

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ  
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»  
Приладобудівний факультет  
Прилади і системи неруйнівного контролю**

До захисту допущено:  
Завідувач кафедри

—  
\_\_\_\_\_Анатолій ПРОТАСОВ  
«\_\_» \_\_\_\_\_ 2021 р.

**Дипломний проєкт  
на здобуття ступеня бакалавра  
за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерно-інтегровані системи  
та технології неруйнівного контролю і діагностики»  
спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані  
технології»  
на тему: «Прилад для дослідження активності м'язів людини»**

Виконав :

студент IV курсу, групи ПК-71

Апостолов Вадим Романович \_\_\_\_\_

Керівник:

Ст. викладач, к.т.н.

Богдан Галина Анатоліївна \_\_\_\_\_

Рецензент:

Доцент, к.т.н.

Філіппова Марина В'ячеславівна \_\_\_\_\_

Засвідчую, що у цій дипломній роботі  
немає запозичень з праць інших авторів  
без відповідних посилань.

Студент: Апостолов В.Р.

Київ – 2021 року

### ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУ

№ з/п	Формат	Найменування	Позначення	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проєкт	2	
2	A1	ПК 71.010000.000 ПЗ	Пояснювальна записка	43	
3	A2	ПК 71.010000.000 Е1	Електрична принципова схема	1	
4	A2	ПК 71.010000.000 Е2	Електрична принципова схема	1	
5	A1	ПК 71.010000.000 БС	Блок схема	1	
6	A1	ПК 71.010000.000 БД	Блок діаграма	1	

				ПК 71.130000.000ПЗ		
	ПІБ	Підп.	Дата			
Розробн.	Апостолов В.Р.			Відомість дипломного проєкту	Лист	Листів
Керівн.	Богдан Г.А.				1	1
Конкульт.					КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. ПСНК Гр. ПК-71	
Н/контр.						
Зав. Каф.	Протасов А. Г.					

**Пояснювальна записка**  
**до дипломного проєкту**  
**на тему: «Прилад для дослідження активності м'язів**  
**людини»**

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

**Приладобудівний факультет**

**Прилади і системи неруйнівного контролю**

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»

Освітньо-професійна програма «Комп'ютерно-інтегровані системи та технології неруйнівного контролю і діагностики»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ Анатолій ПРОТАСОВ

«\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2021 р.

**ЗАВДАННЯ**

**на дипломний проєкт студенту**

**Апостолову Вадиму Романовичу**

1. Тема проєкту «Прилад для дослідження активності м'язів людини», керівник проєкту Богдан Галина Анатоліївна, Ст. викладач, к.т.н. затверджені наказом по університету від «26»\_травня\_ 2021 р. №\_1347-с\_

2. Термін подання студентом проєкту \_\_\_\_\_

3. Вихідні дані до проєкту: Матеріал ОК: м'язова тканина, тип ОК:

поверхневий згинач пальців, товщина ОК: 30мм.

4. Зміст пояснювальної записки:

- 1) аналітичний огляд;
- 2) вибір конструкції електродів і підсилювача біосигналів;
- 3) математичне моделювання електроміографічного сигналу;
- 4) математичне моделювання методу локалізації ЕМГ сигналу;
- 5) повний цикл роботи системи;
- 6) висновок;

7) список літератури.

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо)

- 1) блок схема приладу;
- 2) схема електрична принципова;
- 3) алгоритм роботи приладу.

6. Консультанти розділів проекту

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

7. Дата видачі завдання \_\_\_\_\_

#### Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту	Термін виконання етапів проекту	Примітка
1	Аналіз особливостей об'єкта контролю	12.03.2021	
2	Обґрунтування вибору	01.04.2020	
3	Постановка завдання	18.04.2021	
4	Вибір конструкції електродів і підсилювача біосигналів	01.05.2021	
5	Математичне моделювання електроміографічного сигналу	15.05.2021	
6	Математичне моделювання методу локалізації ЕМГ сигналу	25.05.2021	
7	Оформлення дипломного проекту	31.05.2021	
8	Підбиття підсумків		

Студент

В.Р. Апостолов

Керівник

Г.А. Богдан

## **Анотація**

Даний дипломний проєкт складається з 52 сторінок, 26 ілюстрації, 32 формул, 22 літературних джерел.

В дипломному проєкті було розроблено алгоритм локалізації точки виникнення електроміографічного сигналу, змодельовано ЕМГ сигнал. Виведені залежності розповсюдження сигналу у м'язовій тканині від характеристик сигналу. В алгоритмі реалізовано амплітудний аналіз та аналіз спектральної щільності потужності.

Розроблено математично модель сигналу, алгоритм знаходження часової затримки з амплітуди сигналу, а також алгоритм локалізації точки виникнення електроміографічного сигналу.

**Мета роботи** – полягає в розробленні алгоритму локалізації точки виникнення електроміографічного сигналу.

**Об'єкт дослідження** – виникнення та розповсюдження електроміографічного сигналу.

**Предмет дослідження** – зміна характеристик електроміографічного сигналу за часом ті відстанню.

**Наукова новизна** – при розробці алгоритму запропоновано враховувати згасання амплітуди для локалізації сигналу з використанням лише трьох електродів.

**Ключові слова:** електроміографічний сигнал, ЕМГ, локалізація, рухома одиниця, біоміографія.

## **Abstract**

This diploma project consists of 52 pages, 26 illustrations, 32 formulas, 22 literature sources.

In the diploma project the algorithm of localization of the point of origin of the electromyographic signal was developed, the EMG signal was modeled. The dependences of signal propagation in muscle tissue on the signal characteristics are derived. The algorithm implements amplitude analysis and power spectral density analysis.

A mathematical model of the signal, an algorithm for finding the time delay from the amplitude of the signal, as well as an algorithm for localizing the point of origin of the electromyographic signal have been developed.

**The purpose of the work** - is to develop an algorithm for localizing the point of origin of the electromyographic signal.

**The object of research** - is the origin and propagation of the electromyographic signal.

**The subject of research** - changing the characteristics of the electromyographic signal over time and distance.

**Scientific novelty** - in the development of the algorithm it is proposed to take into account the attenuation of the amplitude for localization of the signal using only three electrodes.

**Key words:** electromyographic signal, EMG, localization, moving unit, biomyography.

## Зміст

1.	Аналітичний огляд.....	4
1.1.	Вибір найбільш оптимального способу взаємодії між людиною та протезом .....	5
1.1.1.	Метод електроенцефалографії (ЕЕГ).....	6
1.1.2.	Метод імплантація електродів до периферичних нейронів. ....	6
1.1.3.	Метод електроміографії (ЕМГ). ....	8
1.2.	Постановка задачі .....	10
1.2.1.	Призначення проекту .....	10
1.2.2.	Цілі та задачі розробки.....	10
	Висновок до розділу .....	10
2.	Конструкція електродів і підсилювача біосигналів .....	11
2.1.	Основні проблеми, що виникають при реєстрації біоелектричного сигналу.....	11
2.2.	Особливості конструкцій електродів біоуправляемих протезів .....	12
2.3.	Особливості підсилювачів біопотенціалів .....	13
	Висновок до розділу .....	16
3.	Математичне моделювання електроміографічного сигналу .....	17
	Висновок до розділу .....	22
4.	Математичне моделювання методу локалізації ЕМГ сигналу .....	23
4.1.	Алгоритм базовий на перетену кола .....	23
	Висновок до розділу .....	26
5.	Знаходження відстані від датчика до точки виникнення ЕМГ сигналу .....	27
5.1.	Алгоритм базований на порівнянні рівнів амплітуд .....	27
	Висновок до розділу .....	29

					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>										
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата						Лім.	Арк.	Акрушіє			
Розроб.		Апостолов			<i>Прилад для дослідження активності м'язів людини</i>										
Перевір.		Богдан. Г.А.										8	55		
Н. Контр.										<b>ПБФ, ПК-71</b>					
Затверд.		Богдан Г. А.													



6. Повний цикл роботи системи	30
Висновки .....	44
Список використаних джерел .....	45

					<b>ПК 7105.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		4

## 1. Аналітичний огляд

Проблема реабілітації пацієнтів після травматичної ампутації кінцівки була актуальною з давніх часів. Перші протези були знайдені в долині Нілу в результаті археологічних розкопок: на думку істориків, ці знахідки датовані 3 тис. Років до н. е. У пізньому Середньовіччі з'явилися перші повідомлення про так званих «залізних руках» - перше прототипах тягових протезів. У ХХ столітті в результаті двох світових воєн і низки революцій в Європі, а також появи нових видів озброєння, відсоток інвалідів, які втратили кінцівок, різко збільшився, що призвело до появи і розвитку концепції робочих протезів. Дані протези дозволяли інвалідам повернутися до виконання їх звичної робочої діяльності, а також були розроблені протези для багатьох професій.

Сучасна статистика свідчить, що понад півтора мільйона людей щороку стають інвалідами в зв'язку з ампутацією верхніх кінцівок. Це проблема тісно пов'язана з сучасними реаліями України, на сході якої йдуть бойові дії, що призводить до значного зростання випадків інвалідності викликаних втратою верхніх кінцівок.

Актуальність теми підтверджують дані протезно-ортопедичних підприємств, які вказують на низьку забезпеченість функціональними протезами кінцівки (менше 30% інвалідів забезпечені необхідними протезами). На підставі даних дослідження контрольної групи 316 інвалідів, що проводився протезно-ортопедичним центром «Реабілітація інвалідів», можна підкреслити, що ампутації зачіпають активні працездатні групи населення: так, на вік 20-29 років припадає 39,5% (125 осіб), на другому місці - вікова група від 0 до 19 років - 23,7% (75 осіб), на третьому - вікова група 30-39 років - 16,7% (53 особи). Таким чином, на частку молодого і працездатного населення припадає 76,2% (241 осіб), що призводить до колосальних економічних втрат для держави внаслідок стійкої втрати працездатності і неможливості повноцінно виконувати діяльність. За структурою травматичних ампутацій превалюють ампутації, отримані в результаті

					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		4

залізничних травм - 34,3% (106 осіб, з них виробничі - 48 осіб), на другому місці - дорожньо транспортні пригоди - 30% (93 людини), на третьому місці - ускладнені переломи з необхідністю в ампутації - 18% (56 осіб), потім мінно-вибухові і вогнепальні травми - 10% (31 осіб) та захворювання, що викликали необхідність ампутації - 7,7% (24 людини). Проведений аналіз літератури та статистичних даних доводить низьку забезпеченість, які потребують протезах кінцівки, що особливо стосується осіб працездатного віку, які при оптимальному рівні реабілітації могли б повернутися на свої робочі місця.

Проблемою сучасного протезування, є створення механізмів, які дозволяють своїм власникам, замінити втрачену кінцівку як зовні, так і забезпечити практично 100% відновлення її функціональних можливостей [1].

На сьогоднішній день, все більш широке поширення отримують біоніческие кінцівки. Особливістю даного виду протезів є можливість управління ними людиною за рахунок можливостей власної нервової системи [2]. Таким чином, ці електронні прилади не тільки виконують основні функції втраченої кінцівки, але і дозволяють в достатній мірі керувати собою природним чином.

При біоніческом протезуванні важливою завдання є забезпечення ефективного і зручного управління. Тобто взаємодія між людиною і протезом має використовувати природні механізми управління, яким людина навчався ще в дитинстві.

### **1.1. Вибір найбільш оптимального способу взаємодії між людиною та протезом**

На сьогоднішній день, існує три основні методи управління біонічної протезами, які дозволяють вирішити поставлену задачу: використання електроенцефалографії (ЕЕГ), імплантація електродів до периферичних нейронів, використання електроміографії (ЕМГ). Розглянемо переваги і недоліки кожного методу. [3]

					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		5

### 1.1.1. Метод електроенцефалографії (ЕЕГ).

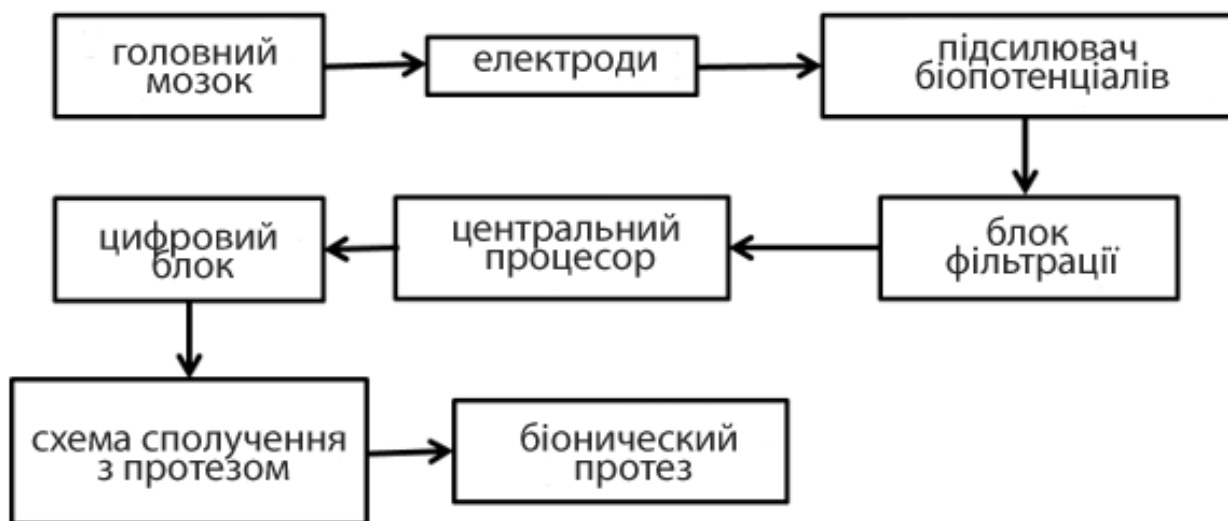
Метод ЕЕГ базується на реєстрації біоелектричної активності головного мозку, що виникає внаслідок поширення потенціалу дії по нейронам. ЕЕГ реєструється за допомогою накладених на шкірну поверхню голови відводять, з'єднаних в єдину ланцюг з використанням спеціальних підсилювачів сигналу [4]. (Мал. 1)

Переваги:

- Метод добре вивчений і застосовується в багатьох галузях медицини.
- Повна безпека для носія протеза, відсутня необхідність хірургічного втручання для розташування датчиків.

Недоліки:

- Для точного зчитування сигналів головного мозку потрібно тонка настройка всієї системи при найменшому переміщенні електродів.
- Сигнал дуже нестійкий до різного роду електричним шумів і перешкод.



