 50%, аби тільки вони не викликали пропусків зайвих спрацьовувань вихідного формуючого обладнання.

3. Вхідні каскади ПБП будують з таким розрахунком, щоб забезпечити придушення найбільш істотних перешкод і мінімальний рівень власних шумів при досить простих схемотехнічних рішеннях.

Під перешкодами розуміють порівнянні з величиною корисного сигналу напруги, що має місце в потенціалах, які визначають за допомогою електродів. Завади за їхнім видом, походженням й впливом на параметри корисного сигналу можна розділити на адитивні й мультиплікативні.

Адитивні завади складаються із сигналів: вони вносять найбільшу похибку і з ними суцужніше всього боротися. Їх поділяють на синфазні (сигнал середнього рівня) і різницеві.

На поверхні тіла відносно Землі є присутнім напруга синфазної завади частотою 50 Гц, амплітуду й фазу якої можна вважати практично однаковою у всіх

точках. Інфранизькочастотні синфазні завади створюються середнім рівнем поляризаційних потенціалів електродів, а середньочастотні – середнім рівнем біоелектричної активності сусідніх органів і шкірно-гальванічним рефлексом.

Ці ж причини можуть призвести до виникнення різницевих перешкод, миттєві значення яких на входах підсилювача однакові за величиною і протилежні за знаком. Різницеву перешкоду можуть створювати магнітні поля, що пронизують контур, утворені дротами, які з'єднують електроди з ПБП, а також сильні магнітні поля, що впливають безпосередньо на підсилювач.

Мультиплікативні завади змінюють параметр одного з елементів контуру передачі сигналу (наприклад, опору системи

«шкіра – електроліт – електрод» при висиханні електроліту або при рухах пацієнта), міняють коефіцієнт передачі корисного сигналу, викликаючи появу модуляції корисного сигналу перешкодою.

Ще одна група перешкод пов'язана із властивостями ПБП. Оскільки в сучасних підсилювачах найчастіше використовують схеми на операційних підсилювачах (ОП), то складовими цієї групи є погрішності роботи ОП. До них відносять погрішності, що виникають через:

- нестабільність джерел харчування;
- температурний дрейф;
- неточності установки опорів;
- кінцеві величини коефіцієнта підсилення;
- кінцеві значення вхідних і вихідних опорів і т. п.

Рівень власних шумів ПБП визначаються шляхом розподілу величини вихідної шумової напруги при підключенні до входу ПБП замість джерела біопотенціалів резистора, однакового за величиною вхідному опору реального джерела сигналу на коефіцієнт передачі підсилювача для корисного сигналу.

Основний внесок у шуми ПБП дають перші каскади посилення, тому іноді їх виконують на начіпних елементах, використовуючи польові транзистори або транзистори в мікрорежимі.[18]

4.1. Узагальнені функціональні схеми підсилювачів біопотенціалів

Оскільки вимоги по смузі частот корисного сигналу, динамічному діапазону, коефіцієнту підсилення та іншим параметрам, характер перешкод і шумів при відведенні біопотенціалів за допомогою електродів подібні, то можна запропонувати узагальнену функціональну схему ПБП, придатну для побудови підсилювальних каналів апаратури, призначеної для більшості методів дослідження біоелектричної активності. Як правило, це підсилювачі «прямого посилення».

На рис. 11. наведено узагальнену схему підсилювального каналу, побудовану виходячи з функцій, які повинні бути виконані для забезпечення високої якості передачі корисного сигналу.

В окремих випадках реалізації ПБП якісь блоки можуть бути сполучені, але при проектуванні будь-якого високоякісного ПБП повинні бути врахованими функції всіх блоків, включених у цю схему.

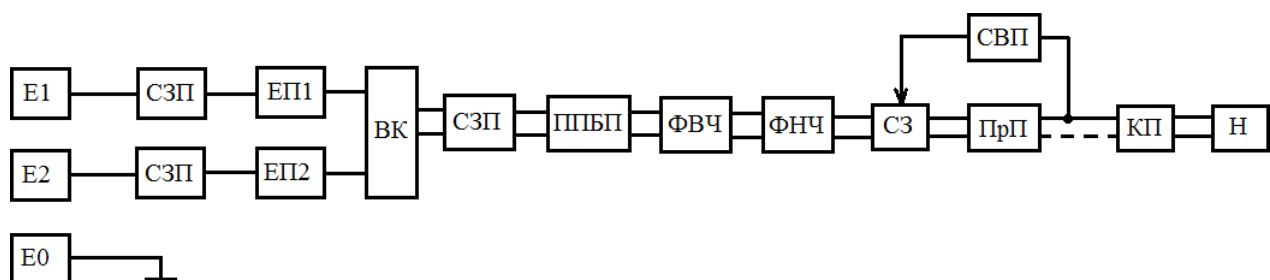


Рис. 11 - Узагальнена схема підсилювального каналу:

