

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Математична модель та метод опрацювання поверхневих
електроміографічних сигналів для задачі біопротезування

Виконав(ла): студент(ка) 6 курсу, групи РБм-61
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

	(підпис)	Варварчук В.А. (прізвище та ініціали)
Керівник	(підпис)	Дедів Л.Є. (прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	(підпис)	Дедів Л.Є. (прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри	(підпис)	Яворська Є.Б. (прізвище та ініціали)
Рецензент	(підпис)	Хвостівська Л.В. (прізвище та ініціали)

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« »

2024 р.

**З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

на здобуття освітнього ступеня магістр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Варварчуку Володимиру Андрійовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Математична модель та метод опрацювання поверхневих електроміографічних сигналів для задачі біопротезування

Керівник роботи Дедів Леонід Євгенович, к.т.н., доцент

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від « 11 » листопада 2024 року № 4/7-1082

2. Термін подання студентом завершеної роботи 11 грудня 2024 року

3. Вихідні дані до роботи Технічне завдання, опрацювання поверхневих електроміографічних сигналів

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

1. Аналітична частина

2. Основна частина

3. Науково-дослідна частина

4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

[illegible]

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Студент		Варварчук Володимир Андрійович
	(підпис)	(прізвище та ініціали)
Керівник роботи		Дедів Леонід Євгенович
	(підпис)	(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Математична модель та метод опрацювання поверхневих електроміографічних сигналів для задачі біопротезування // Кваліфікаційна робота магістра // Варварчук Володимир Андрійович // ТНТУ ім. І.Пулюя, ФПТ // Тернопіль, 2024 // с. - 80, рис. - 44, дод. - 2, бібл. - 38.

Ключові слова: МОДЕЛЬ, ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИЙ СИГНАЛ, ПРОТЕЗ.

В роботі проведено моделювання поверхневих ЕМГ сигналів для задачі керування біопротезами. Розглянуто загальні принципи протезування кінцівок та показано основні напрямки розроблення біопротезів із активним керуванням на основі опрацювання різних типів біосигналів, зокрема електроміографічних. Проаналізовано природу таких сигналів, їх структуру, поняття потенціалу дії та рухової одиниці. Розглянуто підходи та методи аналізу електроміографічних сигналів, їх часові, частотні та енергетичні параметри, а також типи структурних артефактів. Обґрунтовано спосіб математичного подання таких біосигналів як кусковостационарного процесу. Обґрунтовано метод статистичного аналізу до опрацювання таких сигналів для керування біопротезом.

ANNOTATION

Mathematical model and method for processing surface electromyographic signals for the task of bioprosthetics // Master's qualification work // Varvarchuk Volodymyr // TNTU, FPT // Ternopil, 2024 // p. - 80, fig. - 44, appl. - 2, bibl. - 38.

Key words: MODEL, EMG SIGNAL, PROSTHESIS.

The paper presents the modeling of surface EMG signals for the task of bioprostheses controlling. The general principles of limb prosthetics are considered and the main directions of developing bioprostheses with active control based on the processing of various types of biosignals, in particular electromyographic ones, are shown. The nature of such signals, their structure, the concepts of action potential and motor unit are analyzed. The approaches and methods of analyzing electromyographic signals, their time, frequency and energy parameters, as well as types of structural artifacts are considered. The method of mathematical representation of such biosignals as a piecewise stationary process is substantiated. The method of statistical analysis for processing such signals for controlling a bioprosthesis is substantiated.

ЗМІСТ

ВСТУП	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА	10
1.1 Загальні принципи протезування	10
1.2 Сучасний стан протезування	11
1.3 Вибір методу управління	25
1.4 Висновки до розділу 1	25
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА	26
2.1 Організація принципів біопротезування	26
2.2 Природа ЕМГ сигналів	27
2.3 Поняття рухової одиниці	30
2.4 Загальні відомості про аналіз ЕМГ	33
2.5 ЕМГ спокою	34
2.6 Електроміографія довільного скорочення м'язів	39
2.7 Методи статистичного опрацювання сигналів ЕМГ	41
2.8 Математичне моделювання ЕМГ сигналів	51
2.9 Висновки до розділу 2	51
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА	52
3.1 Методики відбору ЕМГ	52
3.2 Обробка ЕМГ	53
3.3 Метод розпізнавання окремих рухів	60
3.4 Висновки до розділу 3	63
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	65
4.1 Охорона праці	65
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях	67
4.3 Висновки до розділу 4	70
ВИСНОВКИ	71

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

7

73

ДОДАТКИ

ВСТУП

Актуальність роботи. Сьогодні біонічний протез кисті руки з технічної точки зору є витвором мистецтва, однак залишається інструментом, призначеним для максимально можливої компенсації функцій втраченої кінцівки. Для керування цим інструментом потрібна інформація, при чому в достатній кількості, оскільки за її недостатності пацієнт не зможе використовувати в необхідній мірі функціонал доступних можливостей протеза. Сьогодні особлива увага приділяється вивченню біоелектричних процесів, що відбуваються під час скорочення м'язових волокон. Виявлені закономірності дозволяють використовувати ці сигнали для керування електричними двигунами протезів.

Власне вибір джерела інформації безпосередньо впливає те, якими засобами цю інформацію буде отримано. На даний момент з метою керування протезами верхніх кінцівок розглядають використання біоелектричних сигналів скелетної мускулатури, периферичних нервів та структур головного мозку.

На основі аналізу конструкцій найпоширеніших біонічних протезів та особливостей реєстрації біосигналів для їхнього керування встановлено, що більшість з них працюють на основі відбору та опрацювання поверхневих електроміографічних сигналів, що пояснюється простотою самих електродів, методів реєстрації, неінвазивністю та низькою вартістю. Однак для забезпечення надійного контролю протезом та можливості виконання великої кількості захватів і рухів необхідним є розроблення чи обґрунтування вибору методу математичного опису цих сигналів і методу їхнього опрацювання для формування відповідних сигналів керування елементами протеза. Власне на основі цього опису можливим стає розроблення алгоритмів керування протезом і, за можливості, розширення його функціональних можливостей.

Таким чином, розглянута в цій роботі задача є актуальною.

Мета: обґрунтування способу математичного опису поверхневих ЕМГ сигналів для задачі керування біопротезами. **Задачі:**

- аналіз способів організації керування виконавчими елементами біонічних протезів;
- обґрунтування вибору поверхневих ЕМГ сигналів для керування біопротезом;
- аналіз способів оцінювання поверхневих ЕМГ сигналів;
- обґрунтувати вибір математичної моделі поверхневих ЕМГ сигналів для керування біопротезом;
- провести обробку експериментально зареєстрованих ЕМГ сигналів.

Об'єкт дослідження: спосіб математичного опису поверхневих ЕМГ сигналів.

Предмет дослідження: матмодель і метод обробки поверхневих ЕМГ сигналів.

Наукова новизна: обґрунтовано матмодель поверхневих ЕМГ сигналів у вигляді кусковостационарного процесу.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Загальні принципи протезування

Довгий час протези з механічним управлінням (або без управління взагалі – косметичні протези) залишалися єдиним способом відновити деяку частину втрачених функцій. Для пацієнтів керування такими протезами є складним та неприродним, оскільки їх доводиться вчитись виконувати рухи, які ніяк або слабо корелюють з природними рухами верхніх кінцівок. До того ж, це потребує певних зусиль.

Про те, що м'язові скорочення супроводжуються певними електричними явищами, було відомо ще з дослідів Луїджі Гальвані. Проте вперше, зробити запис біопотенціалів м'язів вдалося Карлу Матеуччі в 1846 р. У 1849 р. Еміль Генріх Дюбуа-Реймон зміг зареєструвати міоелектричний сигнал за допомогою міліамперметра. Вперше запис електроміограми здійснив Ганс Едмунд Піпер в 1907 р. Базові знання про скелетну мускулатуру сформувались до середини минулого століття. Вже цих знань було достатньо для побудови біоелектричної системи керування, в якій керування рухами здійснювалося б, як і для випадку справжньої руки, активацією м'язів. У другій половині ХХст. завдяки винаходу транзисторів почали створюватися протези з біоелектричним керуванням. Принцип міоелектричного керування залишається незмінним і сьогодні.

Основним недоліком сучасних міоелектричних протезів є їхня ціна. Для зниження вартості виробу слід розробити протез, при виробництві електронної частини якого використовувалася б недорога (і водночас хороша) елементна база та новий вид виготовлення елементів конструкції, зокрема 3D-друк. Але розробку будь-якого протезу слід розпочинати з розробки системи керування.

1.2 Сучасний стан протезування

Протез – це інструмент. Для керування цим інструментом потрібна інформація. Раніше управління відбувалося рухами тулуба чи іншими кінцівками, які, власне, не призначені при цьому. В середині ХХ ст. завдяки розвитку техніки та біології було сформовано вчення про м'язовий апарат. Була виділена найдрібніша функціональна структура – рухова одиниця (РО). Особлива увага приділялася біоелектричним процесам, що відбувалися під час скорочення м'язових волокон. Виявлені закономірності дозволили використовувати ці сигнали для керування електричними двигунами протезів. Використання при цьому біопотенціалів м'язів або потенціалів дії рухової одиниці (ПДРО) було закономірним та логічним.

Однак відомо, що ПДРО є лише наслідком скорочення м'яза. Сам керуючий вплив генерується в головному мозку і по нервах надходить до м'язів. Таким чином, і периферичні нерви, і головний мозок (і все, що між ними) може виступати джерелом інформації для керування.

1.2.1 Засоби реєстрації біоелектричних потенціалів.

Вибір джерела інформації безпосередньо впливає те, якими засобами цю інформацію буде отримано. На даний момент з метою керування протезами верхніх кінцівок розглядають використання біоелектричних сигналів скелетної мускулатури, периферичних нервів та структур ЦНС. Особливості будови цих органів і параметри сигналів, що генеруються ними, в першу чергу визначають конструкцію електродів.

1) Мультиелектродні масиви

В університеті Юти були розроблені електроди (Utah Electrode Array, UEA) для імплантації в периферичні нерви (рис. 1.1, зліва) та головний мозок (рис. 1.5, праворуч).

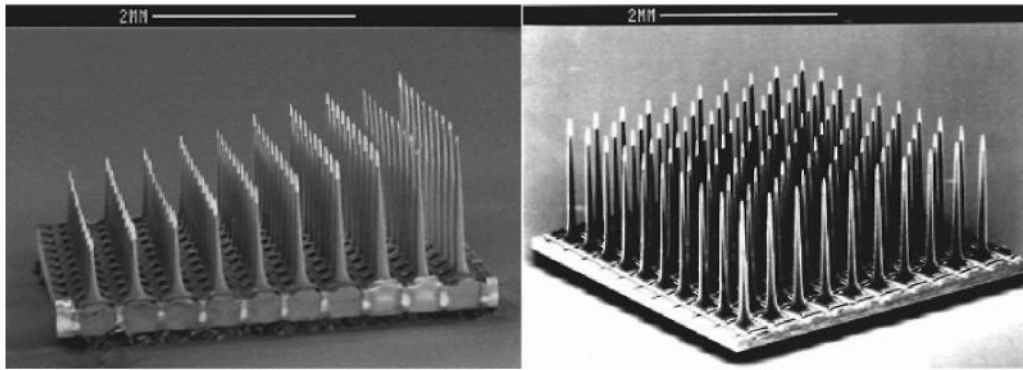


Рис. 1.1. Мультиелектродні масиви

По суті це не один електрод, а велика кількість голчастих мікроелектродів, розташованих на одній підкладці. Кожен масив складається з сотні мікроелектродів довжиною 1 мм, розташованих на відстані 400 мкм один від одного сіткою 10x10 голок. Основа кожного голчастого електрода ізолювана від інших склом. Частина голки, що залишилася, за винятком наконечника з оксиду іридію, ізолювана 2 мкм шаром паралену-С. Кожен наконечник покритий плівкою іридію оксиду для кращої інжекції зарядів. Довжина наконечника змінюється у процесі виготовлення не більше 60 ± 40 мкм, активна площа виходить у діапазоні 500—4000 мкм². Імпеданс перед імплантацією становить від 40 до 80 кОм (вимірювання проводилися за допомогою синусоїдального сигналу частотою 1 кГц при струмі 10 нА). Якщо середній імпеданс більше 2 МОм, такий мультиелектродний масив не використовується. На даний момент існують мультиелектродні масиви з вбудованою електронікою та збільшеною кількістю голок при подібних розмірах.

2) Сітчасті електроди

Сітчасті електроди призначені лише для імплантації у периферичні нерви. Різні конструкції сітчастих електродів показані на рис. 1.2. Електроди мають отвори або порожні області, краї яких металізовані (покриті платиною або платиноіридієвим сплавом). Через ці області проростають аксони розсіченого нерва. Принцип зчитування біоелектричних сигналів з периферичних нервів з допомогою сітчастих електродів дуже перспективний.

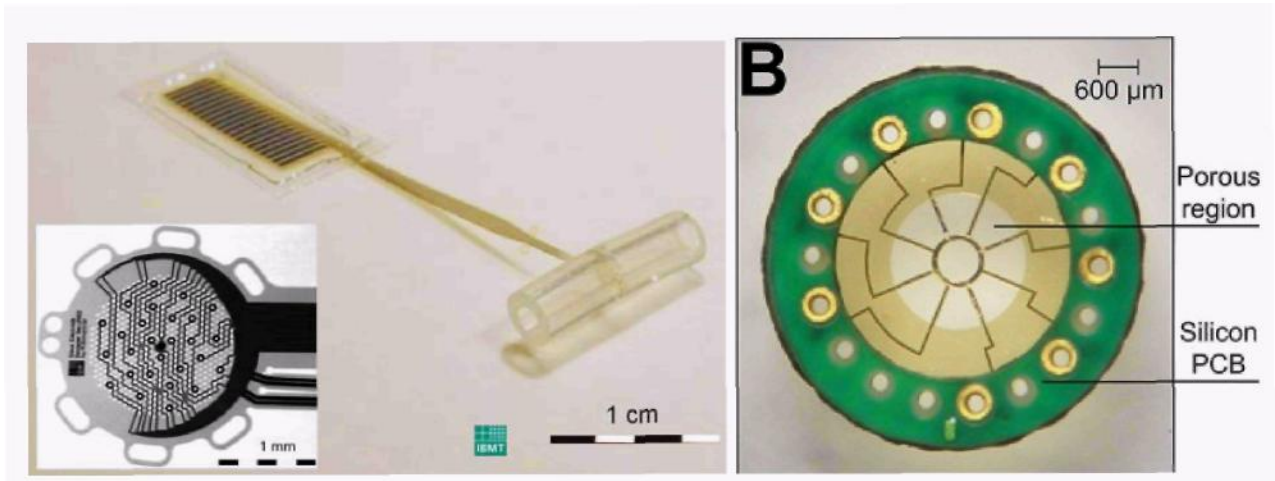


Рис. 1.2. Сітчасті електроди

3) М'язові імплантовані та поверхневі електроди

Електроди, описані тут, призначені для отримання електроміографічних сигналів. Дослідницька лабораторія неврального протезування Ілінойського технологічного інституту розробила імплантовані міоелектроди (IMES, рис. 1.7). У 2014 році було продемонстровано успішне застосування IMES у протезуванні.