Малюнок 1. Структурна схема ЕЕГ

### 1.1.2. Метод імплантація електродів до периферичних нейронів.

Стандартні способи імплантації електродів припускають протяжне виділення нерва, по ходу якого укладається електрод сенсор. Такі електроди

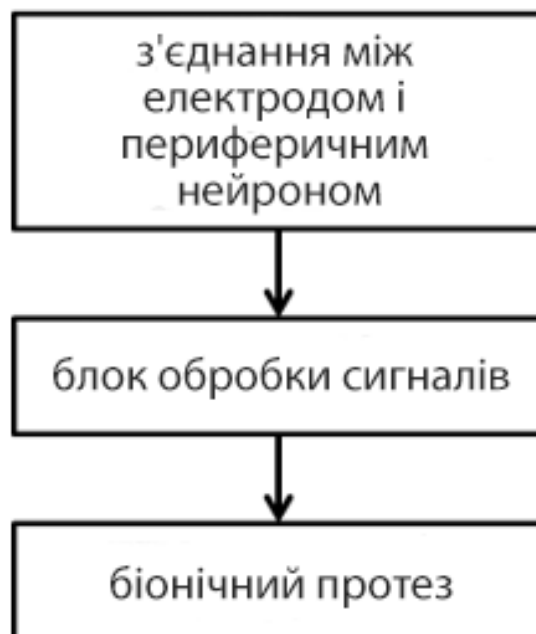
виготовлені з платини, даний метал має високу електропровідність, біологічну та хімічну інертність. Імпульс викликаний роботою головного мозку проходячи по нервових закінченнях зчитується електродом сенсором після чого сигнал посилюється і перекодується для подальшого управління рухами протеза [5]. (Мал. 2)

Переваги:

- Висока точність зчитування сигналів.
- Кількість розпізнаються сигналів здатний відтворювати більшість основних рухів

Недоліки:

- Імплантація електродів вимагає тривалої і індивідуальної роботи лікарів, а незначні пошкодження нервових закінчень ускладнюють корекцію положення електрода і можуть викликати відторгнення організмом
- Повний відмирання нервових закінчень кінцівки унеможливилює застосування даного методу.



Малюнок 2. Структурна схема з'єднання між електродом і периферичних нейроном.

### 1.1.3. Метод електроміографії (ЕМГ).

Електроміографія - метод дослідження біоелектричних потенціалів, що виникають в скелетних м'язах при порушенні м'язових волокон; [1] Даний метод аналізу м'язової активності, заснований на вимірюванні різниці потенціалів в двох точках, між якими по мембранами м'язових волокон поширюється потенціал дії моторного нейрона змушує м'язи скорочуватися [6]. (Мал. 3)



Малюнок 3. Структурна схема ЕМГ

переваги:

- У порівнянні з ЕЕГ даний спосіб дозволяє зчитувати сигнал м'язової активності з мінімальним рівнем шуму.

· Сенсорна частина ЕМГ порівняно невелика і може розташовуватися безпосередньо в місці контакту протеза і його носія.

· Імплантація датчиків ЕМГ не вимагає хірургічного втручання і виключає відторгнення організму, чого не може дозволити метод імплантації електродів безпосередньо до нейронів людини.

недоліки:

· Даний спосіб є обмеженим і використовується тільки для двох ступенів свободи, сенсор зчитує тільки наявність потенціалу дії або його відсутність.

Незважаючи на зазначений недолік, ЕМГ є найперспективнішим методом управління біонічної протезами.

Погляньмо на цей метод більш детально:

Велика частина руху пальців і кисті є продовженням м'язової активності передпліччя. Досліджуючи послідовність збудження різних груп м'язів передпліччя ми можемо виділити основні патерни рухів, необхідних для функціонування всієї кисті людини. Настроювання на патерни рухів конкретної людини, зчитуючи сигнал з функціонуючих м'язів передпліччя, наближає нас до створення природного способу управління між людиною і протезом.

На даному етапі розвитку, система ЕМГ що складається з пари електродів дозволяє використовувати тільки триггерну функцію сприймаючи інформацію у вигляді булевої змінної. Удосконалити дану методику можна використання для зчитування електричних потенціалів м'язів не одну пару електродів, а систему з трьох. Дане рішення дозволить досягти значного підвищення рівня корисного сигналу завдяки його локалізації, а також розширення поверхні зчитування. Складання бібліотеки окремих комбінацій сигнал і відповідних патернів до якої звертатиметься система при отриманні невідомої комбінації сигналів. Таким чином з'являється можливість індивідуального навчання системи для кожного нового власника [7].

					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		9

## 1.2. Постановка задачі

### 1.2.1. Призначення проекту

Призначенням проекту є проектування системи зчитування і локалізації біоелектрімеского потенціалу дії виникає в м'язовому волокні.

### 1.2.2. Цілі та задачі розробки

Метою даного дипломного проекту є розроблення засобу, для зчитування і локалізації біоелектрімеского потенціалу дії.

Для досягнення поставленої мети необхідно реалізувати наступні задачі:

- моделювання біоелектричного сигналу;
- створення математичної моделі методу;
- вибір конструкції електродів та підсилювача біосигналів;
- побудова структурної схеми приладу;
- побудова електрично-принципової схеми приладу;

### Висновок до розділу

У даному розділі описана проблематика проекту; розглянуто основні методи управління біонічної протезами, їх переваги та недоліки, наведено призначення, цілі та задачі розроблювальної системи.

					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		10



## 2. Конструкція електродів і підсилювача біосигналів

При розробці біоуправляемих протезів в першу чергу необхідно визначити спосіб отримання інформації щодо здійснюваного фантомного руху інваліда.

Поверхневі електроди кукси внаслідок електричної активності м'яза формують надходящі на підсилювач електричні сигнали, що дозволяють отримувати дані про вид скоєного руху. Ці дані перетворюються в відповідні керуючі сигнали виконуваних механізмів штучної кінцівки. Очевидно, що для створення якісних протезів з біоелектричним управлінням необхідний якісний і стабільний сигнал.

Отже, першочергове завдання при розробці таких протезів - створення підсилювача біопотенціалів, знаходження оптимальної конструкції електродів та способу їх кріплення

### 2.1. Основні проблеми, що виникають при реєстрації біоелектричного сигналу

Основна складність при розробці підсилювачів біопотенціалів зовнішніх електродів (Електроміографічні сигналів, ЕМГ-сигналів) полягає в значно меншій, ніж у здорових людей, амплітуді ЕМГ-сигналу (від 20 мкВ до 2 мВ при мак симально скороченні м'яза). При цьому на корисний сигнал можуть накладатися шуми, істотно перевершують ЕМГ-сигнал по амплітуді. Крім того, частота мережевої наводки (50 Гц) на корисний сигнал знаходиться в діапазоні його частот, рівному 20-500 Гц.

При великій відстані між електродами велика ймовірність появи в корисному сигналі шумів, зв'язаних з наведенням на з'єднувальні дроти. Ще одна проблема полягає в тому, що при відведенні сигналу від будь-якої групи м'язів можуть виникати суттєві перехресні перешкоди від сусідніх груп м'язів.

					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		11

У деяких випадках можливо але вплив ЕКГ-сигналу на сигнал електроміограми.

Таким чином, необхідно максимально зменшувати взаємне впливав ня електричної активності сусідніх м'язів. Оскільки протез - переносний пристрій, на нього активно впливає навколишнє ющая середовище: шкіра у інваліда потіє, що погіршує її контакт з електродами, можливо і механічний вплив на електроди. Слід брати до уваги ефект поляризації електродів, високий імпеданс шкіри, надійність кріплення електродів та ін. Важливо враховувати і різницю амплітуд сигналів різних м'язів і різних людей, в силу чого посилення підсилювача має регулюватися в досить широких межах. [8]

## 2.2. Особливості конструкцій електродів біоуправляемих протезів

На амплітуду знімається сигналу і рівень перехресних перешкод впливають форма електродів (дискова або прямокутна), а також межелектродное відстань і площа їх поверхності. Так, амплітуда знімається сигналу пропорційна між електродному віддалі, в той час як смуга пропускання з збільшенням цієї відстані зменшується. Крім того, з збільшенням межелектродного відстані до 8-30 мм зростає ймовірність паразитного впливу ЕКГ-сигналу [9]. Доцільно використовувати електроди прямокутної форми шириною 1-2 мм і довжиною 10 мм, розташовані на відстані 12 мм один від одного. Збільшення площі поверхні електродів також веде до збільшення амплітуди одержуваного сигналу, однак при цьому різко зростає вплив перехрещення них перешкод. Разом з тим збільшення площі електродів сприяє більшій стабільності ізоляції. Беручи до уваги ці фактори, при визначенні геометрії електродів доводиться шукати компромісне рішення.

Для виключення наводок на з'єднувальний кабель, забезпечення правильної і надійної фіксації електродів на шкірі і дотримання необхідного межелектродного відстані доцільно використовувати так званий "активний

					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		12

електрод" [10]. Такий електрод являє собою детектуючі електроди і передпідсилювач біопотенціалів, виконані на одній друкованій платі малого розміру. Це рішення не потребує сполучних проводів між електродами і підсилювачем і дозволяє надійно фіксувати електроди на шкірі інваліда, а також забезпечує незмінні орієнтацію і розстояння між ними.

На практиці можна використовувати подвійні диференціальні електроди з трьома, а не двома, висновками, причому сигнал на підсилювач подається третім висновком, розташованим між двома іншими. Застосування подвійного диференціальних ного електрода дозволяє істотно знизити вплив перехресних перешкод, хоча з точки зору надійності фіксації він значно поступається диференціального. Подвійні диференціальні електроди дуже зручно використовувати, коли необхідно оцінити рівень перехресних перешкод шляхом порівняння сигналів однієї і тієї ж рухової точки, знятих за допомогою електродів двох типів.

### 2.3. Особливості підсилювачів біопотенціалів

Ідеальний підсилювач біопотенціалів повинен мати нескінченно великий вхідний опір, повністю пригнічувати перешкоди від силової мережі, бути нечутливим до потенціалом поляризації і перешкод, які лежать за межами смуги частот корисного сигналу. Він не повинен вносити власні шуми, частотні і нелінійні спотворення в робочій смузі частот і в динамічному діапазоні корисного сигналу [11]

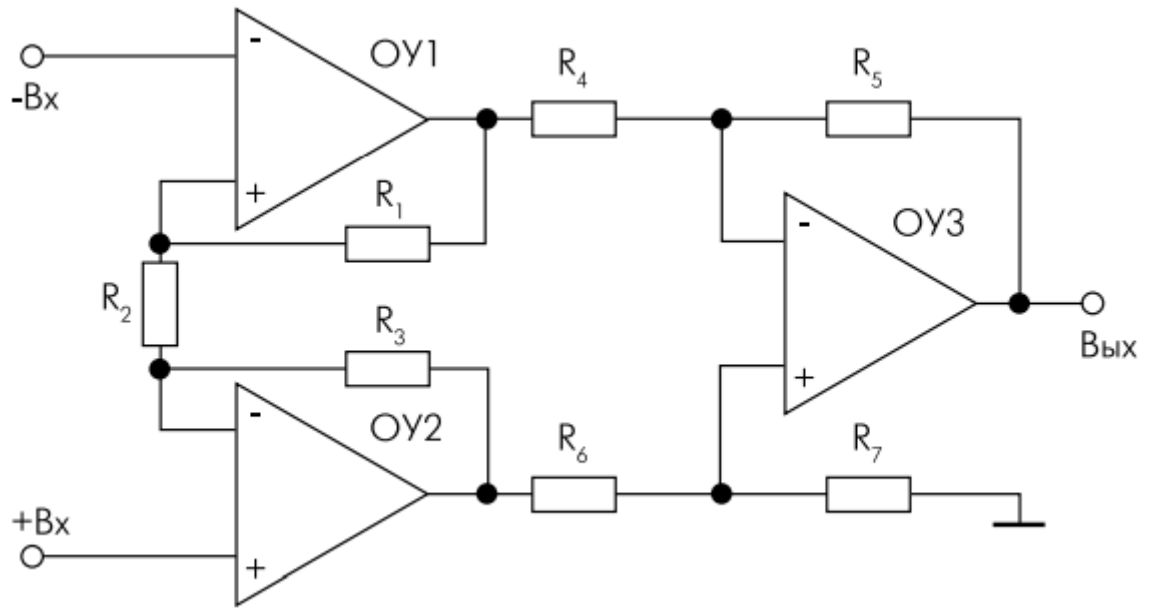
Побудувати такий підсилювач неможливо, тому на практиці обмежуються наступними вимогами до підсилювачів біопотенціалів:

- вхідний імпеданс не менше 10 МОм;
- діапазон вхідного сигналу 0-6 мВ;
- коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу не менше 80 дБ;
- напруга шумів, приведених до входу, менше 8 мкВ;
- регульоване посилення в межах від 625 до 50000;

					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		13

- смуга пропускання 20-500 Гц;
- частота дискретизації 2-10 кГц;
- розрядність АЦП не менше 10 біт;
- робочий діапазон температур -40 ... 60 ° С.

Для отримання високого входного опору (порядка декількох десятків Гіга) і значного придушення синфазної перешкоди (на 110-120 дБ) використовується інструментальний підсилювач на основі трьох операційних підсилювачів ОУ1-ОУ3 (мал.4) [12].



Мал.4. Схема інструментального підсилювача на трьох ОУ

При виконанні умов:

$$\frac{R_5}{R_4} = \frac{(R_4 + R_5) \cdot R_7}{(R_6 + R_7) \cdot R_4} = K$$

$R_1 = R_3 = R_0$  вихідна напруга буде дорівнювати:

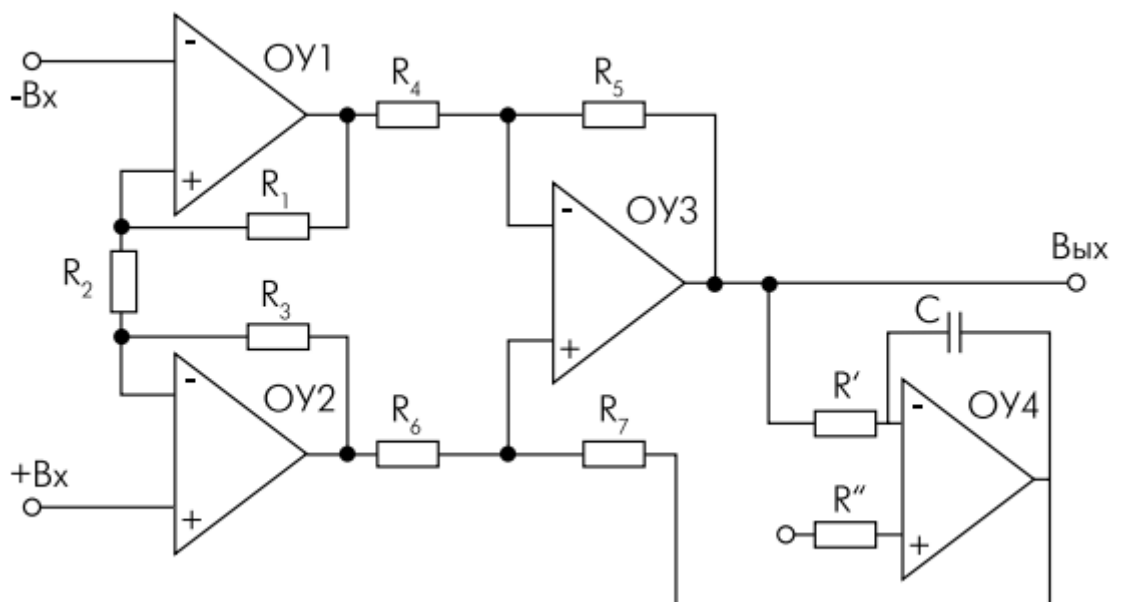
$$U_{вих} = K \cdot \left(1 + \frac{2 \cdot R_0}{R_2}\right) \cdot (\Delta U_{вх} + U_{см1} - U_{см2})$$

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

З цього рівняння видно, що, змінюючи значення  $R_2$ , можна легко регулювати посилення напруги. Щоб знизити на напругу перешкод і забезпечити лінійний режим роботи підсилювача, використовують індиферентний електрод (Right Leg Driver - RLD), за допомогою якого на біооб'єкт подається інвертує ванне напруга синфазних перешкод, посилене в кілька десятків-сотень разів. В ході експериментів нами було встановлено, що при від'єднанні індиферентного електро та від поверхні шкіри рівень перешкод збільшується на порядок, що неприпустимо при управлінні протезом ЕМГ-сигналом.