Е – електроди (1, 2 – активні); Е₀ –
індиферентний електрод; ВК – вхідне коло;

ЕП – електродні підсилювачі; СЗП – схема захисту
від перевантаження;

ППБП – попередній підсилювач біопотенціалів;

ФНЧ – фільтр нижніх частот; ФВЧ – фільтр верхніх частот;

СЗ – схема заспокоєння; ПрП – проміжний підсилювач;

СВП – схема визначення перевантаження;

КП – кінцевий підсилювач з регулюванням положення нульової
лінії.

4.2. Вимірювальні перетворювачі електричних параметрів

Апаратура для імпедансних і електроємнісних вимірів орієнтована на одержання специфічної інформації про фізіологічні процеси електричних параметрів, що виражаються у величинах біотоканів. Ці виміри залежно від мети розв'язуваного завдання проводять у різних частотних діапазонах. Постійний струм та інфранизькочастотний діапазон (до 10 Гц) найчастіше використовують при визначенні стану шкіряного покриву, включаючи рефлекторні зони людини і БАК. Низькі й середні частоти знаходять застосування переважно при дослідженні функції легенів і параметрів серцево-судинної системи. Наприклад, відомі прилади для трансторакальної реоплетизмографії, реоенцефалографії й визначення венозного кровопотоку, що працюють на частотах 4 кГц і

50 кГц. На високих частотах (до 0,5 МГц) проводять дослідження дихальної функції легенів, а при оцінці змін діелектричних властивостей тканин з появою новоутворень використовують частоти до 100 МГц і т. п. Відомі також методики, за реалізації яких зондування ділянки, що цікавить, здійснюється послідовно на декількох частотах. Здійснити вимір електричних параметрів дозволяють вимірювальні перетворювачі електричних параметрів (ВПЕП).

Відома велика кількість варіантів вимірювальних перетворювачів цього типу. Їх можна класифікувати за способами підключення до об'єкта дослідження, електричним параметром, який перетворюється в ВПЕП, параметром вихідного сигналу, який використовують для передачі інформації про вимірювану електричну властивість, схемотехнічним рішенням тощо [19].

За способами підключення до об'єкта дослідження ВПЕП поділяють на контактні і безконтактні. Контактні ВПЕП використовують при імпедансних дослідженнях, і вони підключаються до біологічного об'єкта за допомогою електродів. Безконтактні перетворювачі характерні для електроємнісних методів дослідження, наприклад, для діелектрографії.

За електричним параметром, перетвореним в електричний сигнал, у ВПЕП розрізняють перетворювачі «опір – напруга» (ОН),

«струм – напруга» (СН), «заряд – напруга» (ЗН) і перетворювачі генераторного типу (ГТ).

Вимірювальні перетворювачі опору і струму в напругу (ВПЕПеСН і ВПЕП-ТН) призначено для одержання електричного сигналу, параметри якого пропорційні значенню вимірюваного опору або струму.

Перетворювачі заряду в напругу (ВПЕПеЗН) забезпечують одержання вихідної напруги, пропорційної електричному заряду, що попадає на їхній вхід.

Генераторні перетворювачі (ВПЕПеГТ) являють собою генератори напруг заданої форми (найчастіше використовують генератори синусоїдальної напруги), у яких один з елементів, від величини якого залежить частота (іноді амплітуда) напруги, що генерується, пов'язаний з об'єктом дослідження. Прикладом перетворювачів такого типу є генератор гармонійних сигналів з використанням коливального контура, ємність (або індуктивність) якого залежить від досліджуваних властивостей біологічного об'єкта. За параметрами вихідного сигналу, використовуваного для передачі інформації про вимірювану електричну властивість об'єкта, розрізняють перетворювачі, у яких

корисна інформація втримується в амплітуді, частоті або фазі – для безперервного сигналу, або в амплітуді, частоті повторення, кількості імпульсів за еталонний інтервал, часу затримки, тривалості імпульсу – для імпульсних сигналів.