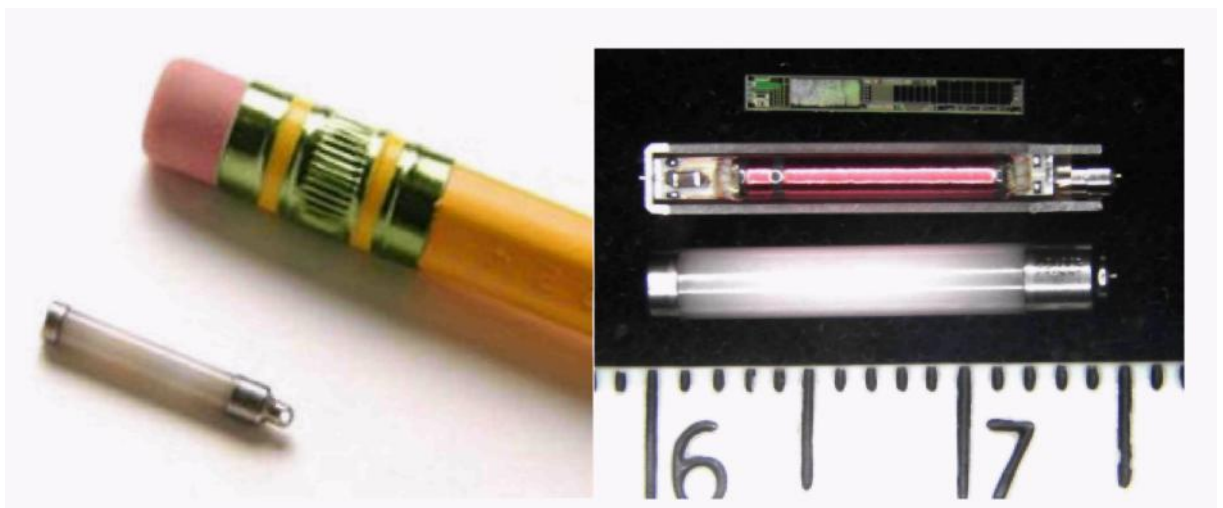


Рис. 1.3. IMES

Один мікроелектрод виглядає як циліндр 16 мм у довжину та 2,5 мм у діаметрі. Він складається з безкорпусної мікросхеми, котушки індуктивності, керамічного циліндричного корпусу та металевих кришок по краях. За оцінками розробників, керамічний корпус може забезпечити роботу в організмі людини

протягом більш як 80 років. Зв'язок з мікроелектродом та його живлення здійснюється за допомогою електромагнітних полів зовнішніх антен. Імплантація прямо в м'язи має ряд переваг перед поверхневим розташуванням електродів (у зв'язку з чим IMES розглядаються як альтернатива поверхневим електродам):

- сигнал стає потужнішим;
- підвищується стійкість до перешкод (від сусідніх м'язів, від зовнішніх шумів);
- збереження положення електрода відносно м'яза.

Поверхневі електроди, які застосовують у сучасних серійних міоелектричних протезах, показано на рис. 1.4. Основними виробниками є: Touch Bionics, RSLSteeper (рис. 1.4, зліва, мають незначні зовнішні відмінності з Touch Bionics) та Ottobock (рис. 1.4, праворуч).



Рис. 1.4. Поверхневі електроди

Усі електроди мають вбудовану електроніку, яка виконує первинну обробку сигналу. Робочі властивості електродів схожі. На верхній стороні присутній елемент ручного регулювання підсилення сигналу та роз'єм для підключення кабелю. На нижній стороні розташовані три контактні площадки із чистого титану. Смуга пропускання спектра ЕМГ знаходиться у діапазоні 90-450

Гц. Розміри та вага електродів приблизно однакові: для RSLSteeper 27x18x10 мм та 4,4 г.

1.2.2 Сучасні протези

1) Керування безпосередньо від мозку

Хоча вживання терміну «протез» у цьому разі є не зовсім коректним, тут мається на увазі пристрій відновлення втрачених функцій.

На основі UEA електродів агентством DARPA було розроблено та імплантовано в кору головного мозку пристрій для запису активності та стимуляції нервових клітин (рис. 1.5).

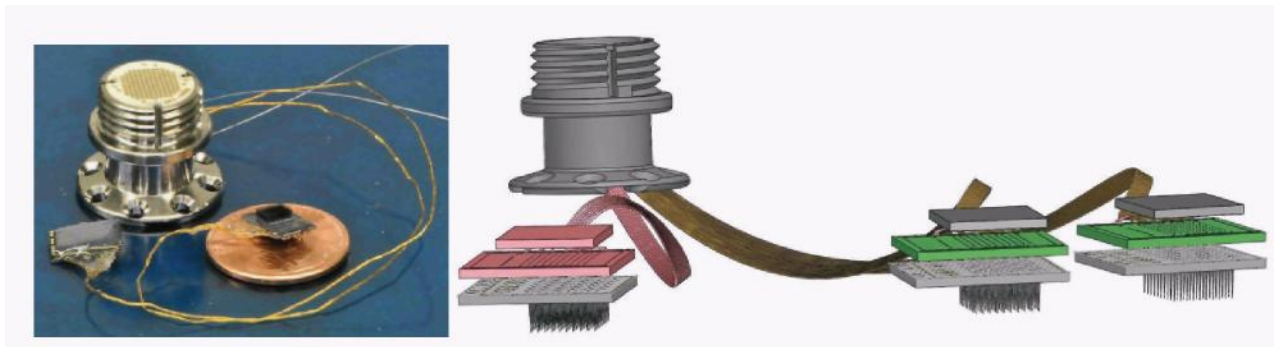


Рис. 1.5. Конструкція підключення UEA

Завдяки результатам більш ніж 25-річних досліджень Піттсбурзького університету було написано програмне забезпечення для управління модульним протезом руки (Modular Prosthetic Limb, MPL) з 7 ступенями свободи (рис. 1.6, зліва). У різний час випробування входило управління протезом і тестування чутливості (пацієнт говорив, на який з пальців протеза створювався вплив). При управлінні MPL від пацієнта потрібно виконувати зазначені дії: переміщення руки у просторі, переміщення предметів. Особливість алгоритму керування штучною рукою полягала в тому, що на основі отриманих біоелектричних сигналів спочатку розраховувався вектор напрямку руху. Це фундаментальний принцип організації управління кінцівками: ми не замислюємося, які м'язи і як необхідно задіяти в даний момент часу, щоб перемістити руки в просторі. Ми лише усвідомлюємо, куди нам потрібно перемістити руку, решта робить за нас наша нервова система за допомогою безлічі зворотних зв'язків. При

випробуванні чутливості лікар відводив пальці MPL, а пацієнт називав який палець був відведений. Усі випробування пройшли успішно. Підключення до електродів у цьому разі відбувається з допомогою кабелів (рис. 1.6, справа). Також розробляються електроди з бездротовим каналом зв'язку.



Рис. 1.6. MPL (ліворуч) та пацієнт під час випробувань (праворуч)

2) Управління скелетною мускулатурою за допомогою імплантованих електродів.

IMES імплантуються прямо в м'язи (на рис 1.7 показаний рентгенівський знімок кукси руки з електродами).

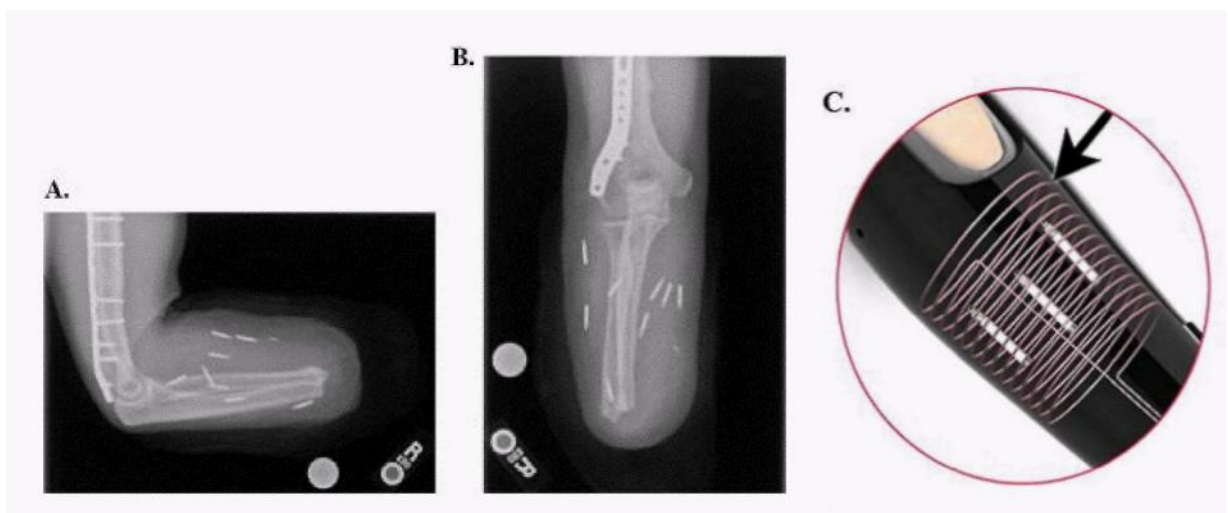


Рис. 1.7. Кукса руки з електродами та приймальна гільза з антенами

За основу для протеза було взято кисть від Touch Bionics i-Limb Ultra. У приймальну гільзу було вбудовано дві антени (рис. 1.7): для зв'язку та живлення електродів. Кожен електрод працює незалежно від інших, має свою власну адресу. У системі використовується часовий поділ передачі. Одночасно може підтримуватись до 32 IMES. Передача даних здійснюється в одному з двох режимів: передача вихідної ЕМГ на частоті 6,78 МГц і передача огинаючої складової ЕМГ на частоті 60 кГц. Вся електроніка та акумулятор розміщуються у невеликій коробці на поясі пацієнта.

На рис. 1.8 показано алгоритм обробки ЕМГ. IMES самостійно випрямляють та інтегрують ЕМГ, відфільтровану смуговим фільтром у діапазоні 4,4-2200 Гц. Постійна інтегрування дорівнює 13,5 мс. Кожен такий сигнал оцифровується в 8-бітне подання з частотою дискретизації 74 Гц. Далі обробка продовжується у системі управління протезом. Користувач може вибрати один із трьох варіантів згладжування сигналу: швидкий, середній та сильно згладжений. Перший етап обробки - фільтр нижніх частот 2-го порядку із частотою зрізу для швидкого згладжування, 4-го порядку із частотою зрізу 3 Гц для середнього та сильного згладжувань. Наступним кроком є видалення ізолінії, виникнення якої пов'язане з особливостями схеми IMES. Для збільшення амплітуди ЕМГ-сигналу, що відрізняється від ЕМГ в стані спокою, доданий нелінійний підсилювач. Останньою стадією обробки є медіанний фільтр, який використовує 3, 6, 19 відліків залежно від обраного ступеня згладжування. Потім генерується сигнал керування механізмами протеза.

Готовий протез показаний на рис. 1.9.

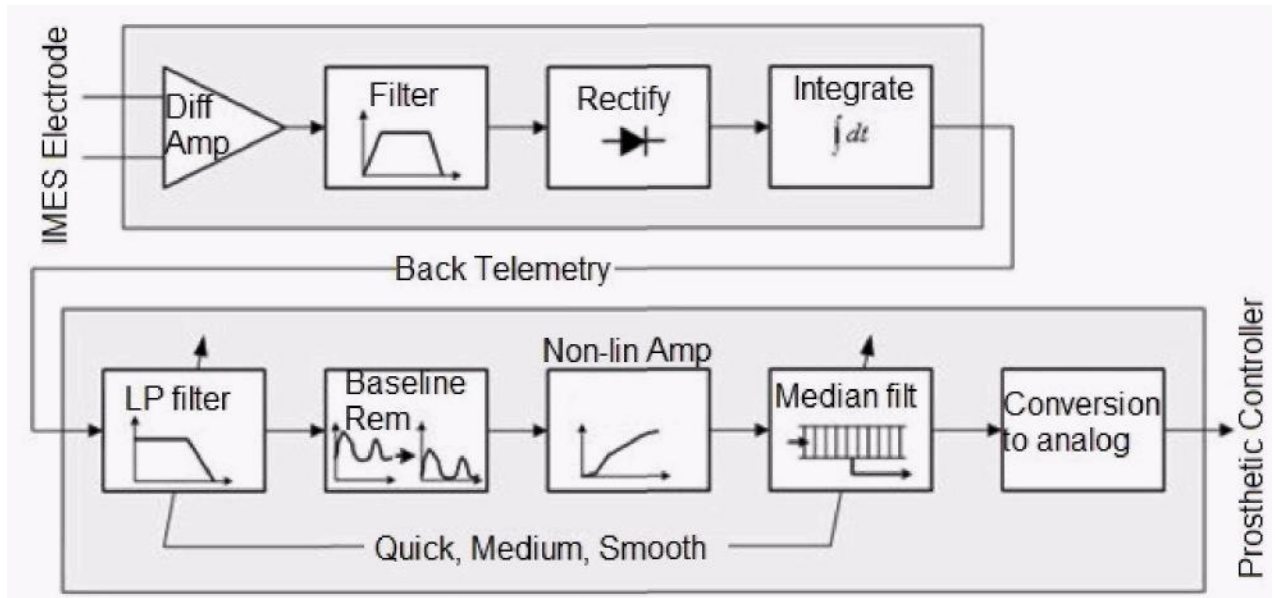


Рис. 1.8. Алгоритм обробки ЕМГ у системі з IMES



Рис. 1.9. Протез на основі IMES

3) Управління скелетною мускулатурою за допомогою поверхневих електродів

У фірм Touch Bionics (Великобританія), RSLSteeper (Великобританія) та Ottobock (Німеччина) є власні лінійки протезів передпліччя: i-Limb, bebionic та Michelangelo відповідно. Основна частина цих протезів – це електромеханічна кисть. Всі вони однакові за принципом дії, але мають низку відмінностей у функціоналі, конструкції та додаткових опціях, що надаються розробниками.

Ottobock. Ottobock пропонує протез передпліччя MyoFacil (рис. 1.10), протез плеча Dynamic Arm (рис. 1.11) та просунутий протез передпліччя Michelangelo (рис. 1.12).

Протез MyoFacil покликаний забезпечити лише один варіант схвату, чим підвищує якість самообслуговування користувача. Його конструкція досить проста, для управління використовується лише один електрод.



Рис. 1.10. Протез MyoFacil

Кисть протеза MyoFacil входить до складу протеза плеча Dynamic Arm. Протез витримує до 22 кг навантаження в нерухомому положенні та до 6 кг у русі. Управління здійснюється двома електродами, накладеними на біцепс та трицепс. У процесі ходьби протез імітує природні рухи рук.



Рис. 1.11. Протез плеча Dynamic Arm



Рис. 1.12. Кисть Michelangelo та протез передпліччя на її основі

Кисть Michelangelo поставляється тільки в одному форм-факторі. Користувачеві доступні 7 варіантів схвату. Залежно від положення пальців під час схвату виділяють 3 групи: пальцевий (перший, другий і третій пальці утворюють 3 точки торкання), бічний (перший палець притискається до бічної сторони другого) та долонний (природне положення розслабленої кисті, схоплення всіма пальцями). Додатково можна вибрати зап'ясток, що згинається (AxonWrist) і косметичні насадки. AxonWrist дозволяє або імітувати природні рухи розслабленої кисті, або зафіксувати кисть у певному положенні.