Щоб індиферентний електрод не перекручував корисний сигнал, він повинен бути великого розміру (до 4-5 см) і накладати ся на ділянки шкіри, розташовані на деякій відстані від досліджуваних м'язів і не багаті м'язовою тканиною.

Щоб виключити постійну складову корисного сигналу (напруги зсуву, напруги поляризації електр пологів) і встановити частоту одержуваного сигналу нижче 20 Гц, ми зупинилися на схемном вирішенні, наведеному на (мал.5).



Мал.5. Оптимальна схема електронних вузлів системи індиферентного електрода

У цій схемі підсилювач ОУ4 утворює з конденсатором С і резистором R 'фільтр з придушенням постійної складової

-3 дБ на частоті зрізу

$$f = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C}$$

З представлених на ринку інструментальних підсилювачів найбільшої уваги, на нашу думку, заслуговують мікросхеми INA118 і AD620 компаній Burr Brown і Analog Devices, відповідно. В підсумку прийшли до висновку, що найкращі характеристики для наших цілей у мікросхеми INA118.

З урахуванням того, що максимальна амплітуда вхідного сигналу підсилювача біопотенціалів для різних людей може змінюватися в межах від 20 мкВ до 6 мВ і що пристрій має бути портативним та на батарейках, було прийнято рішення використовувати однополярної напругу живлення підсилювачів, рівне 5 В, зі штучною віртуальною точкою загального потенціалу (земля) 2,5 В.

### **Висновок до розділу**

У даному розділі описана конструкція електродів та підсилювача біосинганоїв; розглянуто основні особливості підсилювачів біосигналів, визначені їх вимоги до роботи, розроблена максимально оптимальна схема електронних вузлів системи.

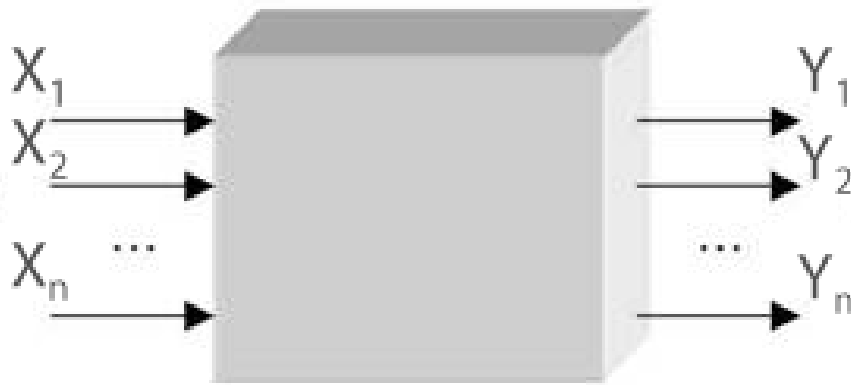
					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		16

### 3. Математичне моделювання електроміографічного сигналу

Для моделювання процесів генерації електроміографічного сигналу необхідно провести глибокий аналіз існуючих моделей, і виконати пошук ефективних математичних рішень, які б правильно описували природу даного біосигналу, і відповідали вимогам достовірності та адекватності моделі. Однією з основних завдань виступає знаходження можливих взаємозв'язків між математичними моделями і фізіологічними, патологічними процесами і системами, які породжують електричні сигнали (ЕС). Також необхідно дослідити параметри моделі в аналізі біосигналів, розпізнаванні образів і прийнятті діагностичних рішень.

Стисла запис закономірностей досліджуваного об'єкта у вигляді формул, систем рівнянь і логічних зв'язків називається математичною моделлю (ММ). Математичні моделі характеризуються високим ступенем абстрактності, оскільки математичні символи можуть позначати параметри систем будь-якої природи. Перевагою таких моделей є і те, що вони допускають кількісну інтерпретацію. До недоліків ММ відноситься те, що вони не завжди можуть бути проаналізовані в аналітичному вигляді. У таких випадках на допомогу приходять чисельні методи і комп'ютерне моделювання.

Прийнято вважати, що для початку дослідження складних об'єктів, взаємодія частин яких не піддається безпосередньому спостереженню, проводять методом «чорного ящика» (див. мал. 6). При цьому передбачається, що дослідник може задавати вхідні дані і реєструвати значення координат на виході. Метод «чорного ящика» дозволяє при відсутності достовірних даних про фізіологічні і патологічних властивості об'єкта, з'ясувати загальні закономірності його роботи. Об'єкт представляється в загальному випадку «чорним ящиком» з входами  $X_1 \dots X_n$  і спостерігаються виходами  $Y_1 \dots Y_n$  [13].



Малюнок 6. - Схематичне відображення моделі об'єкта у вигляді «чорного ящика»

У «чорному ящику» структура зв'язків представляється у вигляді функції  $f(x)$  і параметри компонентів  $x$  та  $y$  складових його, вважаються невідомими. В інформаційному співвідношенні робота об'єкта зводиться до такого умовного поданням:

$$f(x) = y$$

Складні, хаотичні електроміосигнали, що знімаються з поверхні шкіри, в безпосередній близькості від м'язів, що скорочуються, є результатом складання електричних потенціалів, що генеруються великою кількістю так званих рухових одиниць (груп м'язових волокон) [14].

При проектуванні математичної моделі для кожного виду сигналу часто потрібна дуже специфічна модель. Було досліджено, що електроміограма (ЕМГ) може моделюватися з використанням базового потенціалу дії окремої рухової одиниці (ПДРО) в якості елементарного будівельного блоку. Потенціал рухової одиниці (ПРО) - це тимчасова і просторова сумація активності потенціалів м'язових волокон (МВ), що належать одній рухової одиниці (РО). Позначимо його функцією  $f(t)$ , яка залежить від часу  $t$ .



Кожна РО генерує квазіперіодичні імпульси в послідовності  $n$ , кількість і частота проходження яких визначається величиною зусилля м'язи, що здійснює механічну роботу. ПД зрушені відносно один друга на час  $\tau_n$ , а  $N$  - повне число окремих міоімпульсів ЕМГ. Тому ЕМС можна представити у вигляді [15]:

$$f(t) = \sum_{n=0}^N f(t - n\tau)$$

Для розробки повноцінної моделі ЕМС враховувався ряд істотних чинників: вибір м'язи, з якої знімається сигнал, відстань від електрода до окремої РО, методика зняття електричної активності, тип і провідність тканин, розташованих між РО і електродом, товщина підшкірної жирової тканини [16, 17]. Вибір м'язи для реєстрації її біоелектричної активності ґрунтується на анатомічних і морфологічних особливостях будови досліджуваного м'яза (розташування різного роду типу волокон і їх діаметр в м'язі, її сила, товщина шкірно-жирового шару між м'язом і електродом, які впливають на профіль ЕМГ) і на наявність мінімального стороннього електричного сигналу від інших сусідніх м'язів, яке розповсюджується за поверхні шкіри, в англійській літературі це називають muscle cross-talk.

Нехай  $f(t)$  - одиничний сигнал, сформований мотонейроном. Визначимо спектр одиночного сигналу  $A_0(\omega)$  угодою

$$A_0(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot e^{-i\omega t} dt$$

Сигнал, що викликає скорочення рухової одиниці, являє собою суперпозицію одиничних сигналів, сформованих мотонейроном послідовно і наступних один за одним через деякий інтервал часу  $\tau_r$ , тобто

$$f_r(t) = \sum_{n=0}^{N-1} f(t - n\tau_r)$$

Тут  $N$  число моноімпульсів в регулярному сигналі. Спектр сигналу  $A_r(\omega)$  визначається як

$$A_r(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f_r(t) \cdot e^{-i\omega t} dt = A_0(\omega) \cdot \sum_{n=0}^{N-1} e^{-i\omega\tau_r n} = A_0(\omega)A_1(\omega),$$

де

$$A_1(\omega) \cdot \sum_{n=0}^{N-1} e^{-i\omega\tau_r n} = e^{-i\omega\tau_r(N-1)/2} \cdot \frac{\sin(\omega\tau_r N/2)}{\sin(\omega\tau_r/2)}$$

Реєстрований електроміографічний сигнал є суперпозицією регулярних періодичних сигналів  $f_r(t)$  типу [18], що генеруються окремими незалежними нейронами. Будемо вважати, що відносне зрушення цих сигналів за часом  $\tau_h$ , при цьому для різних нейронів, приймає випадкові значення, тобто величина  $\tau_h$  є випадковою, описуються тієї чи іншої статистичної щільністю розподілу  $\phi(\tau_h)$ .

Отже, для реєстрованого електроміографічного сигналу, вважаючи вклади різних нейронів однаковими (що, мабуть, несуттєво), можемо записати

$$f_s(t) = \sum_{k=0}^{K-1} f_r(t - \tau_h(k)),$$

де  $\tau_h(k)$  - реалізація випадкового зсуву сигналу, генерується  $n$ -м нейроном.

Спектр сигналу виду (5) можна представити аналогічним чином як

$$A_h(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f_s(t) \cdot e^{-i\omega t} dt = A_r(\omega) \cdot \sum_{k=0}^{K-1} e^{-i\omega\tau_h(k)} = A_r(\omega)A_2(\omega),$$

де

$$A_2(\omega) \cdot \sum_{k=0}^{K-1} e^{-i\omega\tau_h(k)}$$

Таким чином, спектр такого модельного електроміографічного сигналу являє собою множення спектральних функцій

					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		20

$$A_h(\omega) = A_0(\omega) \cdot A_1(\omega) \cdot A_2(\omega)$$

в якому перший співмножник є спектром вихідного моноімпульса. Аналогічним чином, спектральна потужність сигналу

$$S(\omega) = A_h(\omega) \cdot A_h^*(\omega) = |A_0(\omega)|^2 \cdot |A_1(\omega)|^2 \cdot |A_2(\omega)|^2$$

є помноженням відповідних спектральних потужностей. Спектральну потужність:

$$S_2(\omega) = |A_2(\omega)|^2$$

можна отримати в результаті численного моделювання, вибравши той чи інший тип статистики.

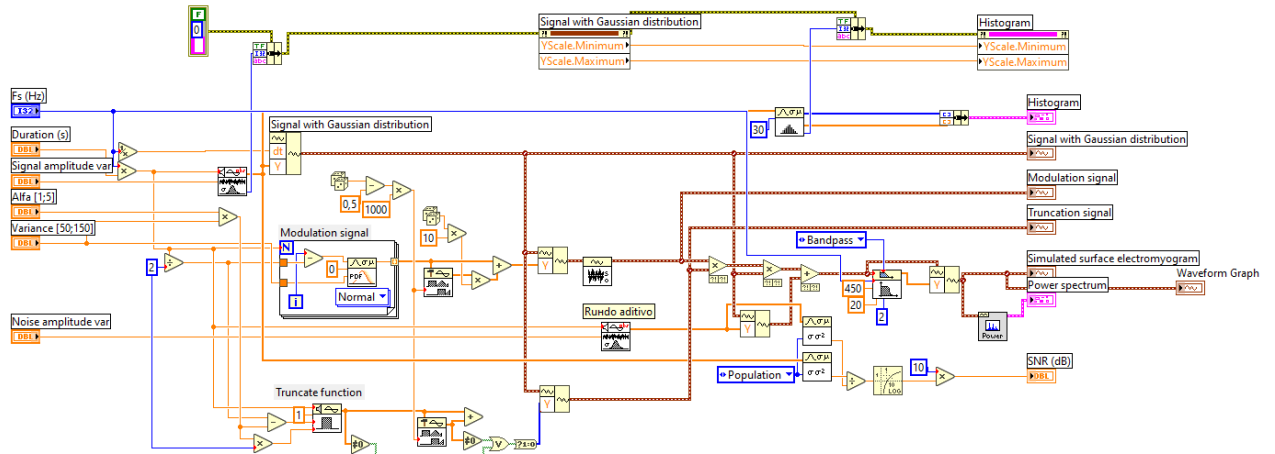
Адекватність запропонованої моделі електроміосигналу підтверджена порівнянням з властивостями реальних міограм. Специфічність спектрів міосигналу дозволила поставити і вирішити проблему відновлення форми вихідного моноімпульса і частоти слідування за характеристиками сукупного електроміосигналу.

Запропонована математична модель програмно реалізована за допомогою середовища розробки LabVIEW (англ. Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench) - це середовище розробки і платформа для виконання програм, створених на графічній мові програмування «G» фірми National Instruments (США).

Код програми імітує поверхневі електроміограми (sEMG), отримані під час ізотонічних скорочень. Він заснований на роботі Bonato et al (1998) IEEE Trans Biom Eng [19]. Для формування основного сигналу sEMG генерується сигнал Гауса з випадковим розподіленням.

Крім того, функція Гауса усікається з імпульсною функцією, щоб отримати чітко визначені інтервали включення-виключення з плавними змінами амплітуди. Отримані сигнали множаться на сигнал Гауссового діапазону, щоб отримати сигнал sEMG. Нарешті, сигнал фільтрується в діапазоні 20-450 Гц - загальна смуга пропускання для аналізу sEMG

					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		21



Малюнок 7. – Блок діаграма моделювання електроміографічного сигналу в середовищі LabVIEW.

### Висновок до розділу

У даному розділі був проведений глибокий аналіз існуючих моделей, і виконан пошук ефективних математичних рішень, які б правильно описували природу даного біосигналу. Запропоновано математичну модель, яка в повній мірі відображає процес генерації біосигналу. Математична модель була реалізована за допомогою середовища розробки LabVIEW, наведено опис програмної генерації сигналу з необхідними уточненнями та блок діаграмою.