Кожний тип перетворювача має багато варіантів схемотехнічних рішень. Найбільший інтерес серед них являють собою мостові і потенціовимірвальні схеми ШЕП.

Мостові перетворювачі використовують як базові для вимірювання різних електричних властивостей об'єкта дослідження. Наприклад, при вимірюванні активного опору (або імпедансу) біотканини досліджувана ділянка біооб'єкту включається замість одного з резисторів у чотириплечовий резисторний міст. В іншому варіанті мостової схеми, принаймні, один із резисторів має бути змінним. Міст із його допомогою балансує, потім замість одного підключається невідомий опір і міст балансує знову. Відлік величини невідомого опору можна одержати за зміни опору змінного резистора.

4.3. Особливості проектування вхідних каскадів підсилювачі біопотенціалів

При реєстрації біопотенціалів виникає низка проблем, пов'язаних із особливістю будови й функціонування біооб'єкту: високий рівень перешкод у широкому діапазоні частот, який зазвичай «охоплює» частотний спектр досліджуваного сигналу й достатньо високий вихідний опір біооб'єкту. Значний внесок рівень перешкод вносять електроди, які реєструють, що в сукупності дає рівень перешкод на певній ділянці спектра вище, чим рівень корисного сигналу. Ці

і низка інших особливостей біооб'єктів висувають особливі вимоги до проектування ПБП.

На рис. 12 показано варіант еквівалентної схеми взаємодії біооб'єкту через електроди E1 і E2 з ПБП. Для вирішення завдання синтезу схеми ПБП і розрахунку його параметрів зручно класифікувати завади стосовно амплітудно-частотних властивостей корисного сигналу і місця їхнього додатку стосовно біооб'єкту і ПБП.

Сам біооб'єкт стосовно ПБП генерує шуканий корисний сигнал e_i . Сигнали завади за своєю природою можуть бути перешкодою тільки для корисного сигналу. В інших дослідженнях ці сигнали можуть стати шуканими сигналами, а корисний сигнал – перешкодою. До електродів усі ці сигнали подаються через відповідні комплексні опори. Друга група перешкод пов'язана із властивістю взаємодії біооб'єкта (в основному як електроліту) з електродами. Серед основних перешкод тут виділяють ЕРС поляризації електродів $e_{\text{пол}}$, напруга дрейфу $e_{\text{др}}$, напруга електричного шуму $e_{\text{вш}}$, напруга електромеханічного шуму $e_{\text{емш}}$.

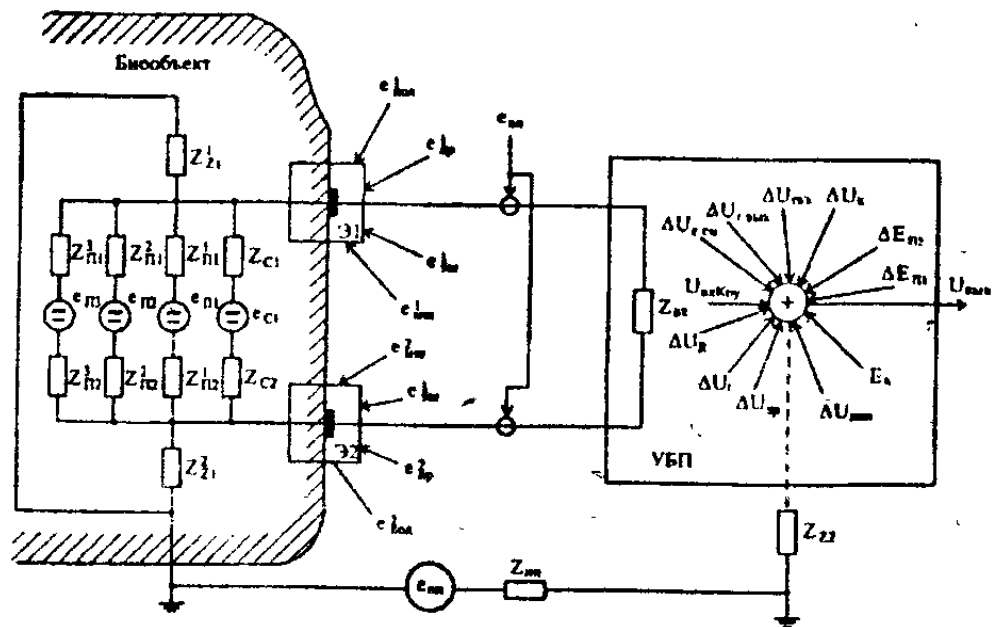


Рис. 12 - Еквівалентна схема підключення біооб'єкта до ПБП із урахуванням перешкод