RSLSteeper. Протез передпліччя bebionic має три форм-фактори (рис. 1.13): маленький (160x70 мм), середній (175x83 мм), великий (180x91 мм). Корпуси можуть бути виконані з кевлару чи карбону. Можливе нанесення малюнків. Особливостями цього протезу є:

- окремий двигун для кожного пальця;
- контроль за положенням кожного пальця;
- 14 варіантів захвату;
- контроль швидкості руху пальців;
- автозахоплення;
- 4 варіанти зап'ястя;
- механізм пальців, що імітує природні рухи у розслабленому стані;

- дозволяє утримувати до 45 кг;
- наявність кнопки на протезі.

Кнопка використовується для увімкнення/вимкнення протеза, Bluetooth модуля, режиму роботи в рукавичці та зміни виду захоплення.

У протезах bebionic встановлюється один із 4 варіантів механізму зап'ястя: Quick Disconnect (EQD), Multi-Flex, Flexion та Short Wrist (показані на рис. 1.14 відповідно). EQD дозволяє користувачеві швидко обертати та знімати кисть для заміни іншим приймальним пристроєм.

Обертання протеза може здійснюватися як вручну (пасивно), так і за допомогою двигунів (активно). Multi-Flex зап'ястя здатне пасивно згинатися у всіх напрямках і може бути зафіксоване в одному з трьох положень: згинання на 30° , розгинання на 30° та в нейтральному положенні, при цьому зберігається рухливість у латеральному напрямку. Кріплення також дозволяє швидко замінювати кисть іншим приймальним пристроєм. Flexion зап'ястя - універсальний пристрій, що згинається, що дозволяє фіксувати положення кисті в будь-якому напрямку. Short зап'ястя відрізняється зменшеною довжиною, що дозволяє використовувати кисть у разі довгого передпліччя, обертання здійснюється пасивно. Елементи живлення вибираються опціонально: або два по 1300 мА * год або один 2200 мА * год. Напруга живлення становить 7,4 В.



Рис. 1.13. Кисті bebionic



Рис. 1.14. Види зап'ясть bebionic

Touch Bionics. Touch Bionics пропонує 3 види кистей i-limb (ultra, revolution і quantum) і протез для випадку довгої кукси i-digits quantum.

Кисті i-limb (рис. 1.15) зовні однакові, але відрізняються набором доступних опцій, виробляються у 4 типорозмірах: extra small, small, medium та large.

а) i-limb ultra. i-limb ultra є базовою кистю. До її особливостей відносяться:

- режим vari-grip, що дозволяє перерозподіляти навантаження між пальцями;
- великий палець пересувається вручну;
- 2 способи управління: мобільний додаток та комбінації м'язових скорочень;
- налаштування швидкості руху пальців;
- автозахоплення, що запобігає ковзанню предметів;
- повернення кисті в природне положення після періоду бездіяльності;
- звукова сигналізація за низького заряду батареї;
- титанові пальці із збільшенням навантаження;
- поставляється з робочою та косметичною рукавичкою;
- можливе нанесення малюнків.



Рис. 1.15. Типорозміри кистей i-limb

Перемикання між типами захвату може здійснюватися як через мобільний додаток (тільки для пристроїв на iOS) так і через м'язове керування. М'язове керування використовує 4 комбінації:

- постійне скорочення м'яза (для задання періоду);
- подвійне скорочення;
- потрійне скорочення;
- одночасне скорочення м'язів згинача та розгинача.

Кожному з них призначається певна дія, яка обирається самим користувачем.

Протез додатково може бути укомплектований зап'ястком, що згинається, суворо фіксованим в діапазоні від -40° до $+40^{\circ}$ з кроком в 20° або в положеннях -40° , 0° , $+40^{\circ}$ зі збереженням рухливості. Живлення здійснюється від одного або двох Li-Pol акумуляторів ємністю 1300 або 2000 мА * год з напругою 7.4 В. Максимальне навантаження, що витримується, становить на кисть 40 кг, а на палець 20 кг для Extra Small розміру і 90 і 32 кг відповідно для інших розмірів. Вага варіюється від 392 до 578 г (+ 30 г з використанням титанових пальців). Також i-limb ultra (та інші моделі) сумісний із комплектуючими та модулями інших виробників.

b) i-limb revolution є наступним протезом у лінійці i-limb. Зберігши всі особливості свого попередника, revolution має такі відмінності:

- великий палець обертається за допомогою двигуна;
- кількість захватів збільшено до 36;
- додано підтримку технології grip chips.

Дещо змінилася вага кисті, тепер вона знаходиться в діапазоні від 432 до 628 р.

Технологія chip grips – ще один вид управління протезом. Через Bluetooth протез зв'язується з так званим grip chip (рис. 1.16), за яким закріплюється певний вид схвату через мобільний додаток. При наближенні протеза до чіпа відбувається автоматична зміна схвату. Чіп круглий, близько 2,5 см в діаметрі, оснащений світловою та звуковою індикацією.



Рис. 1.16. Grip chip

c) i-limb quantum. i-limb quantum – останній у лінійці i-limb. Порівняно з revolution, є такі нововведення:

- додано четвертий спосіб керування - технологія i-mo;
- сила захвату збільшена на 30%;
- час роботи акумулятора збільшено на 50%;
- автоматична зміна розміщення великого пальця.

Технологія i-mo дозволяє змінювати тип захвату, виконуючи певні рухи протезом. Для цього протез оснащений датчиками руху. У всьому іншому протез ідентичний i-limb revolution.

1.3 Вибір методу управління

Розвиток техніки та технологій дозволяє залучити до розробки та виробництва нові інструменти. За допомогою 3D-принтерів приймальні гільзи та деякі інші елементи конструкції можуть бути роздруковані з пластику, що може призвести до створення дешевих і в той же час функціональних протезів. Але найголовніше – це система керування протезом. Про способи керування (через головний мозок безпосередньо, периферичні нерви, м'язи) було сказано раніше.

Найбільш простою і, що найголовніше, безпечною є система управління на основі обробки поверхневої ЕМГ усічених м'язів пацієнта.

1.4 Висновки до розділу 1

Розглянуто загальні принципи протезування верхніх кінцівок та показано основні напрямки розроблення біонічних протезів із активним керуванням на основі опрацювання різних типів біосигналів, зокрема міоелектричних. При цьому проаналізовано способи та засоби реєстрації таких біосигналів та конструктивні особливості електродів. Так, проаналізовано конструкції мультиелектродних матриць, сітчастих електродів, м'язових імплантованих та поверхневих електродів.

Проаналізовано конструкції найпоширеніших біонічних протезів та особливості реєстрації біосигналів для їхнього керування. Встановлено, що більшість з них працюють на основі відбору та опрацювання поверхневих електроміографічних сигналів, що пояснюється простотою самих електродів, методів реєстрації, неінвазивністю та низькою вартістю. Однак для забезпечення надійного контролю протезом та можливості виконання великої кількості захватів і рухів необхідним є розроблення чи обґрунтування вибору адекватної математичної моделі таких сигналів і методу їхнього опрацювання для формування відповідних сигналів керування елементами протеза.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНА ЧАСТИНА

2.1 Організація принципів біопротезування

У загальному вигляді в системі управління біопротезом можна відміити такі підсистеми (рис. 2.1):

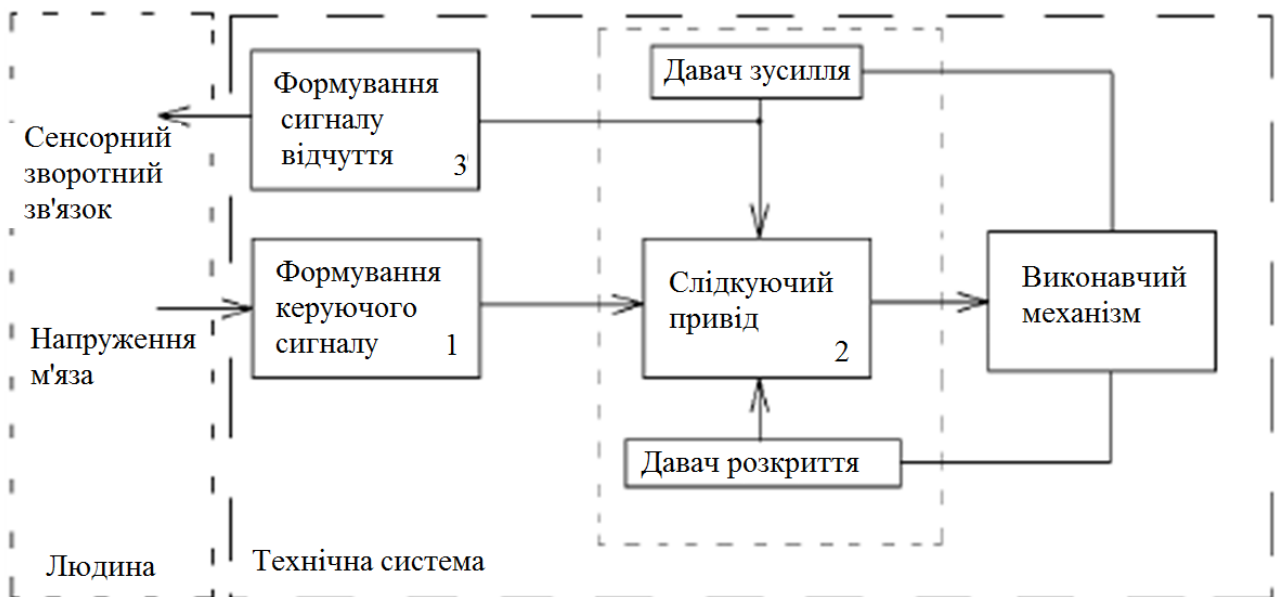


Рис. 2.1. Структурна схема управління біопротезом: 1 - система формування керуючого сигналу, що повинна здійснювати обробку ЕМГ сигналу, знятого відповідними електродами, і його перетворення до вхідного сигналу управління приводом; 2 - слідкуючий привід, що забезпечує: в разі стиснення кисті – відповідність напруги на датчику зусилля (зусилля стиснення), що керує напругою на м'язі, а в разі розкриття – контролює відключення приводу при досягненні максимального кута розкриття; 3 - система формування сигналу відчуття.

2.2 Природа ЕМГ сигналів

Електроміографія (ЕМГ) – це діагностичний метод, за допомогою якого фахівці оцінюють функціональний стан скелетних м'язів і закінчень периферичних нервів. Оцінка відбувається за рівнем їх електричної активності.

Для проведення ЕМГ застосовується електроміограф – апарат, що підсилює і реєструє біопотенціали нервово-м'язової системи. Сучасні комп'ютерні пристрої фіксують навіть мінімальні значення електричних імпульсів, автоматично зчитують амплітуду і частоту періодів, а також виробляють їх спектральний аналіз.

На рис. 2.2 наведено приклад потенціалу дії м'язового волокна [31].

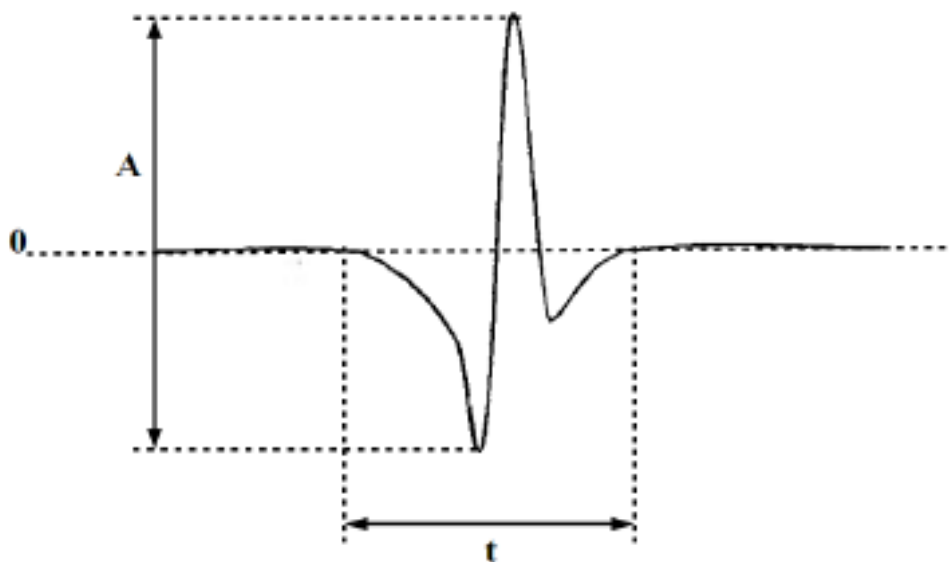


Рис. 2.2. Потенціал дії

При порушенні нервової клітини, зокрема мотонейрона, в найбільш збудливому місці (аксональний горбок) виникає ПД, який поширюється вздовж аксона. Поширення нервового імпульсу по аксону відбувається за рахунок послідовної деполяризації сусідніх ділянок мембрани з утворенням ПД (рис. 2.3) зі швидкістю близько 0,5 - 5 м/с [31].

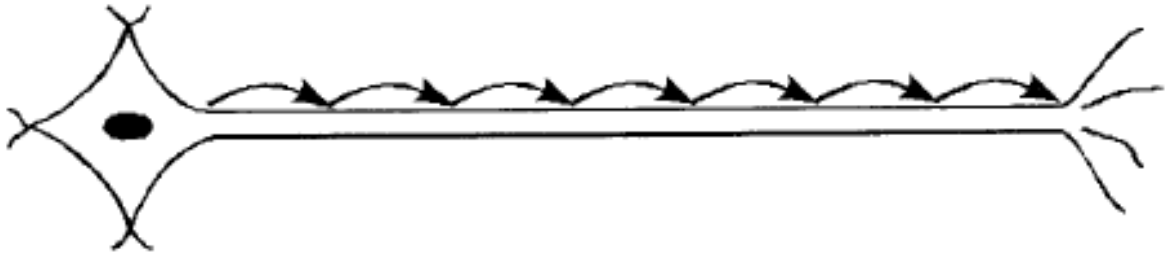


Рис. 2.3. Схема руху збудження по немієлінізованому волокну. Даний механізм проведення характерний для немієлінізованого нервового волокна.

У немієлінізованому нервовому волокні аксон оточений особливою оболонкою, званою мієліном. Мієлін за своєю структурою - мембранне утворення, що складається переважно з фосфоліпідів і по електричним властивостям є діелектриком. Питомий опір мієліну досягає величини 500-800 МОм/см². Іншою важливою особливістю мієліну є мала величина питомої ємності (0.0025-0.005 мкФ/см²).

Функції мієлінових оболонок в периферичних нервах і в нервових волокнах різноманітні і до кінця не вивчені. Це ізолююча, опорна, бар'єрна, можливо, трофічна функція, участь в передачі імпульсів.