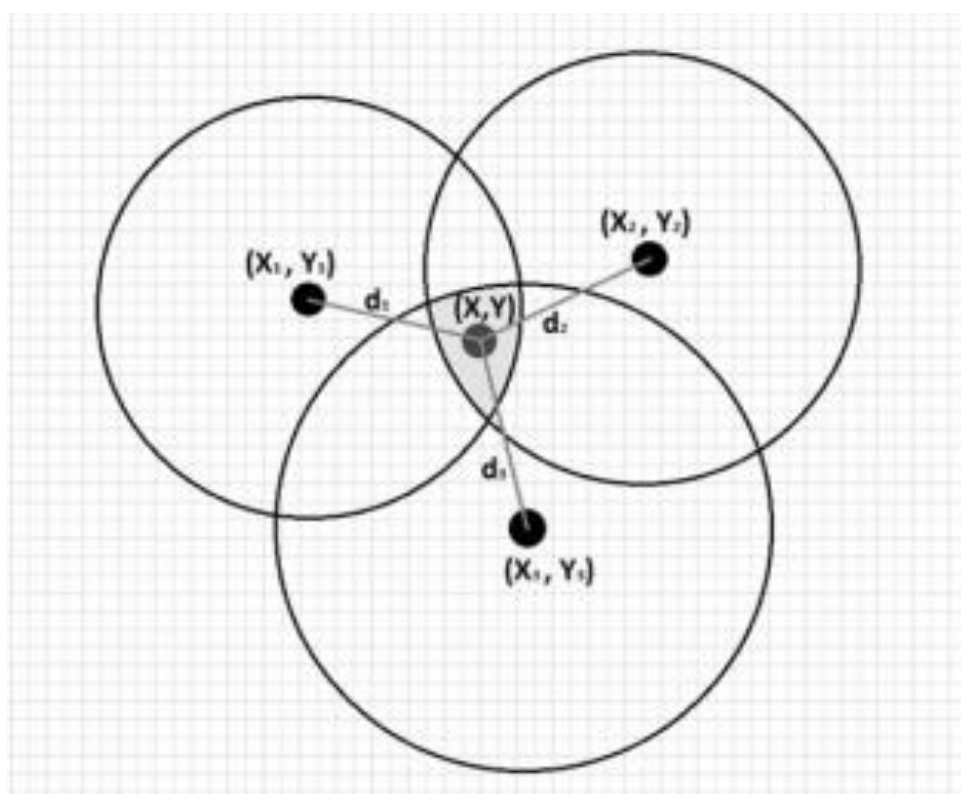
## 4. Математичне моделювання методу локалізації ЕМГ сигналу

### 4.1. Алгоритм базовний на перетину кола

Розробимо алгоритм триангуляційного позиціонування. Для цього вважатимемо, що в кожній точці площі об'єкта спостереження можливе виникнення ЕМГ сигналу, реєстрація якого відбувається, знаходиться в радіусі дії як мінімум трьох ЕМГ датчиків. Нам відомі такі дані:

- рівні сигналів, які доходять до кожного ЕМГ датчику, а отже, відстань від кожного датчика до точки виникнення ЕМГ сигналу ;
- координати всіх ЕМГ датчиків.

Графічне представлення даного методу (Мал. 8)



Малюнок 8. – Графічне представлення алгоритму базованому на перетині кіл.

У нашому випадку ЕМГ сенсори мають координати  $(x_1, y_1)$ ,  $(x_2, y_2)$  та  $(x_3, y_3)$

а об'єкт -  $(x, y)$ . Відстані від роутерів до об'єкта рівні  $d_1, d_2, d_3$  відповідно.

Знаючи початкові координати сенсорів і відстань від кожного сенсора до точки виникнення електорміагравічного сигналу, можна скласти три рівняння, скласти з них систему і знайти координати точки виникнення сигналу. Розглянемо алгоритм вирішення:

$$\begin{cases} d_1 = \sqrt{(x - x_1)^2 + (y - y_1)^2} \\ d_2 = \sqrt{(x - x_2)^2 + (y - y_2)^2} \\ d_3 = \sqrt{(x - x_3)^2 + (y - y_3)^2} \end{cases}$$

Виконаємо перетворення рівняння (2):

$$d_1^2 + 2xx_1 + 2yy_1 - x_1^2 - y_1^2 = x^2 + y^2$$

Здійсимо перетворення рівняння (3) аналогічно першому:

$$d_2^2 + 2xx_2 + 2yy_2 - x_2^2 - y_2^2 = x^2 + y^2$$

Перетворимо рівняння (5) і (6), виконавши перенесення правої частини в леву. Так як праві частини рівнянь рівні, то прирівняємо рівняння:

$$d_1^2 + 2xx_1 + 2yy_1 - x_1^2 - y_1^2 = d_2^2 + 2xx_2 + 2yy_2 - x_2^2 - y_2^2,$$

$$d_1^2 - x_1^2 - y_1^2 - d_2^2 + x_2^2 + y_2^2 = 2xx_2 + 2yy_2 - 2xx_1 - 2yy_1$$

Отримаємо:

для рівнянь (1) і (2):

$$x = \frac{d_1^2 - x_1^2 - y_1^2 - d_2^2 + x_2^2 + y_2^2 - 2yy_2 + 2yy_1}{2(x_2 - x_1)}$$

для рівнянь (2) і (3):

$$x = \frac{d_2^2 - x_2^2 - y_2^2 - d_3^2 + x_3^2 + y_3^2 - 2yy_3 + 2yy_2}{2(x_3 - x_2)}$$

для рівнянь (1) і (3):

$$x = \frac{d_1^2 - x_1^2 - y_1^2 - d_3^2 + x_3^2 + y_3^2 - 2yy_3 + 2yy_2}{2(x_3 - x_1)}$$

З виражених значень  $x$  можна зробити висновок про область допустимих значень:

$$\begin{cases} 2(x_2 - x_1) \neq 0, \\ x_2 - x_1 \neq 0, \end{cases} \rightarrow x_2 \neq x_1;$$

$$\begin{cases} 2(x_3 - x_2) \neq 0, \\ x_3 - x_2 \neq 0, \end{cases} \rightarrow x_3 \neq x_2;$$

$$\begin{cases} 2(x_3 - x_1) \neq 0, \\ x_3 - x_1 \neq 0, \end{cases} \rightarrow x_3 \neq x_1;$$

Розглянемо накладають ці нерівностями обмеження:

- якщо не виконується нерівність (7), то ми не можемо знайти область перетину кіл в центрах з точками  $(x_1, y_1)$  та  $(x_2, y_2)$ ;
- якщо не виконується нерівність (8), то ми не можемо знайти область перетину кіл в центрах з точками  $(x_3, y_3)$  та  $(x_2, y_2)$ ;
- якщо не виконується нерівність (9), то ми не можемо знайти область перетину кіл в центрах з точками  $(x_3, y_3)$  та  $(x_1, y_1)$ .

На практиці ці обмеження означають, що при установці сенсорів необхідно розташувати їх таким чином, щоб вони не знаходилися на одній вертикальній прямій, інакше позиціонування необхідно буде здійснювати, використовуючи інший алгоритм.

Для знаходження значень  $y$ , відповідних кожному з трьох виразів  $x$ , необхідно підставити їх в будь-які з двох рівнянь, для котрих воно знайдено.

					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		25

Після цього у нас буде знайдено значення  $y$ , в кожному випадку ми будемо мати два таких значення, так як буде необхідно вирішити квадратне рівняння. Отже, на виході ми маємо шість пар значень  $(x, y)$ , котрі відповідають точкам перетину трьох кіл. Далі необхідно з шести точок вибрати три точки, розташовані найближче один до одного. Це дозволить нам локалізувати виділену на рисунку область перетину всіх трьох кіл. Останній етап - визначення точних координат точки, що знаходиться в цьому сегменті, для цього опишем навколо нього прямокутник і визначимо координати об'єкта спостереження як точку перетину діагоналей прямокутника, в який вписаний вийшовший сегмент [20].

Але на практиці при достатньому рівні калібрування системи, усі шість пар отриманих значень мають однакові результати, тому на виході ми маємо одну пару унікальних значень  $(x, y)$ , що відповідає точним координатам виникнення електроміаграфічного сигналу, відхилення цих значень, відповідає недостатній якості калібрування системи.

### Висновок до розділу

У даному розділі був запропонован алгоритм локалізації точки виникнення електроміаграфічного стгналу. Описана його математични структура з прив'язкою до нашого змодельованого сигналу.

					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		26



## 5. Знаходження відстані від датчика до точки виникнення ЕМГ сигналу

### 5.1. Алгоритм базований на порівнянні рівнів амплітуд

Різні м'язи людини мають різний характер ЕМГ сигналу який в них виникає. Ця відмінність обумовлена багатьма факторами, зокрема кількістю рухових одиниць, площею м'язового волокна, глибиною залягання волокна відносно поверхневого електроду. У дипломній роботі розглядається група м'язових волокон характеристики якої відомі з практичних методів досліджень цієї групи.

Корисна амплітуди якої варується у досить малих межах від 9,93 до 10,12. Використовуючи фільтрацію ЕМГ сигналу, та беручи до уваги завади які можуть впливати на рівень сигналу в обидві сторони, при розробці алгоритму еталонна корисна амплітуда сигналу  $A_E$ , була прийнята у розмірі 10 [21].

Сутність алгоритму полягає у порівнянні еталонної корисної амплітуди  $A_E$ , з виміряною амплітудою сигналу на кожному з реєструючих електродів  $A_N$ , де  $N$  - номер електроду. Результатом порівняння стає значення згасання амплітуди  $A_D$ .

$$A_E - A_N = A_D$$

Швидкість розповсюдження ЕМГ сигналу збудження  $S_{EMG}$  у м'язовій тканині відома з статистичних даних медичних досліджень, та дорівнює 1585 м/с. Знаючи максимальну відстань між двома електродами системи  $d_{max}$  ми можемо знайти максимальний час  $t_{max}$  приходу сигналу на найвіддаленіший електрод системи.

$$t_{max} = \frac{d_{max}}{S_{EMG}}$$

					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		27

У нашому випадку  $d_{\max} = 42.426$  мм, тоді  $t_{\max} = 26.677$  мкс.

Залежність згасання амплітуди за часом визначається вираження:

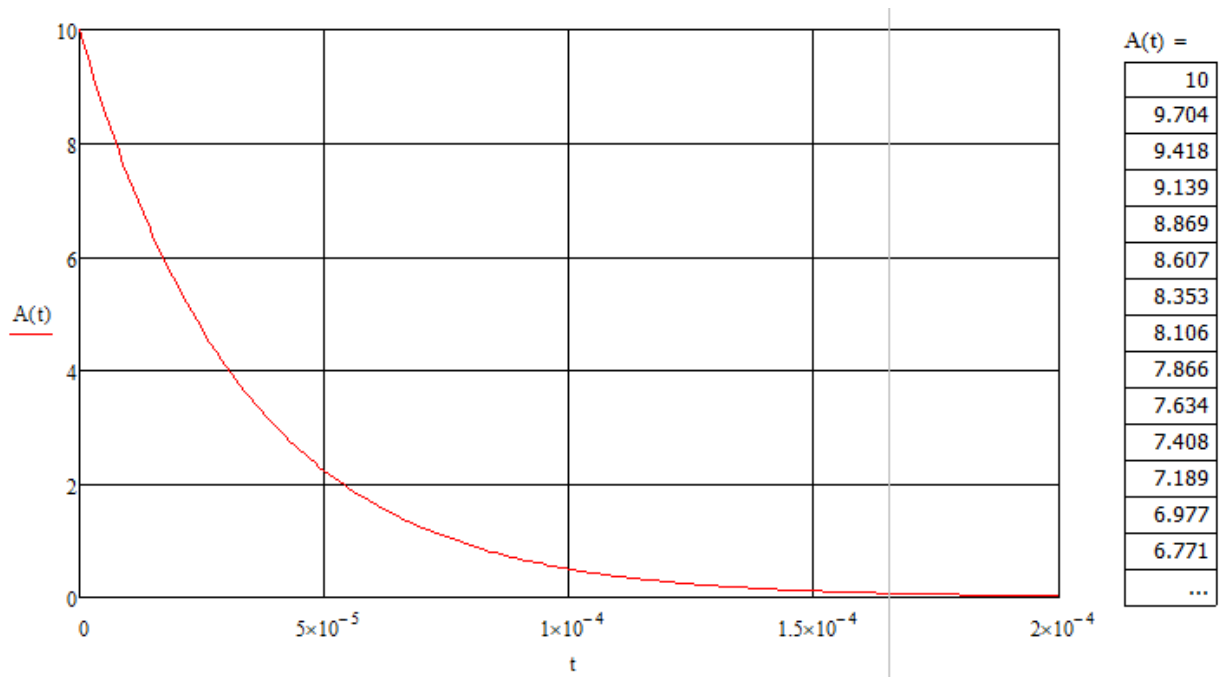
$$A_D(t) = A_E \cdot e^{-\delta \omega t},$$

де  $\delta$  - затухання, статистично дорівнює 30 Дб;

$\omega$  - частота сигналу, дорівнює 1000 Гц;

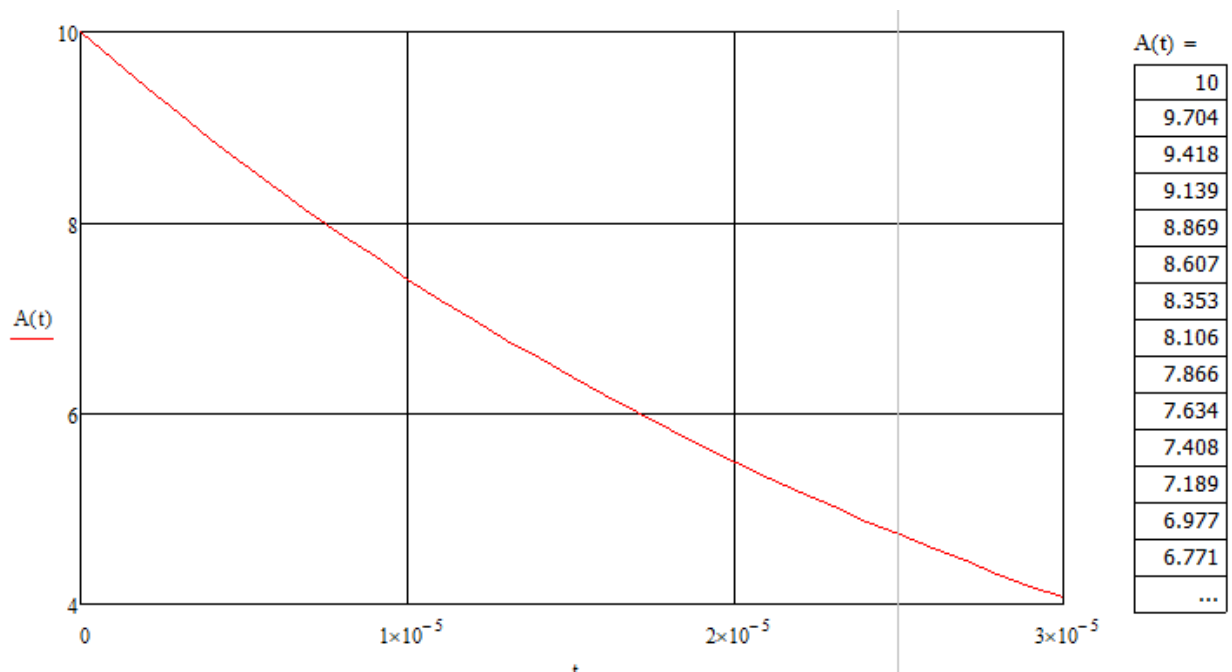
$t$  - час, дорівнює  $t_{\max}$ .

Графік залежності згасання амплітуди за часом має експоненціальний характер, що накладає похибку на результати виміру залежності згасання амплітуди сигналу за 1 мкс.