Третя група перешкод впливає на сполучні проведення між електродами й ПБП, яка названа умовно як ЕРС повітря

Четверта група перешкод пов'язана із властивостями ПБП, і оскільки як ці підсилювачі використовують ОП, то й складові цих погрешностей є погрешностями роботи ОП:

- погрешності від нестабільності джерела харчування $\Delta E_{n1}, \Delta E_{n2}$;
- погрешність від температурного дрейфу ΔU_{op} ;
- погрешність від операційних підсилювачів ΔU_{ov} ;
- погрешність від напруги зсуву $\Delta U_{ем}$;
- погрешність від наявності вхідного струму
- погрешність від кінцівки коефіцієнта
- погрешність від вхідних і вихідних

При проектуванні ПБП із урахуванням наявних перешкод і параметрів біооб'єктів зазвичай прагнуть реалізувати наступні вимоги:

1. Вхідний опір підсилювача повинен бути за можливості не нижчим опору біооб'єкту з урахуванням опору електродів і приелектродного шару.
2. Коефіцієнт передачі ОП вибирається з таким розрахунком, щоб за максимального посилення корисного сигналу сумарні корисний сигнал і сигнали.
3. Вхідні каскади ПБП будують з таким розрахунком, щоб забезпечити придушення найбільш істотних перешкод при досить малих схемотехнічних рішеннях.

Стосовно входів ПБП завади класифікують як синфазні і диференційні (поздовжні і поперечні), причому синфазні завади зазвичай вищі корисного сигналу e_n . Наприклад, ЕРС електрокардіосигналу орієнтовно у 800 разів менше напруги поляризації хлорсрібних електродів, а спадання напруги від блукаючих «земляних» струмів на різних опорах і при видаленні від двох точок заземлення на відстань близько 500 м може досягати 10–15 В.

Табл. 4 Амплітудно-частотні характеристики деяких електрофізіологічних сигналів

Тип сигналу	Величина ЕРС	Частотний діапазон, Гц
ЕКГ	1–5 мВ	0,05–75
ЕЕГ	10–150 мВ	0,5–50
ЕМГ	до 1 мВ	до 2000
ЕРС БАК	Характерні величини 50 – 60 мВ(до 100мВ)	0–0,01

ВИСНОВКИ ДО РОЗІДЛУ 4

У табл. 4 наведено деякі дані по амплітудно-частотних характеристиках деяких електрофізіологічних сигналів, причому багато дослідників БАК наводять дані про те, що при вимірюванні величини ЕРС БАК інформативність одержуваних даних падає при навантаженні з боку вимірювальних трактів. Тому рекомендовано використовувати високоомне електронне обладнання.

РОЗДІЛ 5 РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП ПРОЕКТУ

5.1 Опис ідеї проекту

Розробка свого обладнання для міографії та подальшої обробки отриманої інформації.

Таблиця 4 - Опис ідеї проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Використання вдосконалених систем міографії	1. Військова галузь	Використання екзоскелетів
	2. Медицина	Відновлення кінцівок протезами з функціоналом біологічних

Порівняємо з конкурентами:

Конкурент №1: MioElectronics

Конкурент №2: Компанія HumansLab

Конкурент №3: Компанія WayWorld

Таблиця 5 – Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

n/ n	Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів				W(слабка)	N(нейтральна)	S(сильна)
		M(Мій проект)	A(Аналог)	K(Конкурент 2)	Конкурент 3			
.	Економічність	800\$	400\$	150\$	2000\$			
.	Надійність	Довговічність більше 10 років	Довговічність близько 10 років	Довговічність близько 10 років	Довговічність близько 10 років			
.	Технологічний	Необхідні вискоточні компоненти	Необхідні компоненти	Необхідні вискоточні компоненти	Необхідні вискоточні компоненти			
.	Безпечний	Безпечний	Безпечний	Безпечний	Безпечний			
.	Екологічність	Екологічний	Екологічний	Екологічний	Екологічний			

5.2 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Таблиця 6 - Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

/П	Показники стану ринку (найменування)	Характеристи ка
	Кількість головних гравців, од	3
	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	7000 ум.од.
	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Розгортання великого виробництва
	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Н емає
	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	1 80%

Ринок привабливий для зростання виробництва, за умов наявного фінансування .