На всьому протязі нервового волокна через певні проміжки (близько 1 мм) мієлінова оболонка має перерви. Дані не немієлінізовані ділянки називають перехопленнями Ранв'є. Відзначено, що в перехоплення Ранв'є збудливість мембрани вище і більше щільність К-На насосів, ніж на мієлінізованих ділянках мембрани аксона. При проходженні збудження деполяризується мембрана в зоні перехоплення Ранв'є та появляється потенціал дії, що за своєю електричною природою є змінним струмом. Завдяки електричним особливостям мієліну, локальні струми збудження не виходять на міжперехватній ділянці, а деполяризують наступне перехоплення Ранв'є. Таким чином, електричний імпульс рухається як би "стрибками" між перехопленнями або навіть через 2-3 сусідніх перехоплення (рис. 2.4), тому швидкість проведення імпульсу по цим волокнам значно вище (15-120 м / с).



Рис. 2.4. Схема руху збудження по мієлінізованому волокну.

Важливим фактором, що визначає швидкість проведення по мієлінізованому волокну, є відношення амплітуди потенціалу дії до порогової величиною деполаризації мембрани перехоплення Ранв'є.

Дане співвідношення має величину порядку 7. Зменшення цього фактора безпеки будь-якими впливами призводить до зниження швидкості проведення.

Подальші дослідження показали, що існує мінімальний критичний діаметр аксона, нижче якого периферичні волокна не мієлінізуються. У зворотному випадку, при діаметрі нервового волокна в кілька мікрон, комплекс матиме настільки високий опір, що проведення імпульсу стане неможливим. Даний критичний діаметр для периферичної нервової системи становить 1 мкм.

До цього критичного діаметра швидкість проведення по немієлінізованому волокну вище, ніж по мієлінізованому.

Відомо, що аксон, що йде від мотонейрона, при вході в м'яз ділиться на термінали відповідно до кількості інтеруючих ним м'язових волокон. При цьому сумарний діаметр даних терміналей не перевищує діаметр аксона. Для забезпечення проведення імпульсу по цим волокнам вони втрачають мієлінову оболонку.

При підході до м'язового волокна терміналь аксона утворює систему, що дозволяє переходити ПД на м'язове волокно. Даний апарат називають нервово-м'язовим синапсом.

Передача імпульсу в нервово-м'язовому синапсі відбувається за участю найважливішого нейромедіатора - ацетилхоліну (АХ), виділення якого в синаптичну щілину відбувається в результаті приходу імпульсу до нервового закінчення. Взаємодія АХ з холінорецепторами постсинаптичної мембрани

(кінцевої пластинки) призводить до перерозподілу іонів K^+ і Na^+ в м'язовому волокні з формуванням ПД м'язового волокна. Надлишок АХ частково повертається в везикули пресинаптичної мембрани, частково руйнується за участю холінестерази, деяка частка АХ всмоктується в кров і, за певних умов, робить свій вплив на м'язову тканину гуморальним шляхом.

Час синаптичної передачі (нервово-м'язова синаптична затримка) коливається в межах 0.5-1 мс.

2.3 Поняття рухової одиниці

Нервово-м'язова система є комплексом скелетних м'язів і периферичних утворень нервової системи: мотонейронів і їх аксонів. Функціональним елементом системи є рухова одиниця (РО). Дане поняття вперше було введено Шеррингтоном Х.С. (1925) і до сих пір є фізіологічною основою ЕМГ. Під руховою одиницею мається на увазі комплекс, що складається з рухової клітини, її аксона і групи м'язових волокон, що іннервуються цим аксоном рис. 2.5.

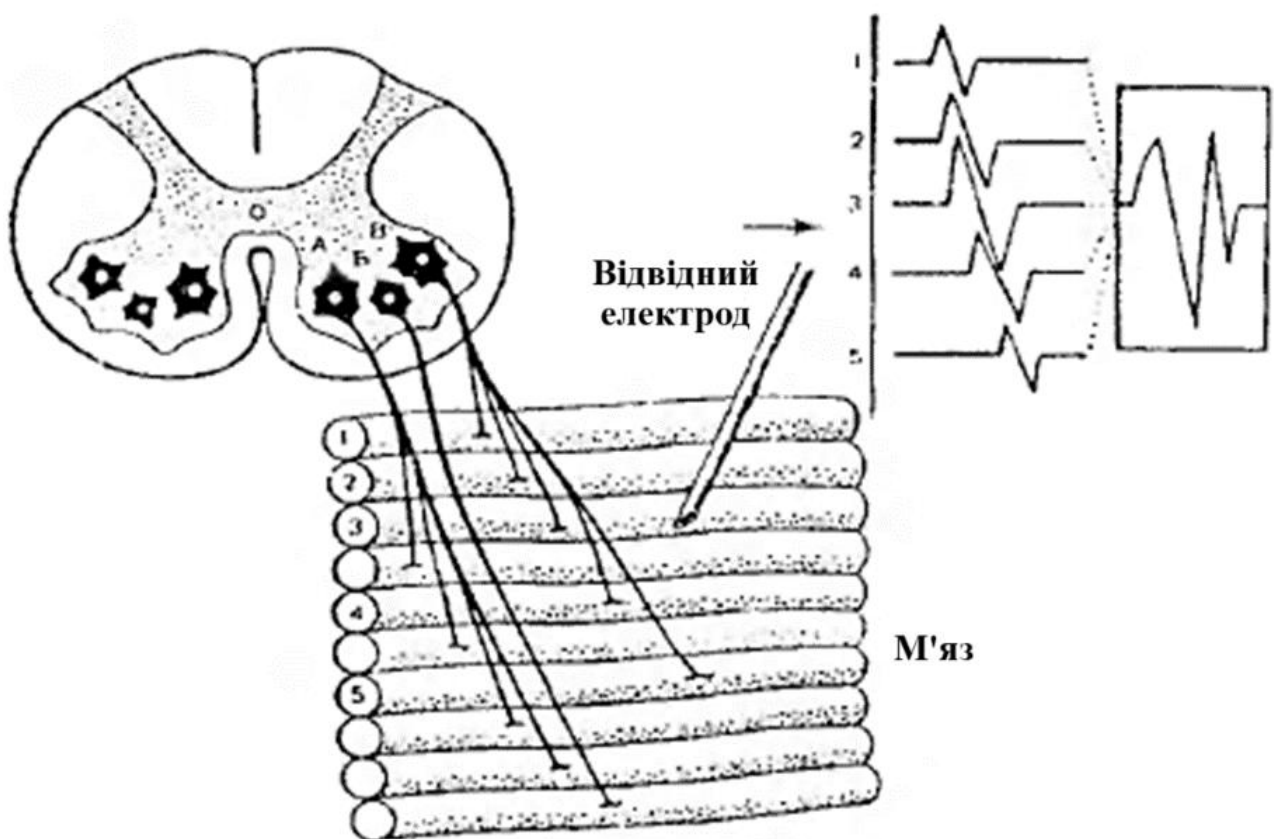


Рис. 2.5. Схема рухової одиниці м'яза [31]

Кожен мотонейрон пов'язаний з м'язовими волокнами таким чином, що територія рухової одиниці в просторі не ізолюється від сусідніх РО, а знаходиться в одному обсязі з ними. Такий принцип розташування РО в м'язі, коли в будь-якій точці об'єму м'яза знаходяться м'язові волокна декількох РО, дозволяє м'язові скорочуватися плавно, а не ривками, що було б при розмежуванні різних РО один від одного в просторі.

РО містять різну кількість м'язових волокон: від 10-20 в дрібних м'язах, що виконують точні і тонкі рухи, до декількох сот в великих м'язах, що виконують грубі рухи і несуть антигравітаційне навантаження. До першої групи м'язів можна віднести зовнішні м'язи очей, до другої – м'язи стегна. Кількість м'язових волокон, що входять в РО, називають іннерваційним числом [31].

За функціональними властивостями РО бувають повільними і швидкими.

Повільні рухові одиниці іннервуються малими альфа-мотонейронами, є низькопороговими, невтомлюваними, так як беруть участь в тонічних повільних рухах, забезпечуючи антигравітаційну функцію (підтримання пози). Швидкі РО іннервуються великими альфа-мотонейронами, є високопороговими, швидко втомлюються, беруть участь в швидких рухах. У всіх м'язах представлені як повільні, так і швидкі РО, проте, в м'язах тулуба, проксимальних відділах кінцівок і камбаловидному м'язі, що беруть участь в антигравітаційній функції, переважають повільні РО, а в м'язах дистальних відділів кінцівок - швидкі РО.

Знання цих властивостей РО м'язів важливі при оцінці роботи м'яза в різних режимах довільного напруження. Голчаста ЕМГ, яка проводить оцінку параметрів одиночних рухових одиниць при мінімальних зусиллях, дозволяє оцінити в основному низькопорогові повільні РО.

Високопорогові рухові одиниці, що задіюються в фазичних довільних рухах, доступні для аналізу тільки при максимальному довільному зусиллі методом оцінки інтерференційного патерну і аналізу ПРО декомпозиційним методом. У дослідженні рівня сегментарної збудливості мотонейронів спинного мозку за допомогою методики Н-рефлексу оцінюють показник збудливості двох

м'язів гомілки: камбаловидного і литки. Камбаловидний є тонічним м'язом, містить більше повільних РО, менш кортиколізований і відображає більшою мірою регуляторні впливи з боку спинного мозку. Литковий м'яз є фазичним, більше містить швидких РО, більш кортиколізований і відображає регуляторні впливи від головного мозку.

В попередньому розділі встановлено, що реєстрація та обробка ЕМГ застосовуються для оцінювання функціонального стану м'язової системи. При цьому, необхідним є обґрунтування математичної моделі таких сигналів для забезпечення отримання інваріантних оцінок, які були б інформативними ознаками м'язового стану. На рис. 2.6 зображено вигляд реалізації ЕМГ сигналу великогомілкового м'яза (а) та вибірки з неї (б).

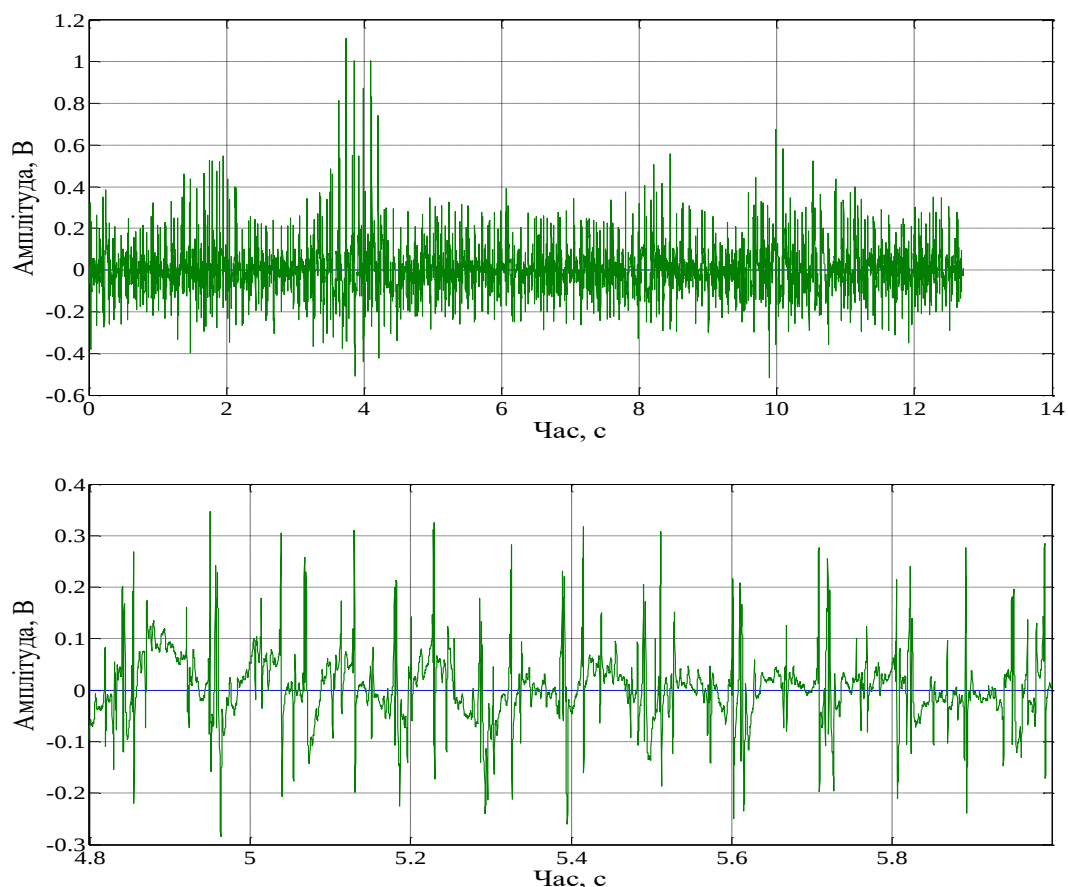


Рис. 2.6. ЕМГ сигнал великогомілкового м'яза (а) та вибірки з неї (б)

З рис. 2.6 видно, що сигнал містить ритмічну структуру, тобто належить до класу коливних процесів. У випадку застосування стимуляційної

електроміографії, при якій м'яз буде подразнюватись періодичними електричними імпульсами, структура ЕМГ сигналу також буде наближатись до періодичної. З іншого боку, прояви патологічних станів носять випадкову форму, також в сигналі є наявні шуми та артефакти, спричинені різного роду сторонніми впливами.

2.4 Загальні відомості про аналіз ЕМГ

Артефактами ЕМГ є потенціали, що не відповідають м'язовій активності. При поверхневій реєстрації артефакти є наслідком зміщень та спричиняти виникнення високоамплітудних потенціалів. При голчастому відведенні це виникає через контакт з електродом, сполучними проводами, рухами досліджуваного м'яза. Різкі стрибки потенціалу можуть спостерігатися також при частковому обриві сполучного кабеля. Найбільш поширеним видом перешкоди є наведення 50 Гц від пристроїв експлуатації промислового струму. Вона легко розпізнається за характерною синусоїдальною формою та постійною частотою і амплітудою. Виникнення її може бути пов'язане з великим електродним опором, що вимагає відповідної обробки поверхні електрода. У разі використання поверхневих електродів усунення наведення може бути досягнуто ретельнішим очищенням шкіри спиртом, використанням електродної пасти.

Аналіз власне ЕМГ становить предмет електроміографічної семіотики, яка встановлює зв'язок між певними характеристиками потенціалів та фізичними, фізіологічними та патологічними феноменами, що їм відповідають. Електроміографічні діагностичні дослідження проводять на повністю розслабленому м'язі (електроміографія спокою), при довільному скороченні м'язів (електроміографія довільного скорочення м'язів) та при електричній стимуляції (стимуляційна електроміографія).

Проводиться аналіз параметрів ВП м'язів і нервів: ПД-нерва (потенціал дії), М-відповіді, Н-рефлексу, F-хвилі - латентний період, форма, амплітуда, тривалість ВП, динаміка його зміни при поступовому наростанні сили

подразнення; визначення швидкості проведення імпульсу; розрахунок низки коефіцієнтів для стимуляційного методу дослідження.