Малюнок 9. – Графік залежності згасання амплітуди за абсолютним часом

Але цю похибку можна мінімізувати завдяки апроксимаційному перетворенню, що допоможе визначити лінійну залежність між згасання амплітуди за певний дуже короткий проміжок часу.



Малюнок 10. – Графік залежності згасання амплітуди за часом  $t_{\max}$

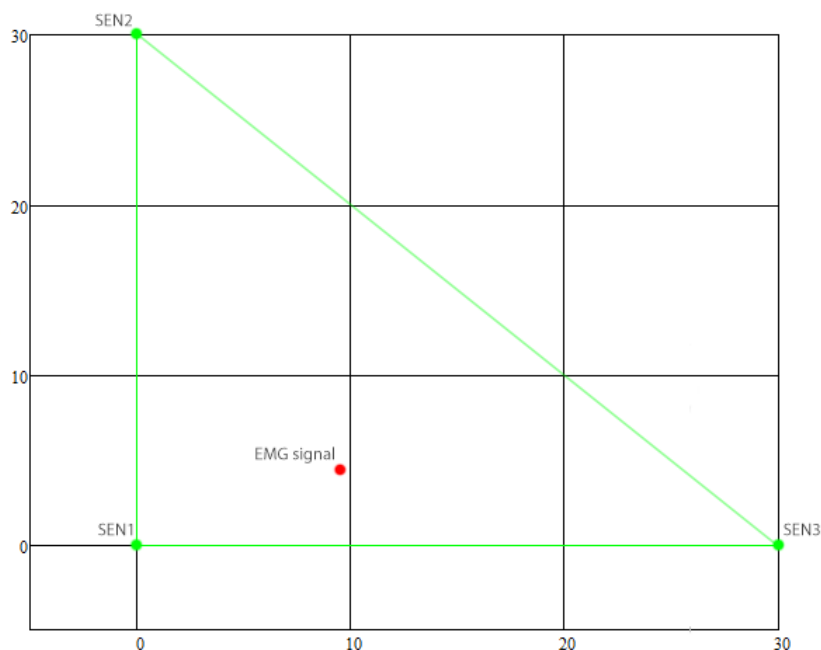
Таким чином можна визначити, що при  $t_{\max} = 26.677$  мкс,  $A_d$  - згасання амплітуди на проміжку в 1 мкс, буде дорівнювати 0,19367 од.

### Висновок до розділу

У даному розділі була проведена розробка алгоритму базового порівнянні амплітуд, виявлено залежності згасання амплітуди від відстані та часу розповсюдження сигналу. Представлено графіки залежності згасання амплітуди за абсолютним часом та за часом визначеним системою.

## 6. Повний цикл роботи системи

Задаймося деякою точки виникнення ЕМГ сигналу з невідомими координатами  $(x, y)$ , та системою з трьох датчиків  $SEN_1$ ,  $SEN_2$  та  $SEN_3$ , координати яких нам відомі:  $(x_1 = 0, y_1 = 0)$ ,  $(x_2 = 0, y_2 = 30)$  та  $(x_3 = 30, y_3 = 30)$

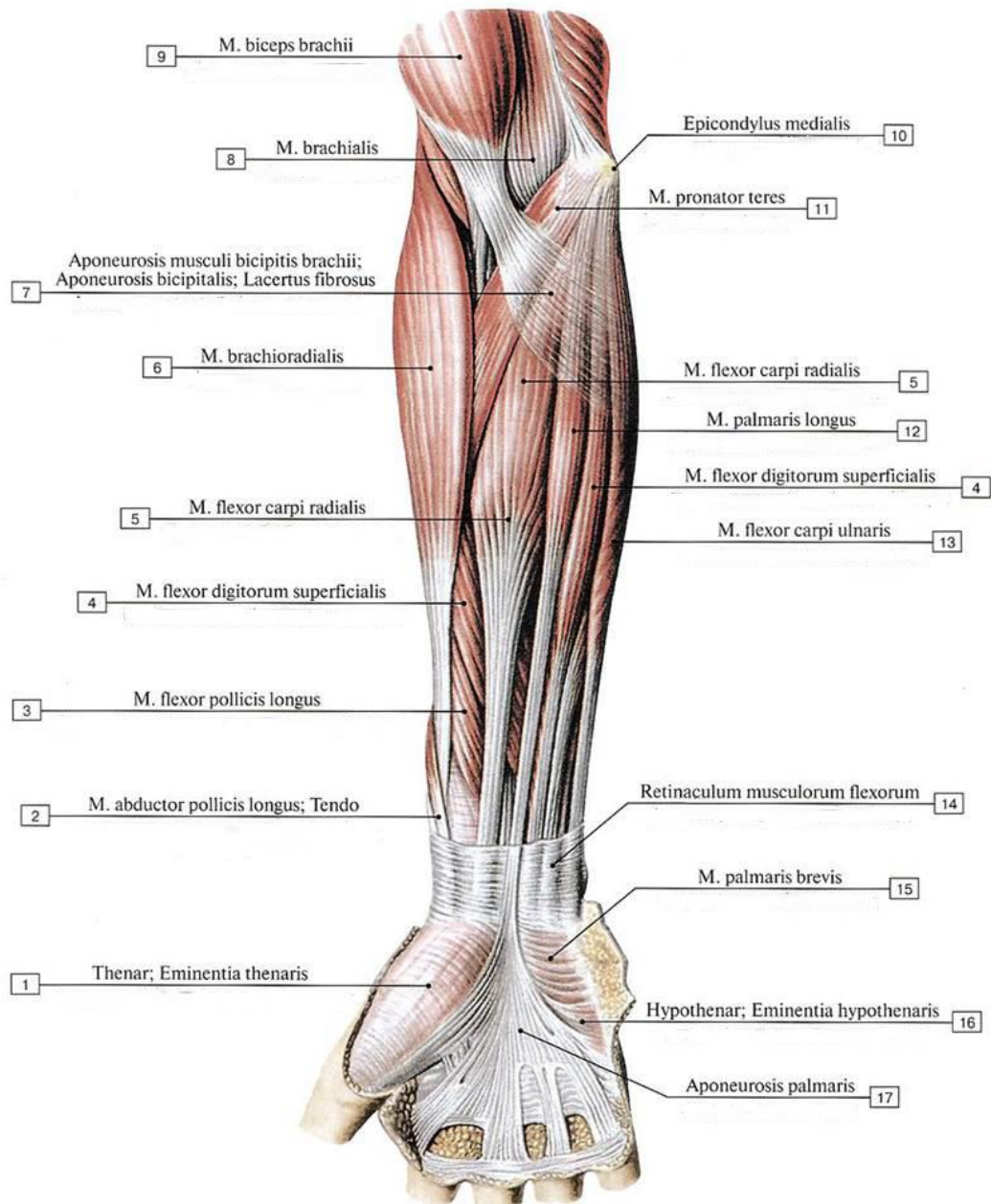


Малюнок 11. – Графічне представлення позиціонування ЕМГ датчиків та точки виникнення ЕМГ сигналу.

У ході виконання дипломного проекту за досліджувану мишцу було обрано «поверхневий згинач пальців» (мал. 12). Данна мишца відіграє велику роль в роботі кисті руки. У своїй будові має плечову і променеву головки. Плечова головка починається від медіального надвироста плечової кістки, а променева від променевої кістки. Обидві головки переходять у два міцні сухожилки, які діляться на 4-й і прикріплюються до серединних фаланг 2-5 пальців. Дослідження саме цього м'яза необхідно для якісного проектування просунутих протезів рук. Ширина волокна цього м'яза у дорослі людини рідко перевищує 30мм, що дозволяє нам зчитувати практично всі можливі сигнали від рухових одиниць з яких вона складається. Також цей м'яз добре вивчен, що

					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		30

дозволяє нам оперувати точними параметрами при моделюванні нашого ЕМГ сигналу, а саме:



Малюнок 12. – Передня група м'язів передпліччя, правої, поверхневий шар, вид спереду: 4 - поверхневий згинач пальців (англ. Flexor digitorum superficialis).

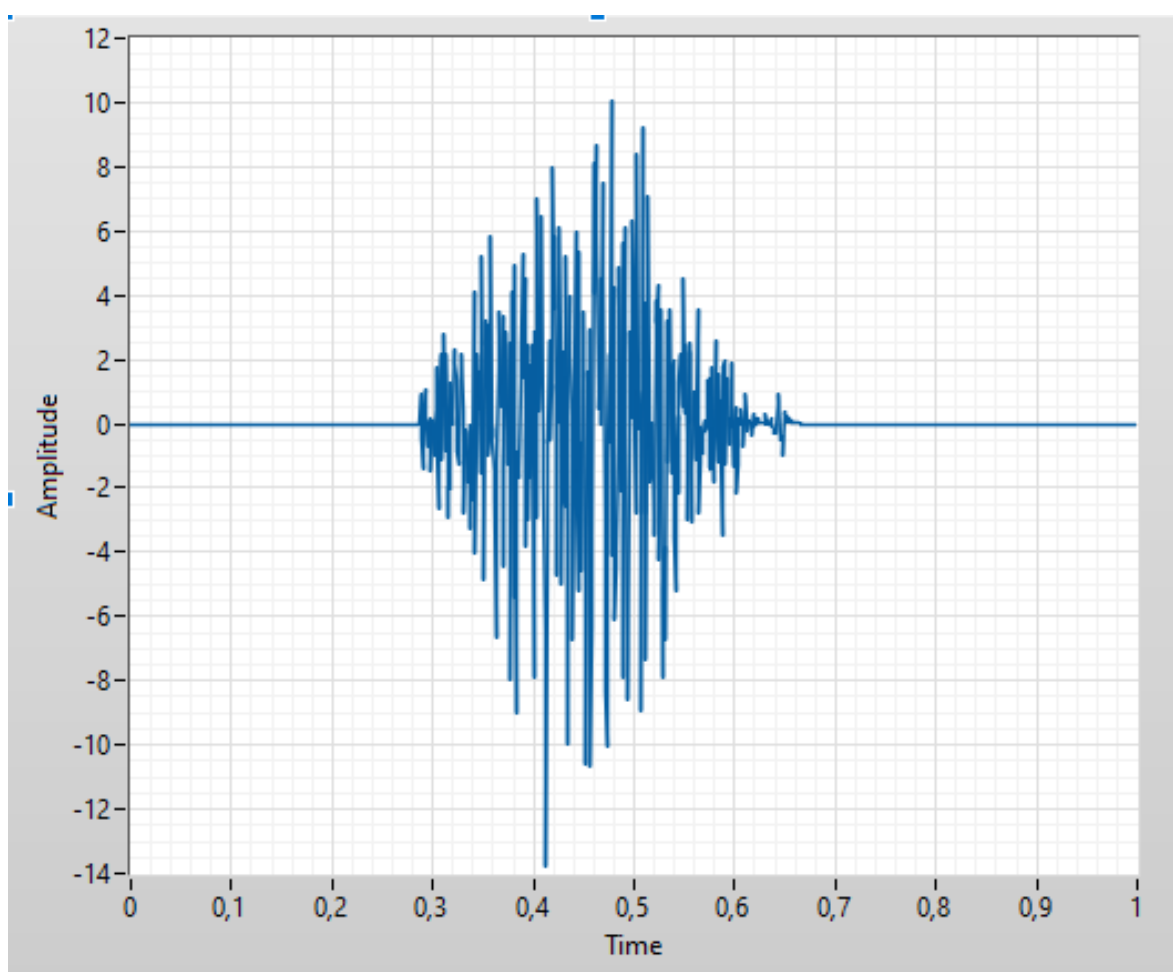
Еталонна корисна амплітуда сигналу виникаючого у м'язі при здійсненні руху одним із пальців дорівнює -  $A_E=10$ , та дуже рідко варіюється в дуже маленьких кордонах.

Частота сигналу дорівнює -  $\omega$ - 1000 Гц, та є класичною для груп м'язів руки дорослої людини.

Тривалість повного циклу згинання одно з пальців руки, а отже і часу виникнення та розповсюдження ЕМГ сигналу дорівнює -  $t$  - 1 с [22].

Проаналізувавши параметри обраного м'яза ми можемо моделювати його з достатньою точністю для ефективної роботи усієї системи.

Ідеальний ЕМГ сигнал модульований у середовищі інженерного програмування LABview, має наступний вигляд.



Малюнок 13. – Графік змодельованого ідеального електроміографічного сигналу.

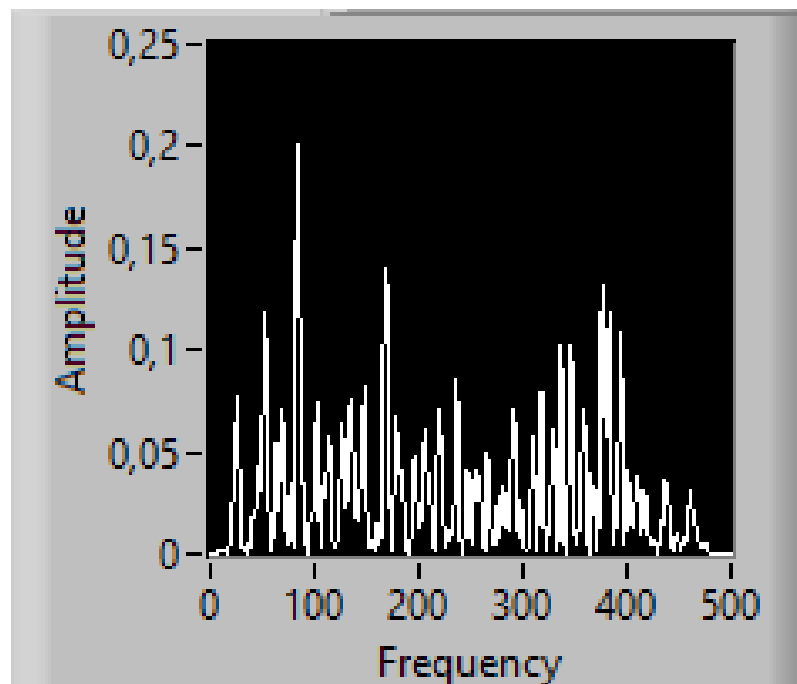
Еталонна корисна амплітуда сигналу  $A_E=10$ ,

Частота сигналу  $\omega$ - 1000 Гц,

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

Тривалість  $t$  - 1 с.

Спектральна густина потужності - функція, що описує розподіл потужності сигналу залежно від частоти, тобто потужність, що припадає на одиничний інтервал частоти. Має додаткове оціночне значення при дослідженні та моделюванні ЕМГ сигналу, у нашому випадку дозволяє оцінити характер дії визваної електроміографічним сигналом, а також зменшити похибку у його моделюванні (мал. 14)



Малюнок 14. – Графік спектральної щільності потужності ідеального сигналу.