Таблиця 7 – Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
	Підвищення чутливості приладу	Компанії - виробники протезів і медичного обладнання	-	Товар повинен мати гарні характеристики точності вимірів та програмного забезпечення

Таблиця 8 – Фактори загроз

п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
.	Наявність кваліфікованих кадрів	Продукт є науковим, тому необхідні кваліфіковані спеціалісти	Знаходження персоналу з досвідом роботи в цьому напрямленні

Продовження таблиці 8

	Потреба в наявності ресурсів	Для налагодження виробництва необхідна наявність приміщень для безпосередньо виробництва та тестування працездатності продукту	Укладання договорів з науково-дослідними інститутами та поставниками ресурсів, оренда приміщень виготовлення та тестування продукту
--	------------------------------	--	---

Таблиця 9 – Фактори можливостей

/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
	Конкуренція	Якість виробництва, кількість виробів	Покращення параметрів роботи
	Попит	Головне, це гарна якість, та дійсність характеристик поставлених вимог	Збільшення вартості за рахунок більшого попиту, та збільшення якості

Враховуючи головні фактори, стає зрозуміло, що саме головне – це якісне виготовлення, з дійсними характеристиками, які розглянуті вище, та стабільність роботи.

Таблиця 10 – Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливо сті конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможн ою)
1. Вказати тип конкуренції: - чиста	Досить велика кількість компаній	Кваліфікований персонал, та гарна якість продукції
2. За рівнем конкурентної боротьби:	Рівень як локальний, так і міжнародний	Головне- рекламна кампанія
3. За галузевою ознакою: - внутрішньогалузева	Боротьба між всіма компаніями, у яких досить схожі параметри, які необхідні споживачу, але різні технологічні процеси виготовлення	Пошук інформації конкурентів, вдосконалення технології
4. Конкуренція за різнии видами товарів: - товарно- видова	Конкуренція між товарами одного виду продукції	Краща якість - менша ціни

<p>5. За характером конкурентних переваг:</p> <p>- цінова</p>	<p>В основному продаж товарів за нижчими цінами ніж у конкурентів</p>	<p>Розробити технологію, за рахунок якої можливо здешевлення продукції</p>
<p>6. За інтенсивністю:</p> <p>- немарочна</p>	<p>Торгівельна марка не вирішальна</p>	<p>Реклама</p>

Таблиця 11 – Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	MioElectronics HumansLab WayWorld	Підвищити кількість виробів	Продаж товару за допомогою компанією та її дистриб'юторми	Вимоги - висока якості та надійності	Відсутні(майже)
Висновки:	Висока інтенсивність через давню присутність конкурентів на ринку	Потенційні конкуренти існують, але не передбачаються	Не диктують умови виготовлення	Легкодоступність та висока якості товару	Відсутнє

Для того, щоб отримати ще більш конкурентну спроможність нашого товару, необхідно найняти якісний та високо-кваліфікований персонал, саме за допомогою таких спеціалістів у цій галузі, можливе значне вдосконалення режиму виготовлення, як в подальшому, вихідних характеристик, якості товару та значно менші ціни за рахунок знаходження нових шляхів виготовлення.

Таблиця 12 – Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
-----	-------------------------------	---

Продовження таблиці 12

	Стойкість та чутливість товару	Конкуренти, не зможуть зрівнятися за стійкістю та чутливістю виготовлених продуктів
	Якість товару та його характеристики	Виготовлений продукт, має мати високу якість та спроможність працювати в різних умовах експлуатації
	Наукові ресурси	Кваліфікований персонал
	Ціна товару	Ціна продукту повинна бути на рівні конкурентів або навіть нижчою для приваблення потенційних покупців

Таблиця 13 – Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

п/п	Фактор конкурентоспроможності	али -20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з “ЗМ”								
			3	2	1		1	2	3		
.	Стойкість та чутливість товару	19									
.	Якість товару та його характеристики	18									
.	Наукові ресурси	13									
.	Ціна товару	15									

Таблиця 14 – SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: Чутливість, стійкість та в цілому характеристики товару.	Слабкі сторони: Не достатня кількість кваліфікованих спеціалістів
--	---