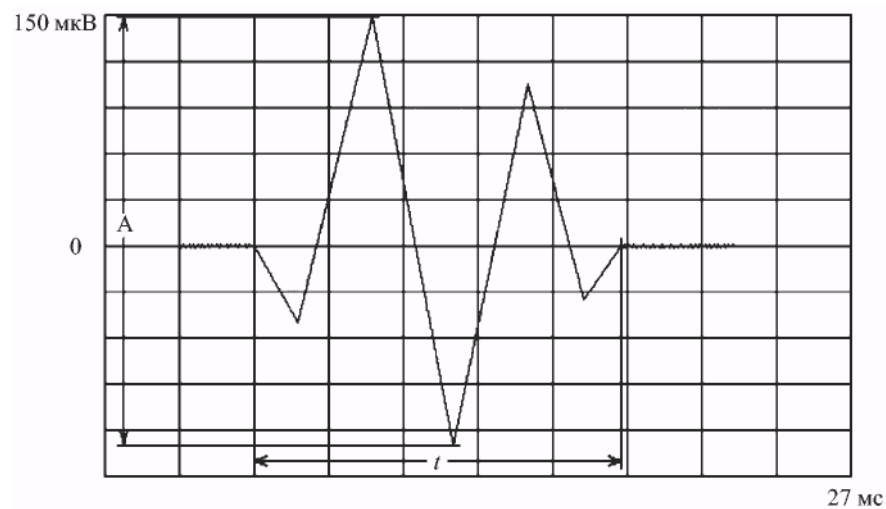


Рис. 2.7. Потенціал дії м'язового волокна

2.5 ЕМГ спокою

Електроміографія спокою дозволяє зареєструвати електричні явища, що відбуваються в м'язі в умовах повного розслаблення. У нормі коливання біопотенціалів не виявляються. При введенні в м'яз голчастого електрода або його подальшому легкому переміщенні реєструються потенціали тривалістю 1-3 мс, амплітудою до 100 мкВ. У ряді випадків тривалість цього виду активності може значно збільшуватися, в інших випадках, наприклад, при ішемічних некрозах, активність введення не виявляється.

При введенні голчастого електрода в зону розташування кінцевих пластин синапсів реєструється шум кінцевих пластин - повторюються негативні монофазні потенціали тривалістю 0,5 -2 мс і амплітудою менше 100 мкВ.

При ЕМГ спокою можуть спостерігатися різні біоелектричні явища: потенціали фібриляції, позитивні гострі хвилі, активність введення, міотонічні та псевдоміотонічні розряди, фасцикуляції, які свідчать про наявність певних нервово-м'язових захворювань.

Потенціали, що спостерігаються при електроміографічному дослідженні фібриляції, є потенціалами дії одного м'язового волокна, не викликаними нервовими імпульсами, але такими, що повторно виникають. Вони спостерігаються поблизу голчастого електрода, введеного в м'яз (рис. 2.8).

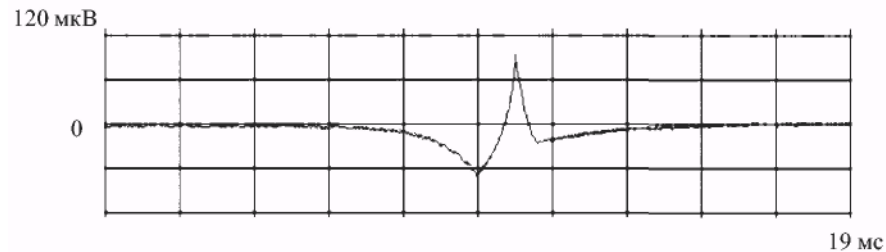


Рис. 2.8. Потенціал фібриляції

У нормальному здоровому м'язі потенціали фібриляції здебільшого не зустрічаються. Вони є типовою ознакою денервації м'яза і виникають найчастіше на 15-20-й день після переривання нерва. За сучасними даними потенціали фібриляції виникають у галузі субсинаптичної мембрани (кінцевої пластинки), про що свідчить зміна форми цих потенціалів при зміні місця відведення. При локалізації активного електрода в зоні іннервації м'язи ці потенціали мають форму початкового негативного піку, а в міру віддалення від середини м'яза вони набувають форми двофазного позитивно-негативного або трифазного позитивно-негативно-позитивного коливання. Локалізація джерела потенціалу фібриляції в зоні іннервації м'яза обумовлює вибір цієї області як оптимальну для введення активного електрода при діагностиці денервації м'яза.

Найчастіше тривалість потенціалу фібриляції становить 1-2 мс; Останні значення, за даними різних авторів, становлять 0,5-5 мс. Амплітуда фібриляції, як та інших феноменів локальної ЕМГ, залежить від ступеня віддаленості джерела потенціалу від реєструючого електрода. Найчастіше вона дорівнює 50-100 мкВ. Крайні значення, наведені деякими авторами, становлять 5-1000 мкВ, хоча величини понад 500 мкВ розцінюються іншими авторами як результат неправильної інтерпретації синхронного розряду групи м'язових волокон як потенціал фібриляції. На слух потенціал фібриляції сприймається як різке

клатання високого тону, а серія фібриляцій - як «звук целофану, що мнеться». Частота слідування фібриляцій становить від 2 до 30 с-1. Найчастіше ритм їхнього прямування досить правильний, та буває і нерегулярним. У поодиноких випадках спостерігається угруповання потенціалів фібриляції в розряди та спалахи з частотою до 50 с-1 з інтервалами між спалахами 1-3 с.

Хоча потенціали фібриляції розглядаються як характерний прояв патології, вони іноді можуть спостерігатися в ізольованій ділянці м'яза в нормі. Фібриляційних потенціалів у нормі як патологічний знак розглядають фібриляції, якщо вони реєструються не менше ніж у трьох різних місцях м'язи.

До спонтанних патологічних розрядів одиночних м'язових волокон відносять також позитивні гострі хвилі, або позитивні спайки (рис. 2.9). Початково-позитивні пікоподібні коливання. потенціалу має круте наростання, повернення ж потенціалу ізолінії нерідко розтягнутий у часі. Тривалість позитивних гострих хвиль 2-15 мс, хоча деякі автори вказують величини до 200-500 мс. Частота проходження цих потенціалів від 5 до 50/с. Потенціали фібриляції, йдуть з нерегулярними інтервалами. При прослуховуванні позитивні гострі хвилі сприймаються, як притуплені, глухі гуркіт.

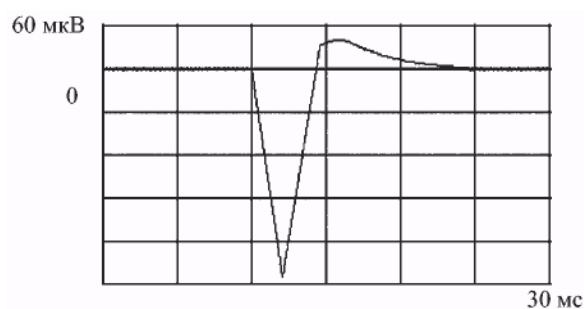


Рис. 2.9. Позитивна гостра хвиля

Як видно, тривалість та амплітуда цих потенціалів відповідають параметрам фібриляцій та фасцикуляцій на ЕМГ, проте характерна їх форма дозволяє віддиференціювати їх від згаданих типів потенціалів. Монофазний позитивний характер потенціалу змушує вважати, що генеруючий його процес збудження м'яза припиняється після досягнення ним кінчика електрода, що відводить. Це дозволяє віднести позитивні гострі хвилі до волокон,

пошкодженим голчастим електродом, або до волокон, в яких межа між збереженою і дегенеруючою частиною випадково посідає місце розташування активного електрода. Надзвичайно більша тривалість цих потенціалів, очевидно, пов'язана з грубим порушенням нормальних механізмів деполяризації та реполяризації мембрани в денервованих м'язових волокнах.

Крім спонтанних розрядів м'язових волокон, властивих тільки денервованим м'язам, у здорових і патологічно змінених м'язах при локальному відведенні спостерігається так звана активність введення - спалах потенціалів високої частоти (до 200/с) з амплітудою 50-200 мкВ, що виникає відразу після електрода. Кожен із окремих потенціалів, що становлять спалах, відповідає за тривалістю потенціалам фібриляції або РО. У нормі тривалість активності введення вбирається у 0,5 с. Активність введення обумовлена механічним роздратуванням м'язових волокон.

При денервації тривалість активності введення значно зростає (до декількох секунд або навіть хвилин), причому окремі потенціали набувають параметри фібриляційних. можуть давати збільшення тривалості активності введення.

Активність введення після її припинення може бути викликана невеликим рухом електрода або дотик до нього.

Міотонічний розряд - розряд двофазних потенціалів, що повторюються, або позитивних гострих хвиль високої частоти (до 150 с⁻¹) і мінливої амплітуди (рис. 2.10)

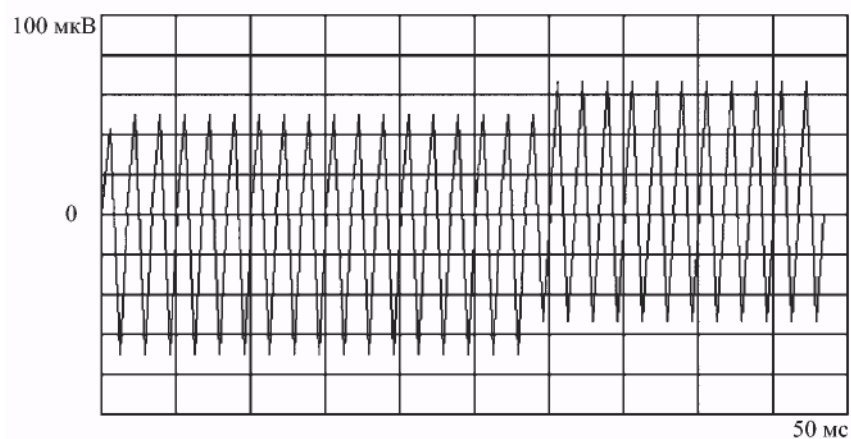


Рис. 2.10. Міотонічний розряд

Розряд високої частоти, псевдоміотонічний розряд - поява потенціалів, що повторюються, з високою частотою (від 20 до 150 с⁻¹) при незмінності їх амплітуди і форми (рис. 2.11) Характерне раптове виникнення і зникнення цієї форми активності без попередньої зміни частоти.

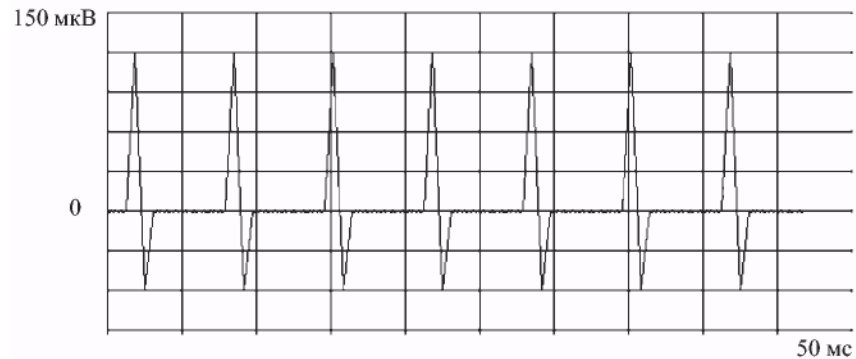


Рис. 2.11. Псевдоміотонічний розряд

Як окремий тип виділяють ПД РО, що виникають спонтанно і мають назву потенціалів фасцикуляцій (рис. 2.12). Фасцикуляціями називають потенціали РО, що спостерігаються при повному розслабленні м'язів. За своїми параметрами вони не відрізняються від нормальних чи патологічних потенціалів РО.

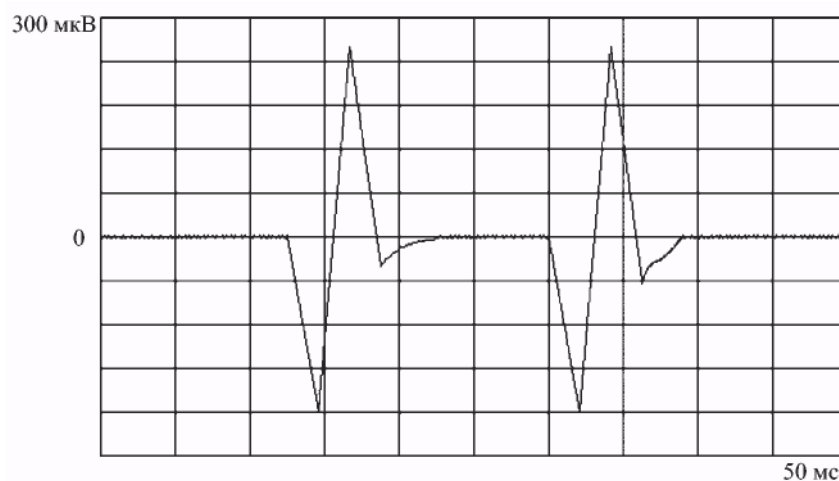


Рис. 2.12. Потенціал фасцикуляції

Згідно з наявними уявленнями, фасцикуляції обумовлені збудженням клітин спинного мозку, які знаходяться в стані підвищеної чутливості до

супраспінальних або аферентних впливів або збуджуються спонтанно в результаті дегенеративного процесу, що розвивається в нейроні. Діагностична оцінка потенціалів фасцикуляцій повинна проводитися з обережністю. Фасцикуляції можуть спостерігатися у практично здорових людей, в осіб, які перенесли травму голови, в кінцівках, які зазнали травм без ознак неврального ураження, а також при периферійному ураженні нервового сплетення або нерва. Проте характерний зв'язок фасцикуляцій з ураженням периферичного мотонейрона робить їх, у поєднанні з наявністю фібриляцій, цінною діагностичною властивістю, яка дає можливість у ряді випадків уточнити тип і рівень його ураження.

2.6 Електроміографія довільного скорочення м'язів

При слабкому скороченні м'яза можна простежити активність рухових одиниць, при інтенсивнішому скороченні ЕМГ відбиває активність всіх чи значної кількості рухових одиниць.

Основним елементарним потенціалом при довільному скороченні м'язів у нормі є потенціал РО. М'язові волокна всередині м'яза об'єднані в функціональні групи, що називаються нервово-м'язовими РО, які є результатом роботи одного мотонейрона. За його збудження збуджуються, відповідно, всі м'язові волокна, які він іннервує. В результаті реєструється ПД РО, що являє собою суму ПД багатьох м'язових волокон, котрі мають більшу амплітуду, ніж потенціал фібриляції. Тривалість цього потенціалу також більша, ніж тривалість потенціалу фібриляції, так як збудження окремих м'язових волокон відбувається не абсолютно синхронно через різний час поширення потенціалу дії по кінцевих гілочках нервового волокна, підведених до окремих м'язових волокон. У нормі він найчастіше має дво- чи трифазну форму. Тривалість ПД в різних м'язах варіюється від 3 до 16 мс і збільшується з віком. Амплітуда ПД РО визначається, головним чином, амплітудою потенціалів, найближчих до кінчика електрода

м'язових волокон, а також певною мірою синхронізації розрядів окремих волокон, що становлять РО.

При ураженні мотонейрона спинного мозку збільшується тривалість ПД РО, амплітуда, а також кількість поліфазних потенціалів. При міопатіях внаслідок зменшення кількості м'язових волокон у складі РО спостерігаються зниження амплітуди та зменшення тривалості потенціалу РО.

М'язові волокна розрізняються за своїми біохімічними та скорочувальними властивостями. Всі м'язові волокна однієї РО належать до одного типу, і, за даними досліджень, їх тип істотно залежить від типу мотонейронів, що їх іннервують. Швидкі РО належать мотонейронам великого розміру, що мають товсті, добре мієлінізовані, аксони, що швидко проводять збудження; повільні РО належать мотонейронам малого розміру з відносно слабо мієлінізованими тонкими аксонами. У свою чергу, розмір мотонейронів значною мірою визначає їх здатність давати потенціали дії у відповідь на імпульси, що приходять до них. Слід зазначити, що існує широкий спектр перехідних типів мотонейронів та відповідно РО.