Характеристики моделювання у середовищі LabVIEW (мал. Н), де:

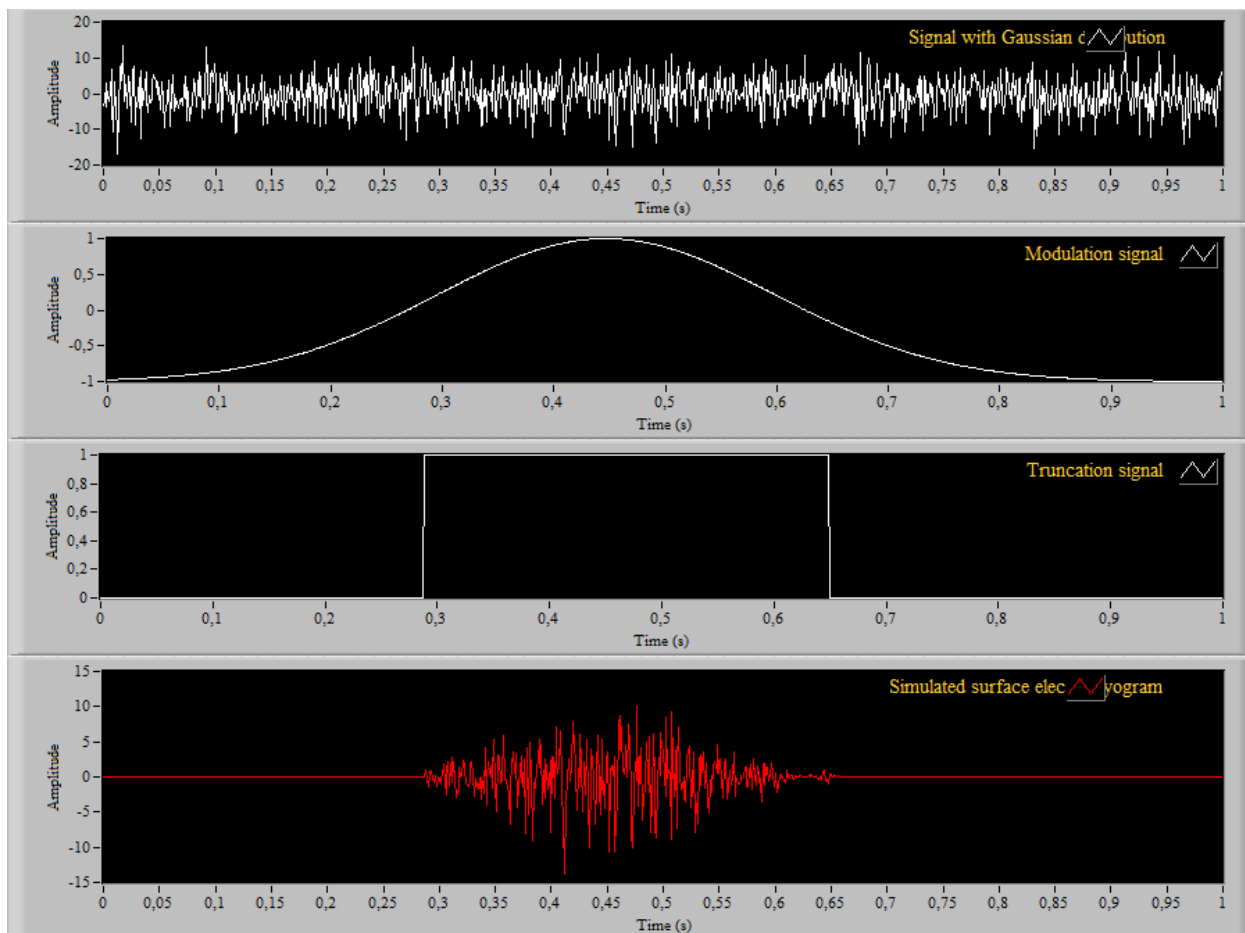
Перший графік – це генерація сигналу Гауса з випадковим розподіленням у межах визначених амплітудою сигналу  $A_E=10$ .

Другий графік – це усікання функції Гауса з імпульсною функцією, щоб отримати чітко визначені інтервали включення-виключення з плавними змінами амплітуди.

Третій графік – множення отриманих сигналів на сигнал Гауссового діапазону, щоб отримати сигнал вихідний сигнал ЕМГ. Також, сигнал

фільтрується в діапазоні 20-450 Гц - загальна смуга пропускання для аналізу, та обмежується часов діапазоном зчитування.

Четвертих графік – це ітоговий змодульований електроміографічний СИГНАЛ.



Малюнок 15. – Front Panel змодельованого ідеального електроміографічного сигналу.

Отримавши модуляцію ідеального електроміографічного сигналу, його вихідні параметри, та побудувавши графічне представлення позиціонування ЕМГ датчиків та точки виникнення ЕМГ сигналу, можна генерувати показники цього сигналу на окремих електродах системи, беручу вихідні данні ідеального сигналу за вхідні параметри для подальшої модуляції опираючись на позиціонування кожного електроду.



У ході моделювання були отримані наступні параметри сигналів на кожному з електродів:  $SEN_1$ ,  $SEN_2$ ,  $SEN_3$ .

Частота сигналу та його тривалість залишаються незмінними:

$\omega$  - 1000 Гц,

$t$  - 1 с.

Як і у еталонного сигналу найбільша корисна складова припадає на середину часого інтервалу модулювання, а саме 0.5 с.

Результати модулювання зчитування:

Максимальна амплітуда сигналу на реєструючому електроді  $SEN_1$  :

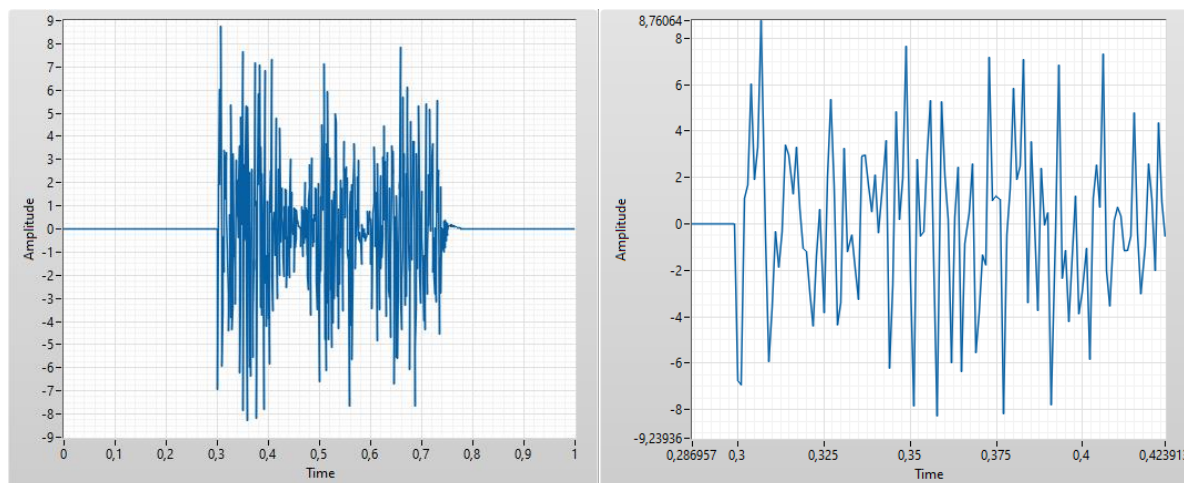
$A_1 = 8.76064$  (мал.16.).

Максимальна амплітуда сигналу на реєструючому електроді  $SEN_2$  :

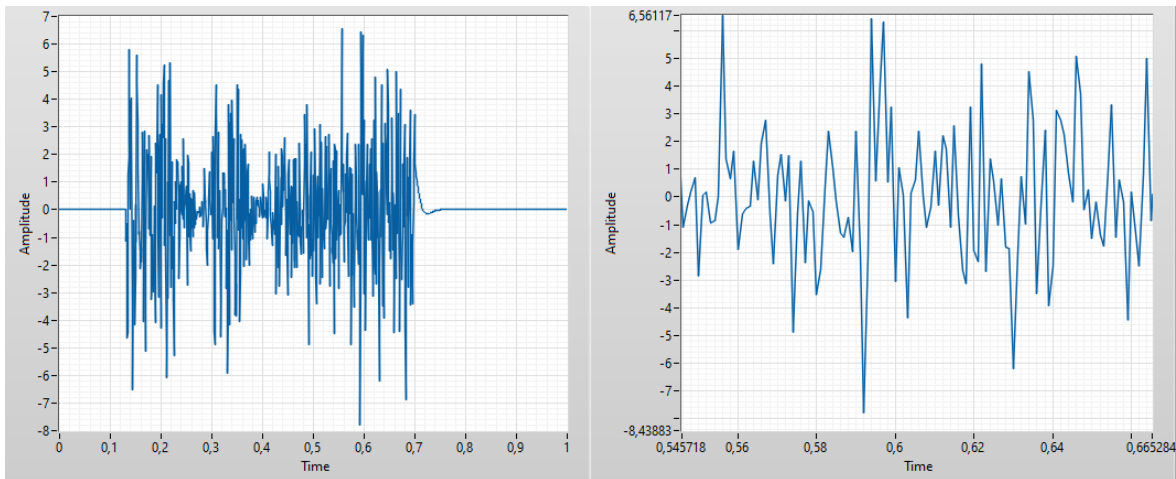
$A_2 = 6.56117$  (мал.17.).

Максимальна амплітуда сигналу на реєструючому електроді  $SEN_3$  :

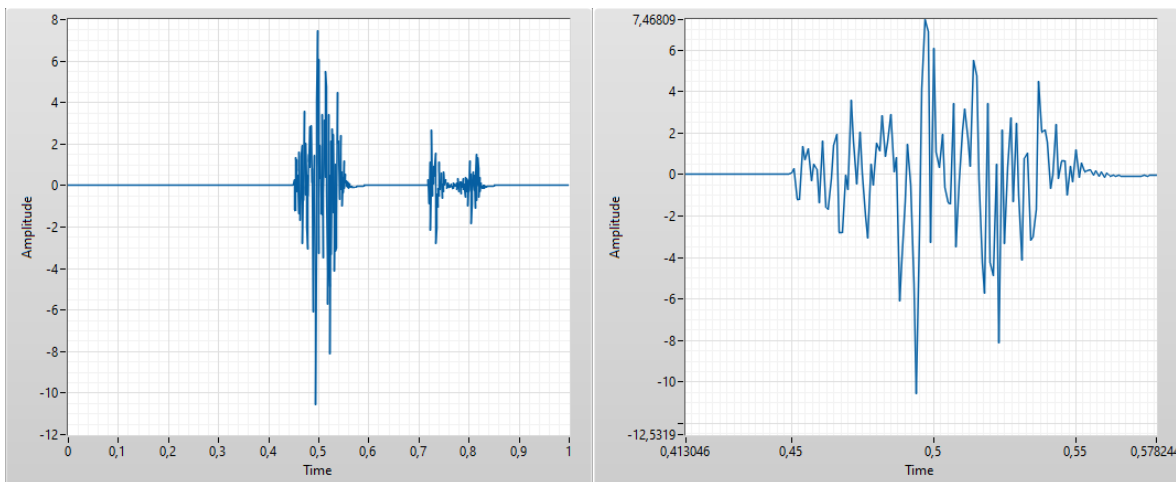
$A_3 = 7.46809$  (мал.18.).



Малюнок 16. – Графік змодельованого електроміографічного сигналу на датчику  $SEN_1$ .



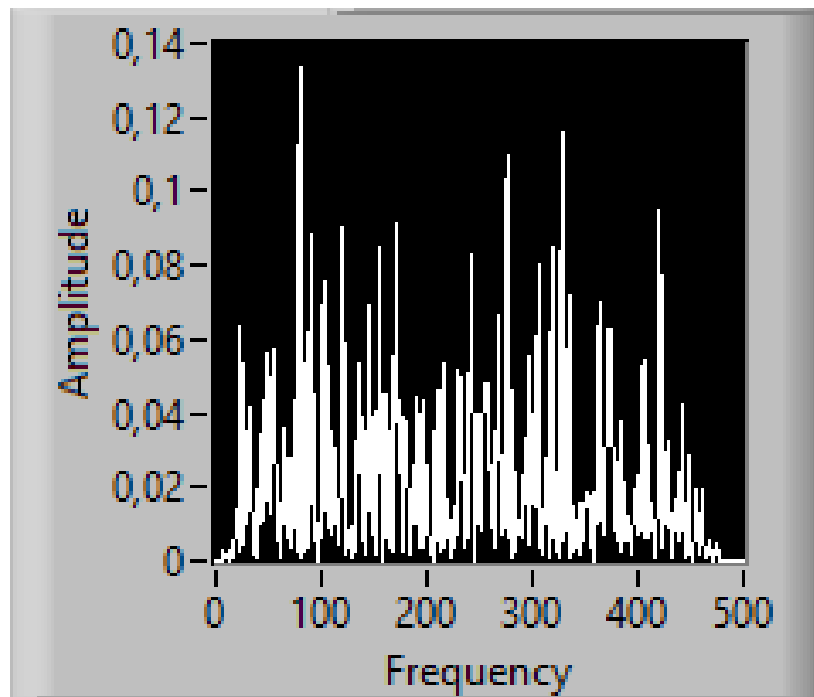
Малюнок 17. – Графік змодельованого електроміографічного сигналу на датчику  $SEN_2$ .



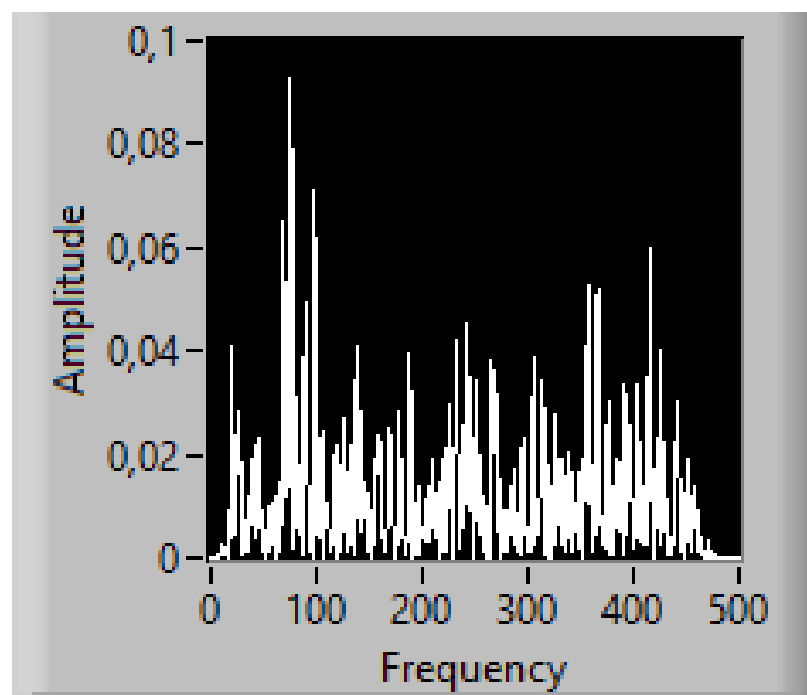
Малюнок 18. – Графік змодельованого електроміографічного сигналу на датчику  $SEN_3$ .

Аналіз спектральної щільності потужності демонструє розподіл потужності сигналу залежно від частоти, з урахуванням заданої смуги пропускання, що дає нам можливість оцінити частоту відфільтрованого діапазону сигналу який є найзашумленішим, для подальшого калібрування системи у разі недостатньої корисної складової на одному з датчиків.