Продовження таблиці 14

<p>Можливості: При зменшенні ціни на товар, можливе збільшення попиту та фінансування деякого відсотку коштів для проведення подальшого дослідження та знаходження нових можливостей виходу на ринок з більш-менш конкурентними характеристиками продукту</p>	<p>Загрози: Можлива відсутність персоналу, подальших досліджень в данній сфері, що може призвести до значного зменшення попиту, та в подальшому закриття/зменшення підприємства</p>
---	---

Таблиця 15 – Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
	<p>Знаходження нових інвесторів, компаній для продажу виготовлених товарів, знаходження персоналу, початок реалізації товару</p>	<p>7 5%</p>	<p>2 роки</p>

Продовження таблиці 15

	<p>Знаходження дистриб'юторів для збуту товару, знаходження персоналу(інженери) та ресурсів, зацікавленість інвесторів у данному продукті , налагодження процесу виробництва</p>	<p>6 0%</p>	<p>4 роки</p>
--	--	-----------------	---------------

5.3 Розроблення ринкової стратегії проекту

Таблиця 16 – Вибір цільових груп потенційних споживачів

Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачі в сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті
Державні підприємства та установи	Висока	Високий	Висока
Приватні підприємства	Середня	Середня	Середня

Таблиця 17 – Визначення базової стратегії розвитку

п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
.	Медицина	Медична галузь більш всього підходить для старту реалізації продукції за рахунок великої зацікавленості	Необхідні характеристики з великою стійкістю та за меншою ціною	Стратегія спеціалізації

За рахунок стратегії охоплення ринку вибрана 1 спеціалізація: військова галузь, тому це відноситься до стратегії спеціалізації.

Таблиця 18 – Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки

Продовження таблиці 18

.	Ні	Т ак	Н і	Зах оплення покупців конкуре нтів
---	----	---------	--------	---

Таблиця 19 – Визначення стратегії позиціонування

п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
.	Маленькі розміри, висока чутливість, менші ціни	Стратегія спеціалізації	Максимальна удар на якість продукції для зниження браку	Гарна ціна та якість продукції, також довготривалий режим роботи та експлуатації виробів

5.4 Розроблення маркетингової програми стартап- проекту

Таблиця 20 – Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
.	Розмір виробу - Не великий	Висока якість, стабільність та чутливість та ціна	Конкуренти мають менш чутливі вироби, які коштують дорожче за наші

Таблиця 21 – Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Використання високочутливих елементів задля реалізації точних та високочастотних вимірів та обробки данної інформації		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	Гц	Якість підсилення та обробки сигналу
	Стабільність		
	Висока чутливість.		
	Довготривалість		
	Якість: висока		
Пакування: пластини			
Марка: 'MCP'			
III. Товар із підкріпленням	До продажу: наявність гарантії		
	Після продажу: після продажне обслуговування		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: щоб підтвердити, необхідний патент			

Таблиця 22 – Визначення меж встановлення ціни

п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи Споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
	-	25–50 \$	1000 \$	22 – 47 \$

Таблиця 23 – Формування системи збуту

п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибин а каналу збуту	Оптимал ьна система збуту
	Можливість замовлення через сайт, або на самому підприємстві	Контакт з покупцями, реклама.	Нул ьовий ріве нь кана лу	Прода ж від вироб ника до покупця через дистр иб'ютора

Таблиця 24 – Концепція маркетингових комунікацій

п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
	В основному застосовується в військових цілях	Інформація передається від представників компанії до потенційного покупця	Стійкість, робота в відповідному спектральному діапазоні, чутливість	Поширення інформації про характеристики продукту.	В основному акцент зроблений на характеристиках та тонкощах роботи.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 5

Враховуючи не розвиненість технологій даного типу у світі, основною задачею нашого стартапу буде створення реально робочих моделей та прототипів які по характеристикам чутливості, якості підсилення сигналу та найважливіше – обробки сигналу отриманого за допомогою нашого приладу, будуть значно випереджати конкурентів у технічних характеристиках, а також у цінових, що дасть нам можливість залучити до наших розробок інвесторів та спеціалістів, які допоможуть покращити наш проект ще більше. Головною метою першого етапу буде створення реально робочих моделей які можна буде продемонструвати у вибраних нами галузях – військових(створення екзоскелетів) або медичних(створення протезів, які по функціоналу та швидкодії не будуть відрізнятися від біологічних органів/кінцівок людини)