Спеціалізація РО, очевидно, має функціональне значення, так що повільні РО переважно беруть участь у здійсненні повільних тонічних напружень і підтримці пози, а швидкі - у виконанні швидких фізичних, переважно довільних рухів.

Диференціація мотонейронів за розмірами відіграє важливу роль в автоматичній інтеграції їхньої активності при виконанні руху, градування його сили та тривалості. Поріг генерації потенціалу дії знаходиться у прямому зв'язку з розмірами тіла мотонейрона. Таким чином, для здійснення слабого руху першими включатимуться в активність малі мотонейрони, РО яких розвивають відносно невелику силу скорочення. При наростанні інтенсивності включатимуться більш високопорогові мотонейрони, РО яких розвивають велику силу. Це, поряд зі збільшенням загальної кількості РО, залучених до активності, призведе до більшої сили загального руху, здійснюваного м'язом.

Збільшення сили скорочення залежить від кількості і властивостей включених волокон, а також від сили скорочення кожного м'язового волокна, що визначається частотою його скорочень. В результаті в нормі при довільному скороченні м'яза з наростаючою силою спостерігається збільшення частоти імпульсів у кожному окремому волокні та збільшення числа нервово-м'язових РО, залучених до збудження. Внаслідок цього відбувається накладення окремих ПД РО один на одного і виникає високочастотна активність, що носить назву інтерференційної кривої. Таким чином, реєстрована при довільному м'язовому скороченні ЕМГ є результатом часового та просторового сумування багатьох м'язових волокон та РО (рис. 2.13).

Високочастотний характер складної інтерференційної ЕМГ м'язового скорочення візуально дозволяє лише орієнтовно охарактеризувати її та віднести до норми чи патології. Для підвищення точності аналізу та стандартизації критеріїв діагностики розробляються методи автоматичної обробки інтерференційних кривих.

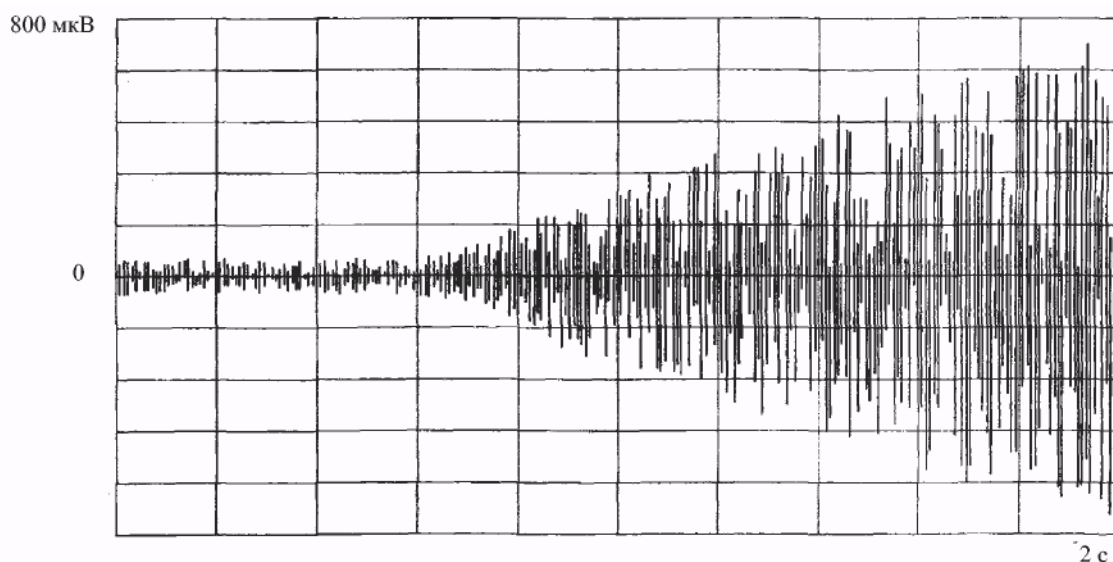


Рис. 2.13. Інтерференційна ЕМГ

2.7 Методи статистичного опрацювання сигналів ЕМГ

Одним із найбільш широко вживаних сьогодні є спектральний аналіз ЕМГ на основі перетворення Фур'є. Він дозволяє оцінити потужність, що виділяється

в різних частотних діапазонах досліджуваної інтерференційної кривої. Частотний склад інтерференційної ЕМГ та потужність, що виділяється в різних частотних діапазонах, залежить від сили м'язового скорочення, а також від особливостей групування РО та їх стану при патологічних процесах.

Слід зазначити, що зараз немає загальноприйнятих стандартних критеріїв діагностики на основі спектрального комп'ютерного аналізу ЕМГ, тому для застосування цього методу потрібен набір відповідних статистичних даних для встановлення значущих параметрів діагностики.

Метод спектрального аналізу дає дещо відмінні характеристики ЕМГ, ніж ті, які зазвичай приймаються при ручному обчисленні параметрів інтерференційної кривої. Тому, для наближення результатів автоматичного аналізу до процедури ручної обробки застосовують інші алгоритми оцінки інтерференційної кривої. Наприклад, використовується алгоритм обчислення числа перетину нульової лінії за 100 мс запису при наростаючій напруженості м'яза. Було виявлено, що цей параметр істотно залежить від відносного рівня напруженості, і найбільш ефективно розрізнення хворих різних груп і здорових досягається при зусиллі 30% від максимального для цього м'яза. При цьому число перетинів нульової лінії у хворих на міопатію було на 29 % більше, а при неврогенних атрофіях на 70 % менше, ніж у здорових. Інтегрована амплітуда ЕМГ виявилася неефективним параметром діагностики.

Для оцінки інтерференційних кривих використовується також інший метод автоматичного аналізу. За заданий інтервал (зазвичай 1-1,5 с) підраховується середня кількість «поворотів» кривої та середня амплітуда між сусідніми поворотами. За «поворот» приймається зміна знака зміни потенціалу за умови проходження ним до чергового повороту різниці потенціалів щонайменше 100 мкВ. Як параметри оцінки ЕМГ приймаються: середня амплітуда, середня кількість поворотів за 1 с і відношення числа поворотів до середньої амплітуди. При обробці за цим алгоритмом тих же кривих, що аналізувалися у зазначеному вище дослідженні, було показано, що дані, що розрізняють хворих від здорових і групи хворих між собою, отримуються при величині напруження м'яза в

інтервалі 10-30% від максимального зусилля . При цьому міопатія характеризується збільшенням числа поворотів і відношення числа поворотів до амплітуди.

Слід зазначити, що для автоматичного аналізу інтерференційних кривих необхідним елементом є система точного дозування м'язової напруженості з індикаторами, що дозволяють хворому за інструкцією досліджувача точно контролювати зусилля і утримувати його заданий час у заданому діапазоні. За відсутності такої системи індивідуальний розкид даних виявляється настільки великий, що повністю перекриває відмінності між окремими досліджуваними, що належать до різних діагностичних груп.

Інтегрування, малоефективне в діагностиці ЕЕГ або ЕКГ, проте, цінний метод кількісної оцінки інтерференційної кривої ЕМГ для характеристики динаміки їх функціональних можливостей. Ці дані мають велике значення при травматичних ураженнях спинного мозку. Використання даних інтегрованої ЕМГ дозволяє вибрати м'язи для спрямованого тренування та оцінювати ефективність лікувальних заходів. Значними критеріями при цьому вважаються абсолютні значення середнього інтеграла, оберненого до секунди при максимальному зусиллі, характер гістограми інтегралів за дробові відрізки інтерференційного запису протягом секунди. Ефективність лікування оцінюється за динамікою цих показників.

В даний час ведуться роботи з автоматичного аналізу інтерференційних ЕМГ, одержуваних за допомогою поверхневого відведення. Показано тісну кореляцію між інтегралом ЕМГ та механічними параметрами м'язового скорочення. Частотно-амплітудний автоматичний аналіз ЕМГ застосовують у кінезіологічних дослідженнях. Робляться спроби, використовуючи алгоритми розпізнавання образів, виділяти з поверхневої ЕМГ потенціали РО та оцінювати їх параметри, що відкриває шлях до діагностичного використання таких поверхневих ЕМГ.

Як при голчастому, так і при поверхневому відведенні, крім АЧХ-характеристик електричної активності, певний діагностичний інтерес

представляє загальна динаміка ЕМГ у процесі довільного руху. Так, при супраспінальних ураженнях може спостерігатися збільшення часу між командою початку руху і першими розрядами на ЕМГ. При міопатії характерним є значне продовження активності ЕМГ після команди про припинення руху. При міастенії під час максимального м'язового зусилля спостерігається швидке зменшення амплітуди та частоти розрядів на ЕМГ, що відповідає міастенічному падінню сили при тривалому напруженні м'яза.

Протягом останніх років велика увага приділяється спектральному аналізу ЕМГ, визначенню середньої частоти та огинаючої ЕМГ. Положення піку потужності різних частот спектра корелює з частотою проходження потенціалів в інтерференційній ЕМГ, а також із середньою тривалістю ПД РО, що формують ЕМГ.

Спектральний аналіз огинаючої ЕМГ виявився дуже зручним та інформативним методом дослідження хворих з різними гіперкінезами. Розглянемо конкретний приклад спектрального аналізу через спеціальні фільтри. Цей процес є коливальним і може бути розкладений на окремі складові його коливання ОЕМГ. Отримання ОЕМГ досягається шляхом пропускання попередньо продетектованого сигналу електричної активності м'яза певної частоти та амплітуди. Спектром даного процесу є набір таких частот і відповідних амплітуд.

Поодинокі спектральні характеристики, одержувані з м'яза при одноразовому дослідженні, є недостатніми для отримання достовірної інформації. Необхідно реєструвати велику кількість спектрів ОЕМГ м'язів, що після статистичної обробки дозволяє виявити достовірні характеристики.

Сигнали ОЕМГ через АЦП надходять на комп'ютер. Використовуваний інформаційний масив складається з масиву спектрів ОЕМГ та його числових характеристик. Методика включає такі етапи:

- 1) отримання вихідного масиву спектрів та виділення їх числових характеристик;
- 2) статистичну обробку та аналіз отриманого матеріалу.

Для отримання числових характеристик спектрів попередньо на кривій спектру формалізують поняття «пік» і як основні параметри підраховують: $A_{2\text{пik}}$ - потужність піку; $F_{\text{пik}}$ – частота піку; A_{20} - постійна складова; $A_{2\text{доп}}$ - середня потужність додаткових частот; D – загальна потужність спектру; μ - коефіцієнт домінування основної частоти; n – число точок спектра.

$$A_{2\text{доп}}^2 = \frac{D - A_0^2 - A_{\text{пик}}^2}{n - 2};$$

$$D = \sum_{i=1}^n A_i^2;$$

$$\mu = \frac{A_{\text{пик}}^2}{A_{2\text{доп}}^2}.$$

Виділення піків та визначення їх показників виконується на комп'ютері. В результаті отримані масиви спектрів ОЕМГ замінюються масивами чисел, які необхідно піддати статистичній обробці, що включає:

- побудову гістограми розподілу частот піків;
- розрахунок середніх значень перерахованих спектральних параметрів та їх основних відхилень σ , підрахунок коефіцієнтів кореляції $F1_{\text{пik}}$, $F2_{\text{пik}}$ у масиві серед пар м'язів, у яких одночасно реєструється активність, де $F1_{\text{пik}}$ та $F2_{\text{пik}}$ - частоти піку, виділеного у спектрі першого та другого м'язів. Коефіцієнт кореляції характеризує взаємозв'язок цих частот та його відхилень всередині пар м'язів, які відбуваються за один і той самий інтервал часу.

В результаті такої обробки виникають характерні гістограми розподілу частот спектральних піків і таблиці середніх значень D , A_q , $A_{2\text{доп}}^2$, $A_{\text{пик}}^2$, μ , $F_{\text{пик}}$, а також значення коефіцієнтів кореляції для трьох підмасивів, що характеризують типи пар м'язів.

Проводяться аналогічні дослідження здорових людей та будуються гістограми розподілу частот піків.

Перевага запропонованого методу полягає у можливості отримати за допомогою обробки на комп'ютері статистично достовірні, об'єктивні

характеристики електричної активності м'язів у нормі. Це дозволяє прибрати елемент суб'єктивізму, який неминуче виникає при візуальній обробці ЕМГ або ОЕМГ.

Крім спектрального аналізу для діагностики ЕМГ широко застосовують кореляційний аналіз. Розглянемо принцип кореляційного аналізу, який запропонував Р. З. Персон у 1969 р. [15]. За деяких постійних умов роботи м'яза електричні коливання, відведені від нього, можна трактувати як стаціонарний випадковий процес. Кореляційна функція цього процесу дозволяє оцінити деякі його статистичні властивості. Автокореляційна функція характеризує статистичну пов'язаність миттєвих значень процесу у різні моменти часу, взаємнокореляційна функція - статистичну пов'язаність двох процесів.

Як відомо, кореляційна функція визначається формулою

$$R(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T f_1(t) f_2(t + \tau) dt,$$

де τ - зсув у часі одного процесу відносно іншого; T - час інтегрування; $f_1(t)$ і $f_2(t)$ - досліджувані процеси.

Якщо знаходиться кореляційна функція ЕМГ, то $f(t) = U(t)$, де $U(t)$ - різниця потенціалів, що відведені від м'язів. Оскільки розглядається скінченний відрізок аналізованого процесу, то формула набуває вигляду

$$R(\tau) \approx \frac{1}{T} \int_0^T U_1(t) U_2(t + \tau) dt.$$

Щоб ясніше уявити собі сутність кореляційного аналізу та значення одержуваних параметрів, доцільно послідовно розглянути ті математичні операції, які робляться при кореляційному аналізі ЕМГ.

З формул ясно, що знаходження кореляційної функції складається з трьох математичних операцій: зсуву двох функцій у часі, перемноження їх та знаходження інтеграла.

Розглянемо спочатку випадок, коли зсуву у часі немає ($\tau = 0$):

$$R(\tau) \approx \frac{1}{T} \int_0^T U_1(t) U_2(t) dt.$$

Перемноження функцій означає, що кожне миттєве значення U_1 при даному t перемножується на відповідне значення U_2 іншої функції в той же момент часу. В результаті перемноження виходить нова функція часу, яку можна представити графічно. При збігу фаз перемножуваних ЕМГ - позитивної і позитивної, негативної і негативної - виходить позитивна фаза нової функції, при різноспрямованості фаз функцій, що перемножуються, виходить негативна фаза нової функції. Потім знаходиться інтеграл нової функції, тобто площа, що обмежується кривою за одиницю часу. При цьому площі, що лежать вище і нижче ізолінії, додаються алгебраїчно. Інтеграл буде тим більшим, чим відносно більше у функції площа, що лежить вище за нульову лінію, тобто чим більше збігаються фази у перемножуваних кривих. Інакше висловлюючись, інтеграл характеризує ступінь синфазності двох вихідних ЕМГ. При випадковому розподілі фаз кривих, що перемножуються, оскільки ЕМГ не містить постійної складової, інтеграл дорівнюватиме 0, так як число збігів у «фазі» і в «протифазі» буде в середньому рівним.