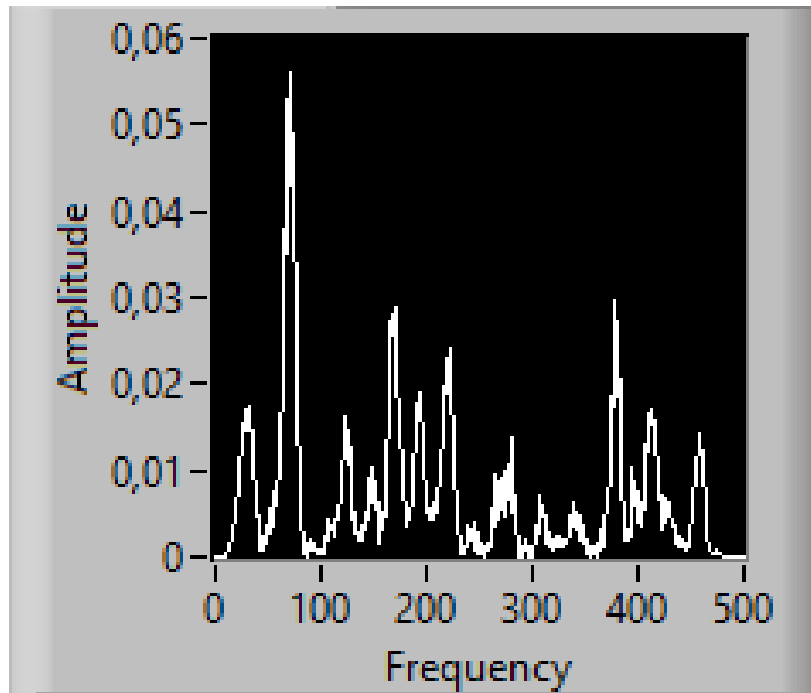
Результати модулювання зчитування:



Малюнок 19. – Графік спектральної щільності потужності сигналу  $SEN_1$



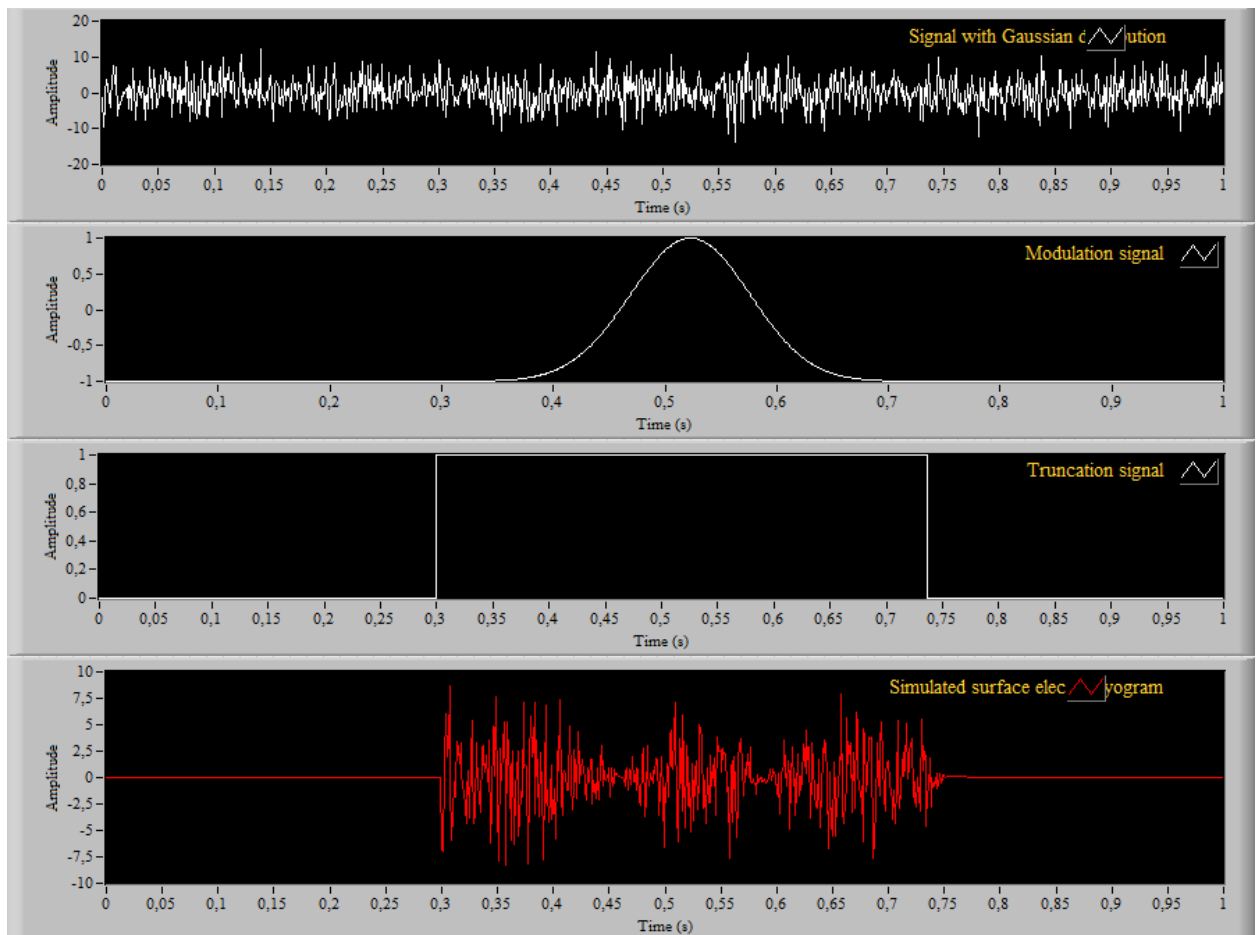
Малюнок 20. – Графік спектральної щільності потужності сигналу  $SEN_2$



Малюнок 21. – Графік спектральної щільності потужності сигналу  $SEN_3$

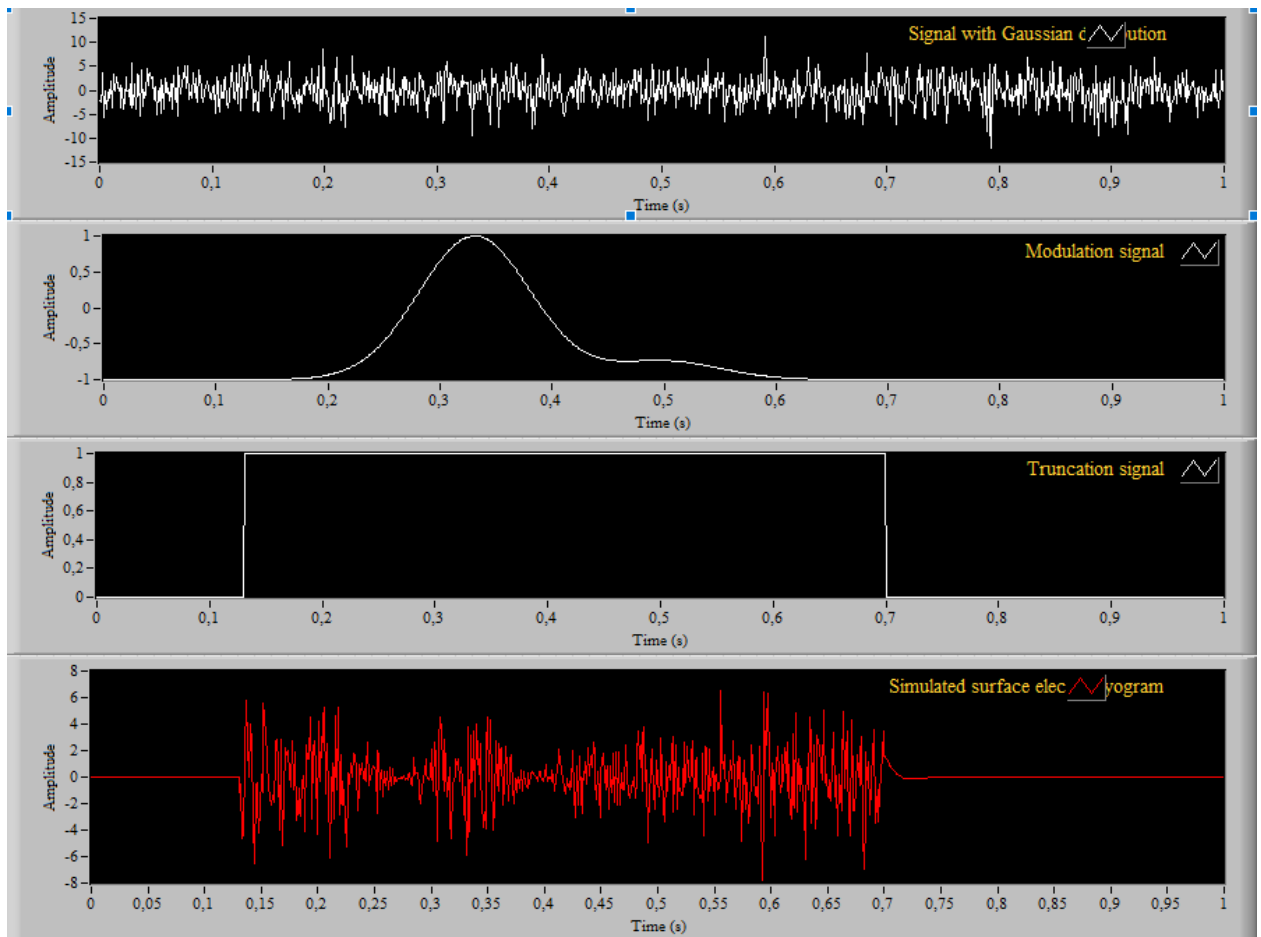
На датчику  $SEN_3$  (мал.21) ми можемо спостерігати найменшу спектральну щільність потужності, що доповнюється показниками на графіку (мал.Т,Е), тому ми можемо зробити висновок, що саме на датчику  $SEN_3$  велика частина сигналу була відфільтрована через велику зашумленість, але залишкова корисна частина сигналу припала на середину діапазону часого інтервалу модулювання, як і у еталонного сигналу, тому у нашому конкретному випадку система не потребує калібрування, а даних отриманих з елетроду  $SEN_3$  достатньо для якісного продовження роботи системи.

Характеристики моделювання у середовищі LabVIEW роботи окремих едектродів, показують стан генерування сигналу на окремиї страдіях модуляції, що дозволяє провести точкове калібрування системи у разі виникнення необхідності.



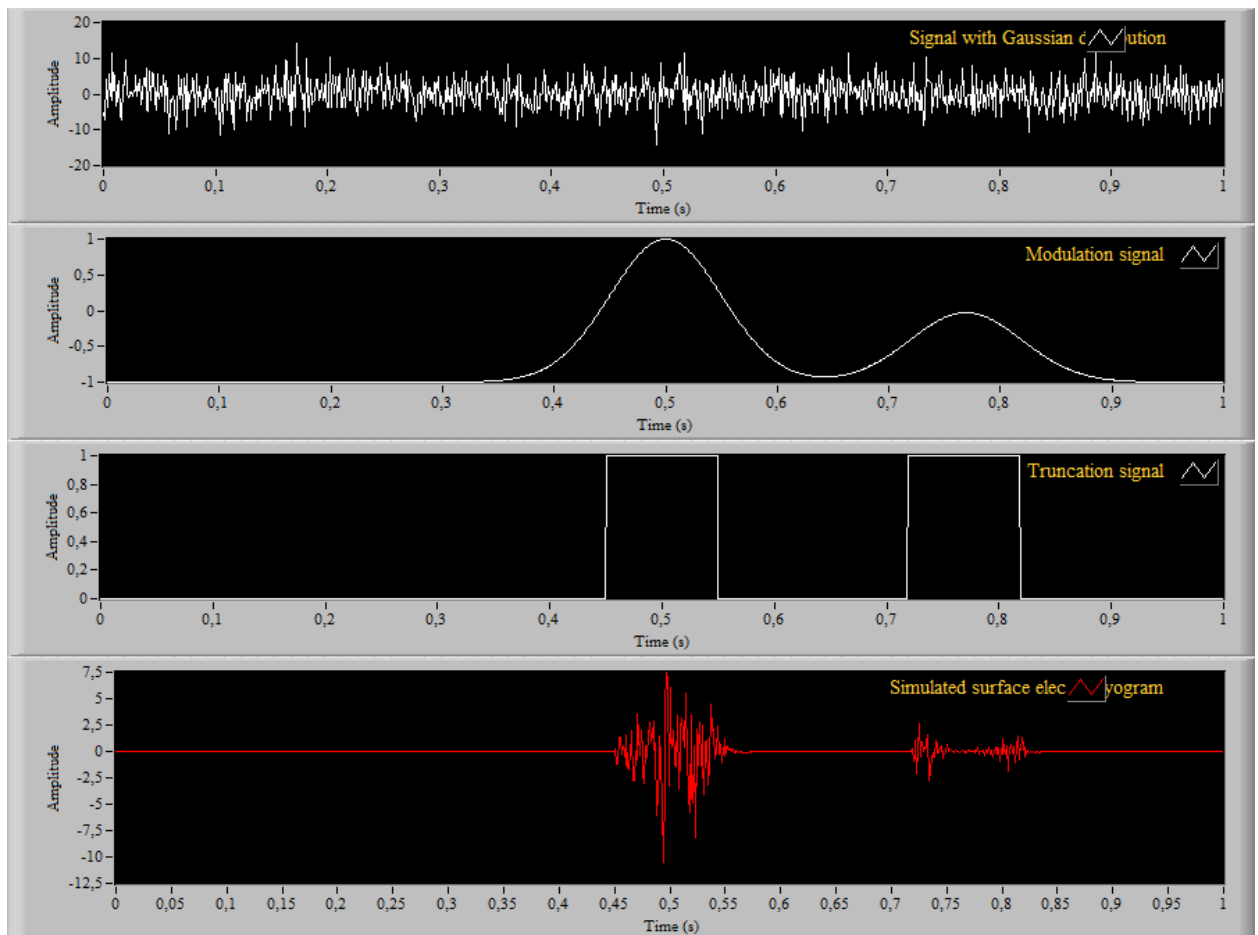
Малюнок 22. – Front Panel змодельованого електроміографічного сигналу  $SEN_1$ .

- Інтервал усікання функції Гауса з імпульсною функцією – 0.35 - 0.7 с.
- Часовий діапазон зчитування – 0.3 - 0.74 с.



Малюнок 23. – Front Panel змодельованого електроміографічного сигналу  $SEN_2$ .

- Інтервал усікання функції Гауса з імпульсною функцією – 0.17 - 0.63 с.
- Часовий діапазон зчитування – 0.13 - 0.7 с.



Малюнок 24. – Front Panel змодельованого електроміографічного сигналу  $SEN_3$ .

- Інтервал усікання функції Гауса з імпульсною функцією – 0.33 - 0.92 с.
- Часовий діапазон зчитування – 0.45 - 0.55 с. та 0.72 - 0.82 с.

Розривання часового діапазону свідчить про велику зашумленість сигналу яка виходить за рамки можливого діапазону зчитування елеткродом, проте саме на відрізок 0.45 - 0.55 с. припадає корисна складовага сигналу, тому система зберегла отримані параметри.