ВИСНОВКИ

В роботі вибрано спосіб вимірювання, використано експериментальні комерційно доступні активні електроди та макет апаратного програмного комплексу мікроелектронної системи реєстрації сигналу поверхневої ЕМГ з розробленим спеціалізованим програмним забезпеченням. Експериментальна перевірка двоканальної системи реєстрації сигналу поверхневої ЕМГ підтверджує можливість реєстрації сигналу ЕМГ за запропонованою в роботі структурною схемою. Подальше збільшення кількості каналів не передбачає особливих конструктивних змін в запропонованій схемі, однак вимагає суттєвого доопрацювання програмної частини. Дана схема легко може масштабуватись, тому така система реєстрації має потенціал для подальших досліджень. Оскільки система дає можливість отримати первинний сигнал досить високої якості, його 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.

Також за результатами аналізу літературних джерел були виявлені недоліки наявної системи та до уваги були взяті проблеми, що потребують вирішення у більш досконалішій системі електроміографії для більш продуктивного використання отриманої з приладів інформації.

В цілому мета роботи досягнена, проаналізувавши робочі прототипи та літературу було виявлено ряд недоліків, описаних у розділах вище, які я намагався усунути при розробці свого прототипу. Звичайно, будучи обмеженим фінансами неможливо було вирішити усі проблеми, але рівень обробки та чистота отриманого мною сигналу у розділі 3 свідчить про те, що рух у цю сторону є вірним і проблеми які ми усунули в моєму прототипі явно підвищують корисність приладів на кшталт мого. Подальше видалення всіх прогавин призведе до отримання реально корисного прототипу, який можна буде представити як повноцінний стартап для військової та медичинської галузі, що описані у розділі 4.

ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Жук М.І. Методи і алгоритми обробки та аналізу медико біологічних сигналів / М.І. Жук, В.В Семенець - Харків, ХНУРЕ, 2006. -264 с.
2. Борисов О.В. Мікроелектронна система реєстрації та обробки сигналу поверхневої біографії / О.В. Борисов, Б.І. Лупина, А.В. Савчук, - МРФ 2014, Vol. 3, с.4043.
3. Гульд К. Технические факторы в регистрации электрической активности и электродиагностике / К. Гульд, Л. Розенфельд, Р. Дж Виллисон - Медицина, 1975. – 97с.
4. Epic Sensors in electrocardiogram measurement / Kuronen E. Oulu University of Applied Sciences, Degree Programme in Information Technology, Master's Degree - 2013. - pp. 3547. - ISBN 5-901095-03-0
5. Belt Type Wireless and Noncontact Electrocardiogram Monitoring System Using Flexible Active Electrode/ Leea K.M; Interna – 2010. - 478 p. - ISBN 5-901095-03-0
6. Morrissette Evaluation of a capacitively coupled, noncontact (through clothing) electrode for ECG monitoring and life signs detection for the objective force warfighter/ M. Lee, F. Pearce, A. D. Hibbs, R. Matthews, C. Morrissette / - DTIC Document, - 2004. - Vol. 1, pp. 110 - ISBN 5-901095-03-0
7. Technical aspects of surface electromyography for clinicians/ A. Merlo, Open Rehabil. J. – 2010.- Vol. 3, pp. 98109 - ISBN 5-901095-03-0
8. Dry electrodes for electrocardiography Meziane N., Webster J. G., Attari M., Nimunkar A. J. / Physiol. Meas., - 2013. - Vol. 34, pt. 9 p. 4769 - ISBN 5-901095-03-0
9. CAR ALERT: Development of noncontact transducers and measurement system / D. Primor - ISBN 5-901095-03-0
10. Design and development of emg controlled prosthetic limb / S. Sudarsan, Dr. E. Sekaran - 2012 - Vol. 38 pp. 35473551 - ISBN 5-901095-03-0
11. Ltd. Thought Technology Basics of SURFACE ELECTROMYOGRAPHY Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics - February 2009 & March 2010 - ISBN 5-901095-03-0

13. Elektromyographie mit intelligenten tragbaren recordern zur ambulanten aufzeichnung und echtzeitauswertung der orale hypermotorik /L.M. Gallo, G.M. Tagliabue, M. Palla - Biomedizinische Technik. –1993. – Vol. 41, № 1. – p. 370–371 - ISBN 5-901095-03-0

14. Reliability of electromyographic activity vs. bite force from human masticatory muscles / Y. Gonzalez, L.R. Iwasaki, W.D. McCall Jr, R. Ohrbach, E. Lozier, J.C. Nickel - European Journal of Oral Sciences. – 2011. – Vol. 119, № 3. – P. 219–224.