Після того, як отримано значення інтеграла при $\tau = 0$, одна з функцій, що перемножуються, зсувається в часі на деякий невеликий відрізок часу $\Delta\tau$ (значно менший, ніж середня тривалість одного коливання ЕМГ). При цьому кожному миттєвому значенню $U_1(t)$ відповідатиме значення $U_2(t+\Delta\tau)$. Над цими двома функціями знову проходять процедуру перемноження і знаходження інтеграла. Виходить якась нова його величина, що характеризує ступінь синфазності двох ЕМГ, коли одна з них зсунута на $\Delta\tau$. Потім функція зсувається на $2\Delta\tau$, $3\Delta\tau$ і т. д., причому для кожного значення τ виходить значення інтеграла, що характеризує ступінь синфазності вихідних процесів при даному τ . Ці величини наносять на

графік, по осі ординат якого відкладаються значення інтегралів $R(\tau)$, а по осі абсцис - зсуви у часі τ .

При автокореляційному аналізі вихідна ЕМГ дублюється і потім перемножується сама на себе. При $\tau=0$ всі фази ЕМГ збігаються і інтеграл матиме найбільше значення. Його величина приймається за 1. При зсуві ЕМГ відносно себе по осі t автокореляційна функція почне зменшуватися внаслідок дедалі меншого збігу фаз. При деякому значенні автокореляційна функція виявляється рівною 0. Далі при збільшенні ЕМГ виявляються в протифазі, і автокореляційна функція стане менше нуля. Якщо крива періодична, то подальше зсування її в часі знову викличе все більший збіг фаз, і функція автокореляції знову буде зростати, потім знову зменшуватися і т.д. Автокореляційна функція виявляється також періодичною з тією самою тривалістю періоду, що й початкова функція. Якщо вихідна функція містить у собі випадкові та періодичні компоненти, то останні будуть виявлені на автокорелограмі. Якщо вихідний процес неперіодичний, то автокореляційна функція швидко загасає.

При взаємно кореляційному аналізі ЕМГ оцінюється інтеграл добутку двох різних функцій. Якщо вони повністю незалежні і відношення фаз випадкове, взаємнокореляційна функція при будь-якому τ дорівнює 0. Якщо процеси пов'язані і фази двох кривих при деякому τ збігаються частіше, ніж це обумовлено законом випадкового розподілу, то взаємно кореляційна функція при цьому буде попозитивною.

Щоб величина взаємно кореляційної функції залежала від змін ЕМГ чи підсилення електроміографа, проводиться її нормування, тобто вона виражається у долях від усередненої потужності обох процесів:

$$R_{\text{норм}}(\tau) = \frac{\frac{1}{T} \int_0^T f_1(t) f_2(t+\tau) dt}{\sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T f_1^2(t) dt} \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T f_2^2(t) dt}}.$$

В результаті нормування величина кореляції стає відносною (вона виражає частку синфазних електричних явищ у загальній електричній активності). Взаємно кореляційна функція виявляється графічно як залежність $R_{\text{норм}}(\tau)$ (рис. 2.14).

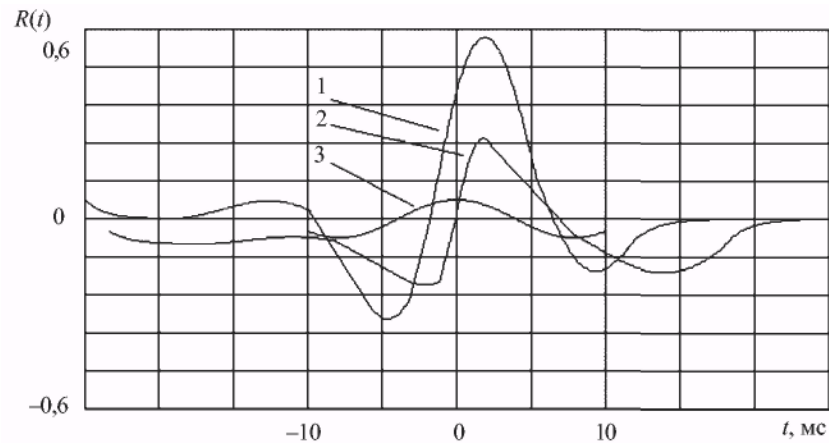


Рис. 2.14. Взаємно кореляційні функції двох ЕМГ двоголового м'яза плеча: 1 – сильно виражений поліомієліт; 2 - слабо виражений поліомієліт; 3 – норма

Кореляційні функції характеризують стійкі статистичні властивості ЕМГ. Деякі з цих властивостей у трактуванні ЕМГ мають службове, феноменологічне значення, але серед них є такі, які відкривають нові цікаві шляхи нейрофізіологічного аналізу роботи нейромоторного апарату.

В автокореляційних функціях ЕМГ цікавлять такі параметри:

- швидкість загасання, що характеризує ступінь регулярності коливань ЕМГ, наявність або відсутність у ній періодичних процесів;
- час від початку координат до першого перетину функції з нульовою лінією (ця величина зв'язана з тривалістю коливань ЕМГ та близька до 1/4 середньої тривалості одного двофазного коливання).

Використовувати метод кореляційного аналізу визначення тривалості коливань недоцільно, оскільки цю величину можна отримати набагато простіше інструментальним чи візуальним шляхом.

Найбільше значення в ЕМГ мають параметри взаємно кореляційних функцій двох різних ЕМГ.

1. Максимальна величина взаємно-кореляційної функції (коефіцієнт кореляції), що характеризує зв'язок процесів у часі, ступінь їх синфазності. Інтерференційна ЕМГ є результатом сумування потенціалів багатьох РО, розташованих в зоні відведення. Хоча виділити у ній потенціал дії окремої РО не можна, але джерелом кожного коливання інтерференційної ЕМГ є потенціал дії РО. Дисперсія у часі розрядів, пов'язана з проведенням від мотонейронів, порівняно невелика. Тому статистичне визначення відношення фаз двох інтерференційних ЕМГ дає можливість розкрити відношення в часі між ПД двох груп РО (і, отже, мотонейронів), якщо ці дві ЕМГ відображають розряди різних РО. Завдяки цьому взаємно кореляційний аналіз відкрив великі можливості у дослідженнях синхронізації розрядів мотонейронів.

2. Зсув максимуму по осі τ . Максимум взаємно-кореляційної функції може спостерігатися не тільки при $\tau=0$, а й зі зсувом. Цей зсув означає, що між двома ЕМГ існує зв'язок, але одна з них запізнюється відносно іншої. Усереднена величина цього запізнення характеризується величиною зсуву, за його напрямком можна судити про те, яка ЕМГ запізнюється. Невеликий зсув може бути обумовлений відмінністю шляху прохідного збудження до однієї та іншої пари електродів. Тому значним можна вважати зсув більше 3-4 мс.

Для вимірювання кореляційних функцій застосовують спеціальні прилади, що отримали назву корелометрів або корелографів. Під корелометрами розуміють прилади, що вимірюють окремі ординати кореляційної функції, а під корелографами - пристрої, реєстратори яких дають графік всієї функції кореляції - корелограму. Проте найчастіше назва корелометр служить загальною для усіх вимірювачів кореляційних функцій.

Класифікувати корелометри можна за різними ознаками: принципом дії, схемним і конструкторським виконання, формою подання сигналів при визначенні кореляційної функції, видом показуючого або реєструючого пристрою, діапазоном граничних частот спектра випадкового процесу, який може бути використаний цим приладом.

2.8 Математичне моделювання ЕМГ сигналів

Підсумовуючи вище сказане, можна констатувати, що матмодель ЕМГ у вигляді стаціонарного ВП враховує випадкову складову такого сигналу але не враховує його періодичності та не забезпечує можливості аналізу часової структури. Для цього підходить більш широкий клас процесів, а саме кусковостаціонарних випадкових процесів. Тоді частини ЕМГ з ознаками рухів пальців вважатимуться стаціонарними з відмінними параметрами та характеристиками для таких же ділянок при виконанні інших типів рухів. В такий спосіб можна виправдати застосування відомих методів теорії стаціонарних сигналів.

2.9 Висновки до розділу 2

Розглянуто природу ЕМГ сигналів, їх структуру, поняття потенціалу дії та рухової одиниці. Розглянуто підходи до аналізу ЕМГ, їх часові, частотні та енергетичні параметри, а також типи структурних артефактів, які потрібно враховувати для унеможливлення виконання протезом хибних рухів.

Проаналізовано методи матопису таких сигналів, зокрема розглянуто подання як стаціонарного процесу та відповідних методів аналізу. Показано перспективи такого подання та інформативність отриманих результатів опрацювання для задачі керування біонічним протезом. Однак така модель має обмеження стосовно аналізу часової структури сигналів та присутньої повторюваності.

Для цього можливим є застосування більш широкого класу стаціонарних процесів, а саме кусковостаціонарних випадкових процесів. Тоді частини ЕМГ з ознаками рухів пальців вважатимуться стаціонарними з відмінними параметрами та характеристиками для таких же ділянок при виконанні інших типів рухів. В такий спосіб можна виправдати застосування відомих методів теорії стаціонарних сигналів.

РОЗДІЛ 3

НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

3.1 Методики відбору ЕМГ

Для відбору ЕМГ застосовують спеціальні прилади – електроміографи. Способи накладання електродів для різних способів запису ЕМГ відображено на рис. 3.1.

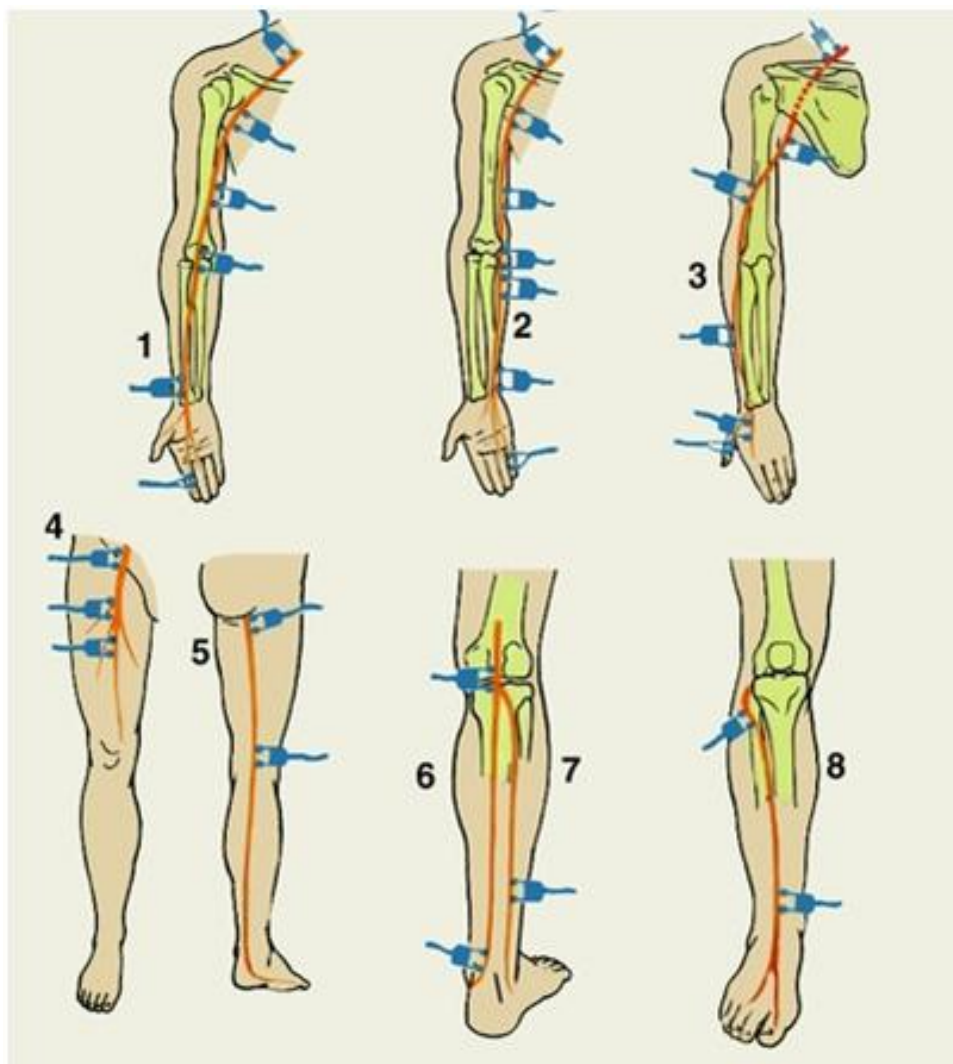


Рис. 3.1. Розташування відвідних і стимулюючих електродів при стимуляції серединного нерва (1), ліктьового нерва (2), променевого нерва (3), стегнового нерва (4), сідничного нерва (5), великогомілкової нерва (6), литкового нерва (7), малогомілкового нерва (8)

Рис.3.2 ілюструє загальний вигляд накладання електродів при поверхневій ЕМГ.

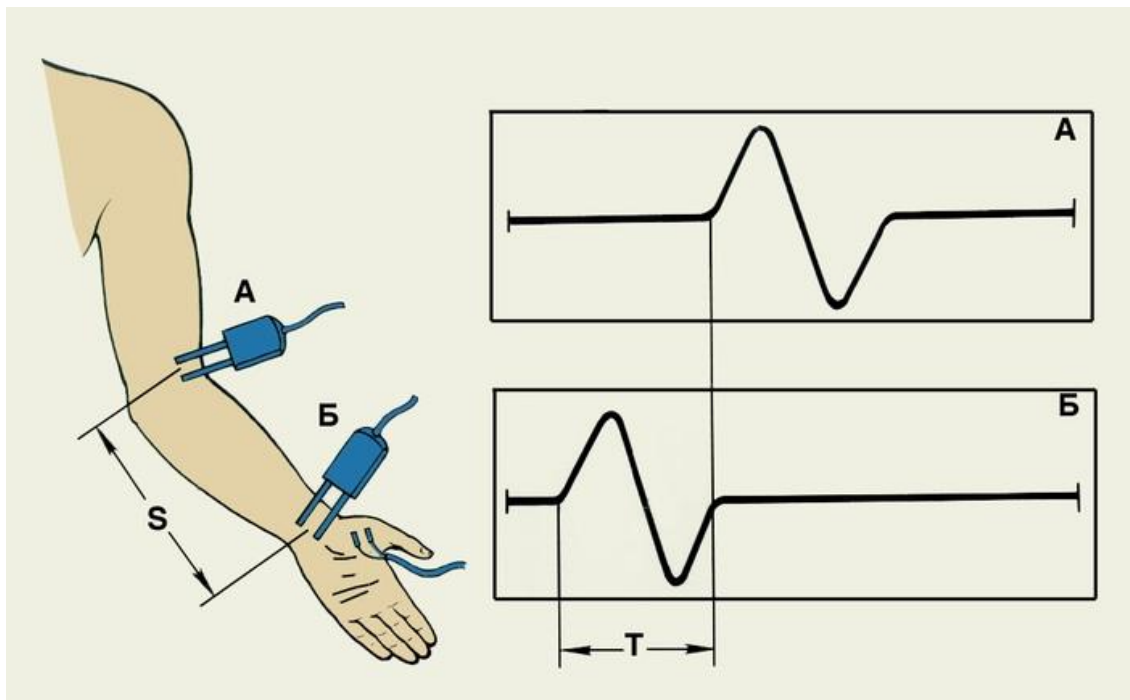


Рис. 3.2. Спосіб накладання електродів при поверхневій електроміографії.