Зібрані необхідні данні у процесі модуляції, про стан електроміографічного сигналу на кожному з електродів системи, лягають в основу математичного алгоритму локалізації точки виникнення еталонного сигналу, як вхідні данні математичної системи.

Визначмо час затримки надходження кожного N сигналу до кожного N датчика.

$$t_N = \frac{A_E - A_N}{A_d};$$

Підставивши у рівняння всі відомі нам величини, отримаємо:

$$t_1 = 6.31 \text{ мкс}$$

$$t_2 = 17.61 \text{ мкс}$$

$$t_3 = 13.25 \text{ мкс}$$

Знаходження відстаней  $d_N$  здійснюється за формулою:

$$d_N = S_{EMG} \cdot t_N$$

Підставивши у рівняння всі відомі нам величини, отримаємо:

$$d_1 = 10.0231 \text{ мм}$$

$$d_2 = 27.9893 \text{ мм}$$

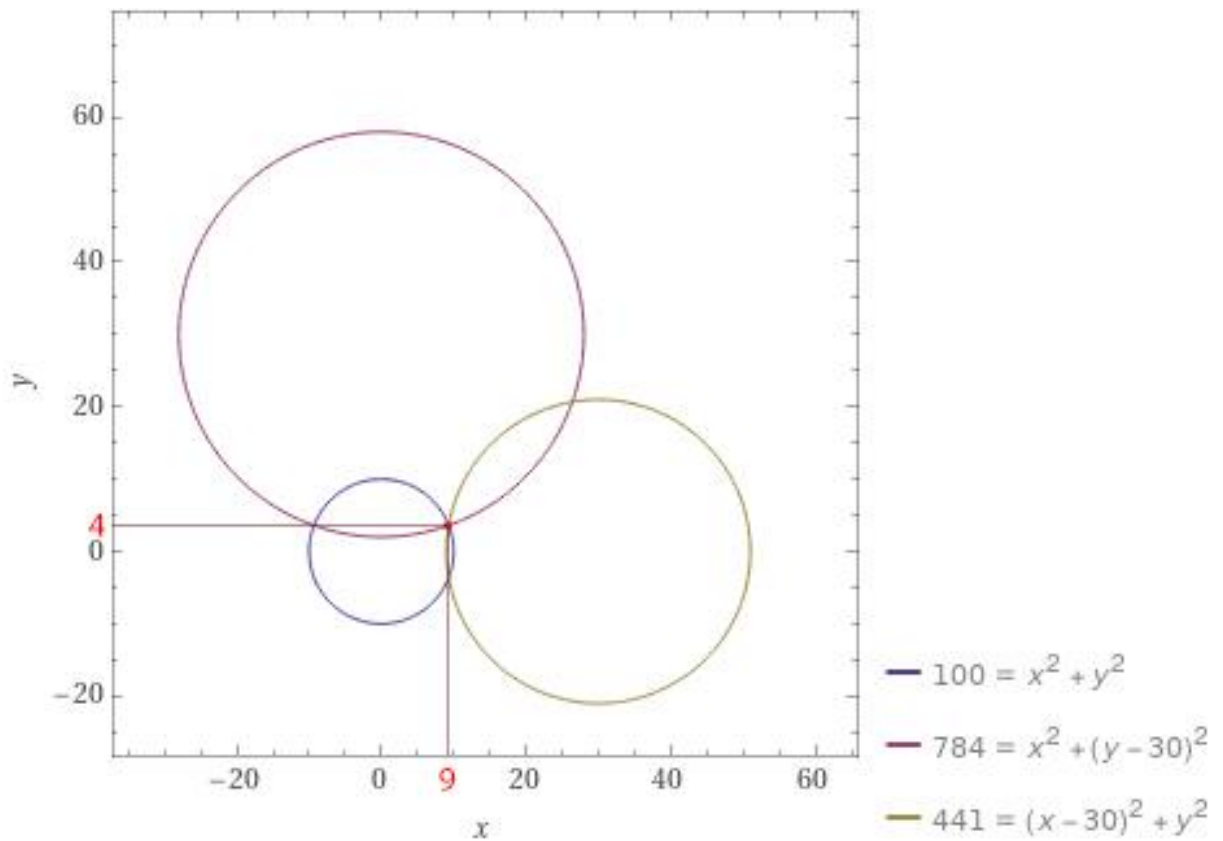
$$d_3 = 21.0147 \text{ мм}$$

Отримавши усі необхідні величини ми можемо знайти координати точки виникнення сигналу, скориставшись системою рівнянь:

$$\begin{cases} d_1 = \sqrt{(x - x_1)^2 + (y - y_1)^2} \\ d_2 = \sqrt{(x - x_2)^2 + (y - y_2)^2} \\ d_3 = \sqrt{(x - x_3)^2 + (y - y_3)^2} \end{cases}$$

Програмно виконавши усі математичні вирахування, отримаємо три графіки функцій кіл, точка перетину цих графіків являє собою точку виникнення нашого еталонного ЕМГ сигналу.





Малюнок 25. – Графічне представлення кінцевого етапу роботи алгоритму позиціонування заходження координат точки  $(x, y)$  виникнення ЕМГ сигналу.

Проаналізувавши графік отриманих функції системи, можна дійти до висновку, що точними координатами точки виникнення електроміографічного смгналу будуть:

$$x = 9.0147, y = 4.0113$$

Беручи до уваги можливість похибки на різних етапах моделювання, округлюємо значення координат до:

$$x = 9, y = 4$$

Таким чином реалізується повний алгоритм локалізації електоміографічного сигналу.

## Висновки

Розробка алгоритму аналізу електроміографічного сигналу, та подальшої локалізації точки виникнення цього сигналу є одним з головних завдань сучасного конструювання біоелектричних протезів. Даний алгоритм у своїй суті повинен вирішувати велику кількість проблем які виникають у розробників сучасній передових протезів верхніх кінцівок, а саме зменшення кількості необхідних елеткродів для считування складних рухів кисті руки людини, що суттєво зменшить ціну таких протезів. А універсальність конструкції системи позбавить інженерів необхідності проектування протезів для кожної людини індивідуально. Також математична модель алгоритму може бути ріалізована на будь якій мікропроцесорной системі, бо не має прив'язки до якоїсь конкретної мови програмування.

Після проведеного аналізу різних методів управління біонічними протезами, які у достатній мірі можна використовувати для створення прямого способу управління протезами, було обрано електроміографічний метод, оскільки він має велику кількість переваг у порівнянні з іншими методами.

Для подальшої розробки алгоритму, було створено математичну модель ЕМГ сигналу, на основі аналізу різних видів ЕМГ сигналів, та існуючих баз даних досліджень роботи м'язів людини. Ця математична модель була реалізована у середовищі програмування LabVIEW.

На основі характеру поведінки ЕМГ сигналу та його виникненню та розповсюдженню у м'язовій тканині. Були знайдені залежності змін сигналу за часом та відстанню, а також залежності змін його характеристик. На основі цих даних було розроблено математичний алгоритм локалізації точки виникнення ЕМГ сигналу.

					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		44

## Список використаних джерел

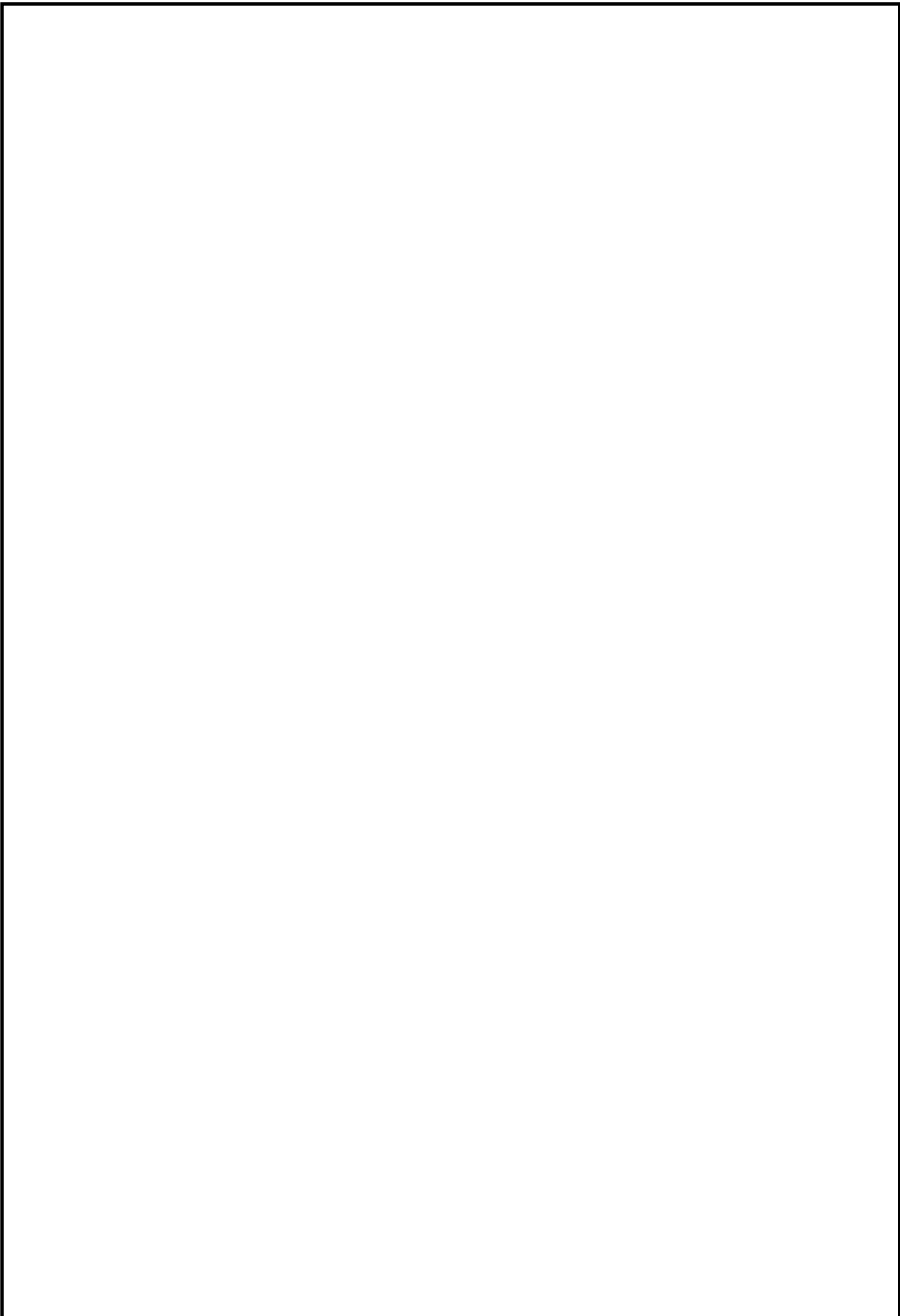
1. Проблематика развития бионических имплантов [Электронный ресурс] - <https://www.forbes.ru/tehnologii/345329-ne-opuskayte-ruk-pochemu-bionicheskie-protezy-ne-stanovyatsya-dostupnee> - свободный доступ.
2. Основные этапы развития протезирования [Электронный ресурс] - <https://postnauka.ru/faq/63738> - свободный доступ.
3. Основные способы управления имплантации [Электронный ресурс] - <https://cyberleninka.ru/article/n/biosovmestimye-implantaty-v-travmatologii-i-ortopedii-obzor-literatury> - свободный доступ.
4. Электроэнцефалография [Электронный ресурс] - <https://www.britannica.com/science/electroencephalography> - свободный доступ.
5. Имплантация электродов к нейронам человека [Электронный ресурс] – <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/electrode-implantation> - свободный доступ.
6. Электромиография основные особенности [Электронный ресурс] - <https://www.mayoclinic.org/es-es/tests-procedures/emg/about/pac-20393913> - свободный доступ
7. Перспективы использования ЭМГ [Электронный ресурс] - <https://www.forbes.ru/tehnologii/345329-ne-opuskayte-ruk-pochemu-bionicheskie-protezy-ne-stanovyatsya-dostupnee> - свободный доступ.
8. Гурфинкель В.С., Малкин В.Б., Цетлин М.Л., Шнейдер А.Е. Биоэлектрическое управление. – М.: Наука, 1972.
9. Roy SH, De Luca G, Cheng S, Johansson A, Gilmore LD, De Luca CJ. Electro-Mechanical stability of surface EMG sensors.– Medical and biological engineering and computing, 45, 2007
10. De Luca C. J. Surface Electromyography: Edition and Recording/.– DelSys, 2002.

					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		45

11. Славуцкий Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами.– М.: Медицина, 1982.
12. Гусев В.Г., Гусев Ю.М. Электроника и микропроцессорная техника. – М.:Высшая школа,2005.
13. Антомонов Ю. Г. Математические модели возбуждения / Ю. Г., Котова Ю. Б., Пономарева И. Д. [и др.]. – Киев: «Наукова думка», 1965. – 147 с
14. Рангаян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. / Р. М. Рангаян. – М.: ФИЗМАЛИТ, 2007. – 440 с.
15. А. М. Шайдук. Моделирование электромиографического сигнала средствами LabVIEW / А. М. Шайдук, С. А. Останин // Известия Алтайского государственного университета. – Барнаул: Изд.-во Алт. гос. ун.-та, 2010. – Ч.1(65). – С.196-201.
16. Сафин Д. Р. Информационноизмерительная система управления биоэлектрическим протезом [автореферат] / Д. Р. Сафин. – УФА: Здравсохранение Башкортостана, 2011. – 12с.
17. О. Г. Аврунин. Моделирование процессов формирования интерференционного электромиографического сигнала / О. Г. Аврунин, А. А. Гелетка, К. Г. Селиванова // Энергосбережение, энергетика, энергоаудит. Специальный выпуск. – Харьков: НТУ «ХПИ», 2013. – Том 2, № 8(14). – С. 128-133
18. Т. В. Носова. К вопросу моделирования электромиографического процесса / Т. В. Носова, Т. В. Жемчужкина, В. И. Радченко // Восточно-Европейский журнал передовых технологий. – Х., 2008. – Выпуск № 5/5(35). – С. 33-36.
19. double-threshold method of P. Bonato et al. (see IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.45, p.287-99, 1998)
20. Genchev S. Cooperative localization by Time-Of-Flight trilateration – fast, robust or optimal. Journal of Information Technologies and Control, 2008, vol. 2, pp. 29–39.

21. A. Siddiqi, D. Kumar and S. Arjunan, "Surface EMG model for Tibialis Anterior muscle with experimentally based simulation parameters," 5th Copyright (c) IARIA, 2017. ISBN: 978-1-61208-580- 7 22 SENSORCOMM 2017: The Eleventh International Conference on Sensor Technologies and Applications ISSNIP-IEEE Biosignals and Biorobotics Conference (2014): Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC), Salvador, 2014, pp. 1-5.
22. P. Zhou. Can standard surface EMG processing parameters be used to estimate motor unit global firing rate? / P. Zhou, Zev Rymer W. // J. Neural Eng. – 2004. – V.31, No

					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		47



					<b>ПК 7101.000.000 ПЗ</b>	Арк.
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		48