15. Criteria for the detection of sleep associated bruxism in humans /T. Ikeda, K. Nishigawa, K. Kondo, H. Takeuchi, G.T. Clark - Journal of Orofacial Pain. – 1996. – Vol. 10, № 3. – P. 270–282 - ISBN 5-901095-03-0

16. User`s Guide to IC Instrumentation Amplifiers. Режим доступа до ресурсу: <http://www.analog.com/media/en/technicaldocumentation/applicationnotes/AN244.pdf>

17. SurfaceEMG generation model with multilayer cylindrical description of the volume conductor. Режим доступа до ресурсу: <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2003.820998>.

18. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. - Режим доступа до ресурсу: [http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4).

19. European recommendations for surface electromyography - Режим доступа до ресурсу: <http://www.seniam.org>.

20. Recommendations for sensor location in hip or upper leg muscles - Режим доступа до ресурсу: <http://www.seniam.org/quadricepsfemorisvastusmedialis.html>.

21. R. Merletti. Advances in surface EMG: recent progress in detection and processing techniques / R. Merletti, M. Avenaggiato, A. Botter, A. Holobar, H. Marateb, T. Vieira - Crit RevBiomed Eng, 2011. - 305–345p.

22. Chowdhury R.H. Surface electromyography signal processing and classification techniques. Sensors /R.H. Chowdhury, M.B. Reaz, M.A. Ali, A.A. Bakar, K. Chellappan, T.G. Chang - (Basel) 2013 - 12431–12466

23. Artemiadis P.K. A switching regime model for the EMG-based control of a robot arm/ Artemiadis P.K., Kyriakopoulos K.J.// IEEE TransSyst Man Cybern B Cybern - 2011. -41(1): P.53–63.
24. Dimitrova N.A. Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies./ N.A. Dimitrova, G.V. Dimitrov //- J Electromyogr Kinesiol – 2003. - 13(1): P.13–36.
25. Dhiman R. Detecting The useful electromyogram signals–extracting, conditioning and classification/ R. Dhiman, S.D Hooda // Indian Journal of Computer Science andEngineering. - 2011. - 2(4): P. 634–637.
26. L. Mesin. Model for surface EMG generation volume conductors with spherical inhomogeneities/ L. Mesin, D. Farina // IEEETrans Biomed Eng – 2005. - 52(12): P.1984–1893.
27. Farina D. Concentric-ring electrode system for noninvasive detection of single motor unit activity / D. Farina, C. Cescon// IEEETrans Biomed Eng – 2001. - 48(11) - P.1326–1334
28. Farina D. Influence of anatomical, physical and detection-system parameters on surface EMG / D. Farina, C. Cescon, R. Merletti, // Biol Cybern - 2002 - 86(6): - P.445–456
29. Farina D. Blindseparation of linear instantaneous mixtures of nonstationary surface myoelectric signals / D. Farina, C. Févotte, C. Doncarli, R. Merletti // IEEE Trans Biomed Eng – 2004. – P.1555–1567.
30. Schuler T.A. Leg surface electromyography patterns in children with neuro orthopedic disorders walking on a treadmill unassisted and assisted by a robot with and without encouragement / Schuler T.A., Müller R., van Hedel H.J.// J Neuroeng Rehabil – 2013 – 10-78.
31. Chang W.N. Kinesiological surface electromyography in normal children: range of normal activity and pattern analysis / Chang W.N, Lipton J.S., Tsirikos A.I., Miller F // J ElectromyogrKinesiol 2007. - 437–445.

31. Energetics and optimization of human walking and running: the 2000 Raymond Pearlmemorial lecture. Режим доступа до ресурсу: <http://dx.doi.org/10.1002/ajhb.10067>
32. Bertram J.E. Multiple walking speed frequency relations are predicted by constrained optimization / Bertram J.E., Ruina A // J Theor Biol - 2001 – P. 445–453
33. Donelan J.M. Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking / Donelan J.M., Kram R., Kuo A.D. // J Exp Biol - 2002 - 205(Pt 23): - P. 3717–3727.
34. Saunders J.B. The major determinants in normal and pathological gait / Saunders J.B., Inman V.T., Eberhart H.D. // J Bone JointSurg Am - 1953 - 35-A(3): P.543–558.