3.2 Обробка ЕМГ

Було проведено завантаження сигналів ЕМГ, що характеризують рухи окремих фаланг пальців, в середовище Matlab.

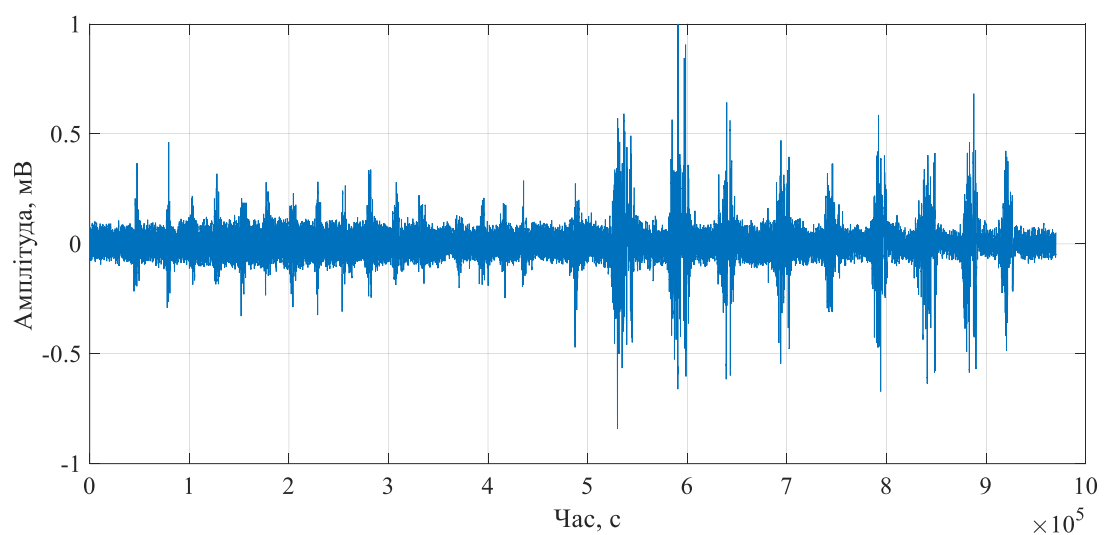


Рис. 3.3. Завантаження відібраних сигналів, що характеризують рухи окремих пальців, в середовище Matlab.

В роботі було завантажено отриману реєстрограму ЕМГ в Matlab. Вигляд завантаженого сигналу наведено на рис. 3.4.

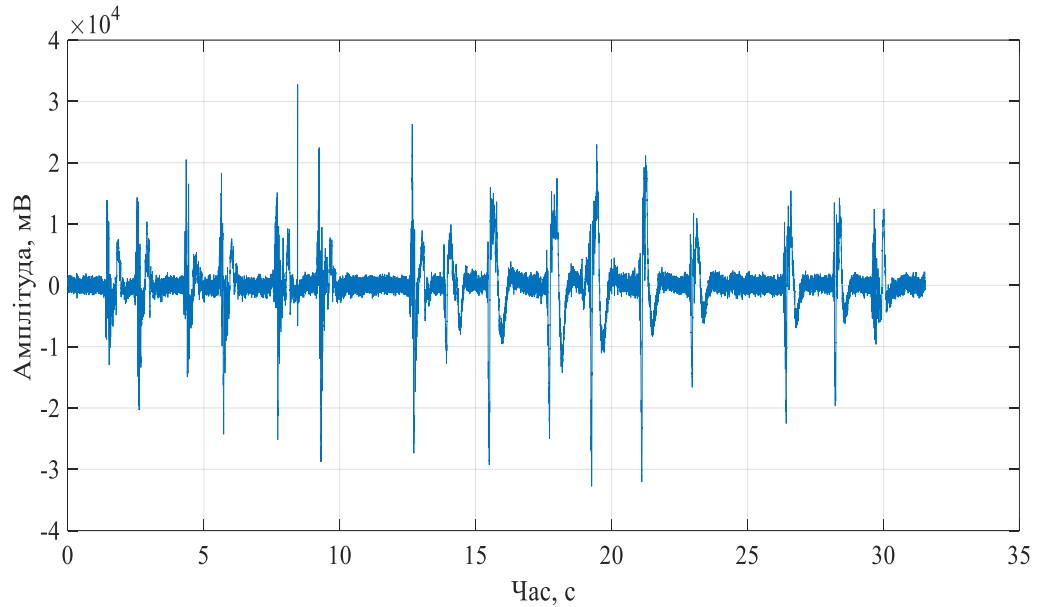


Рис. 3.4. Реєстрограма ЕМГ

З рис. 3.4 припущено, що в сигналі міститься значний рівень шуму. Для усунення його виконано фільтрацію сигналу з допомогою низькочастотного фільтра з допомогою функції filter (рис. 3.5).

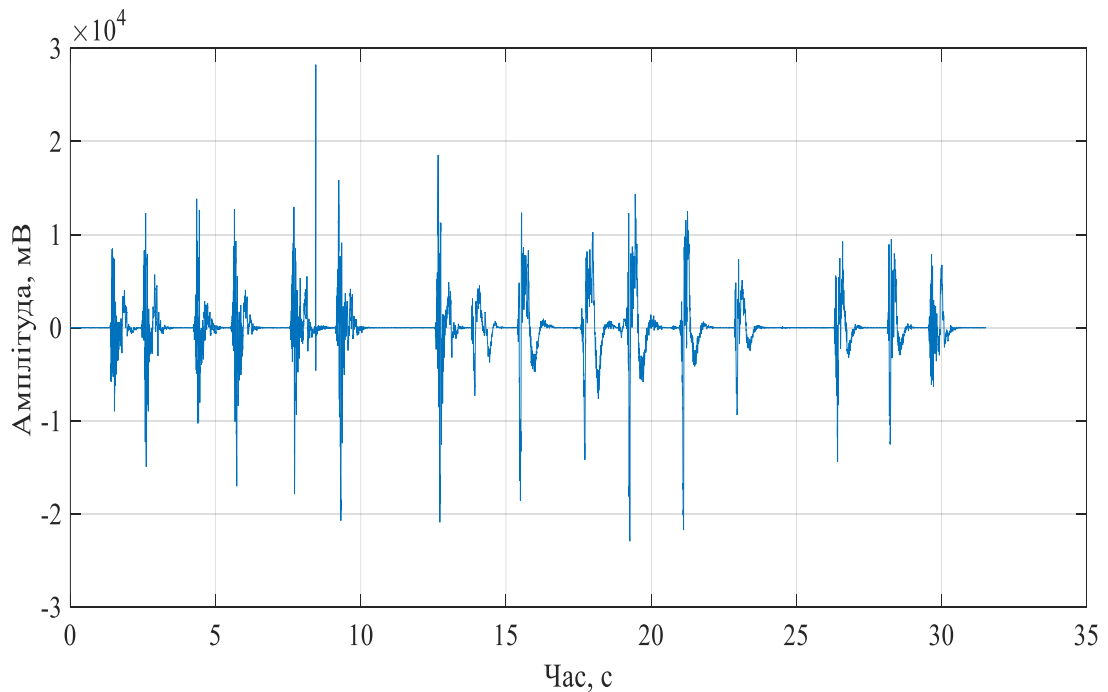


Рис. 3.5. Відфільтрована ЕМГ

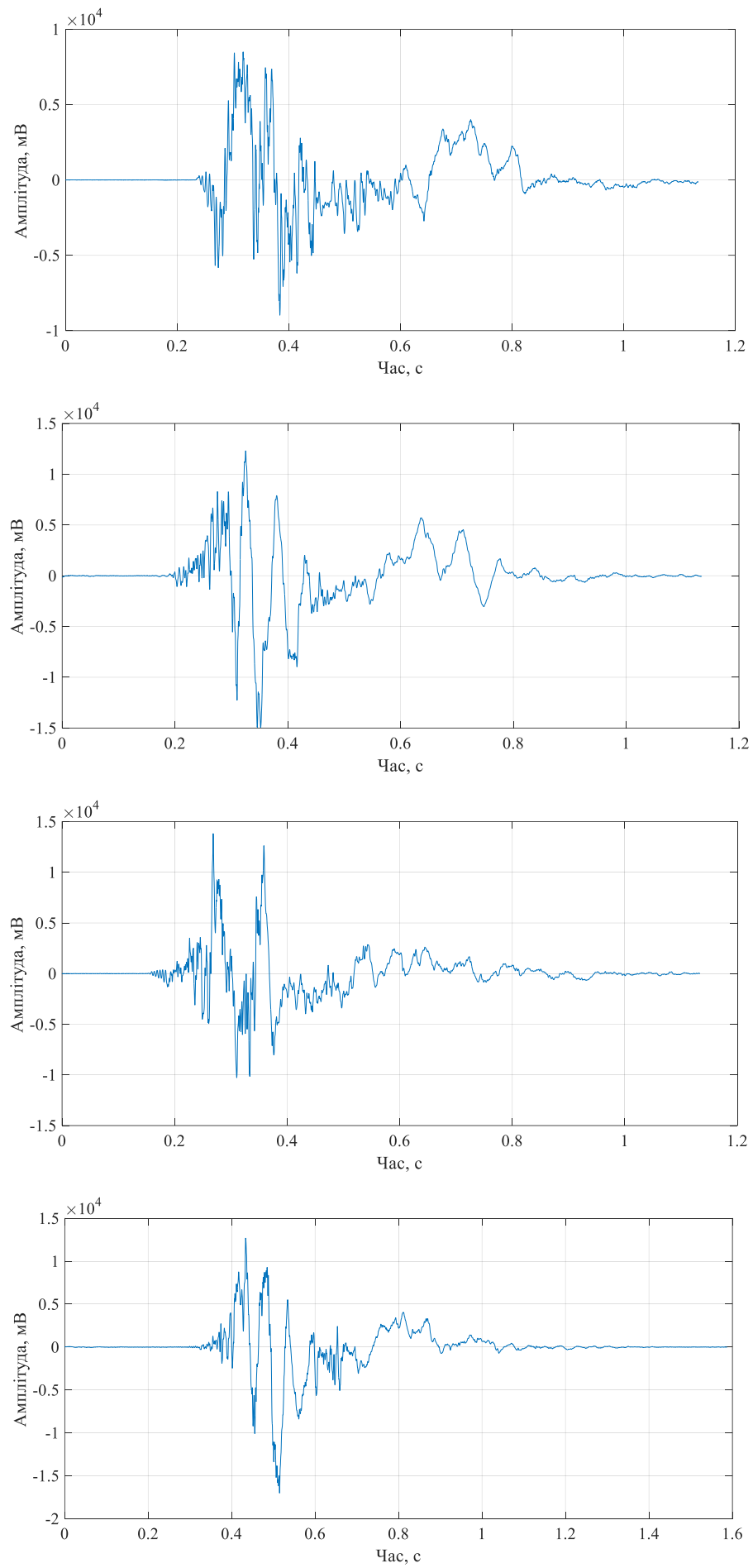


Рис. 3.6. Вибірки ЕМГ

Далі, ЕМГ сигнал було розділено на окремі ділянки, в яких проявляються ознаки згинань пальців. Ці ділянки мають співвідати ділянкам стаціонарності для кусковостационарного процесу. В межах кожної ділянки було побудовано спектри амплітуд, АКФ та спектрів потужності. Ці вибірки показані на рис. 3.6, а спектри ампліт – на рис. 3.7.

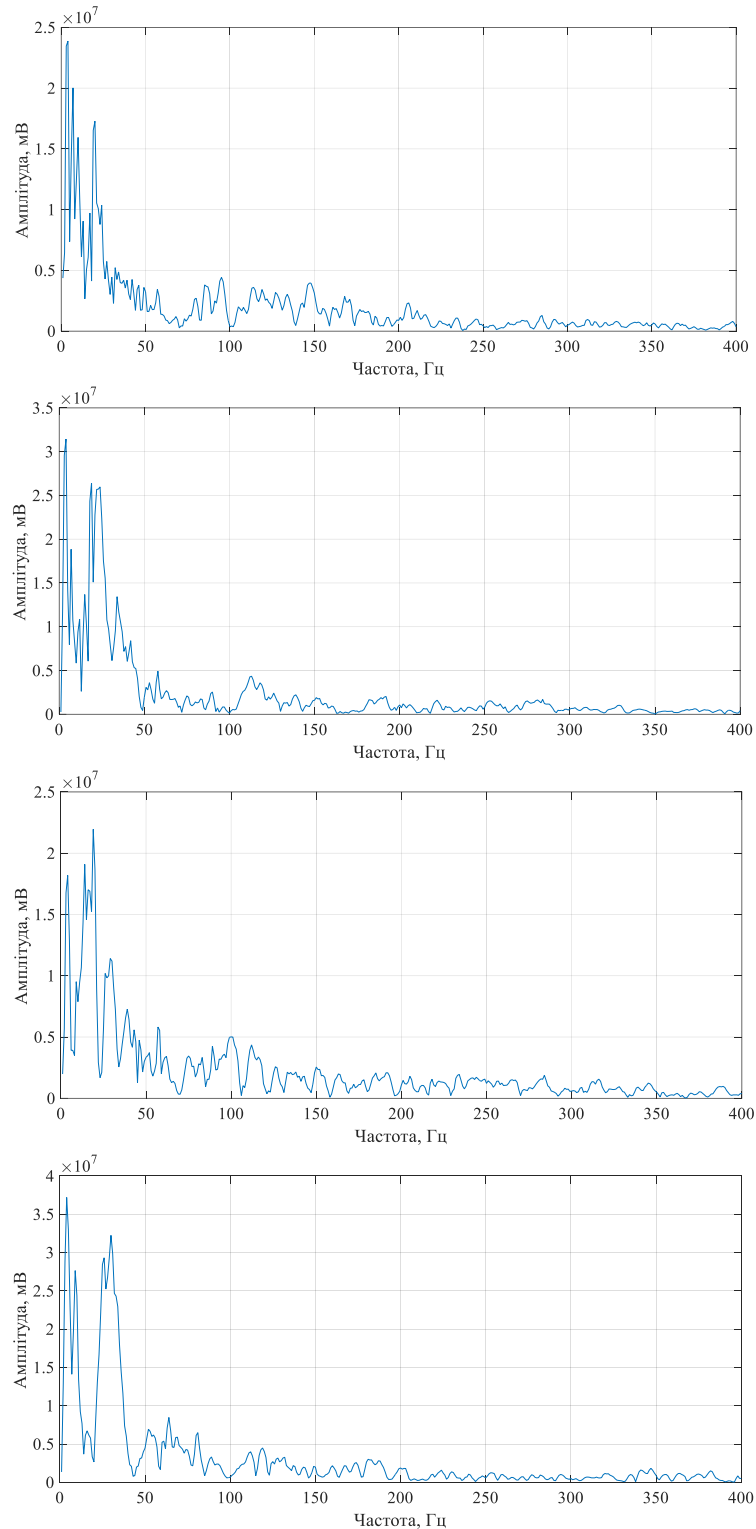


Рис. 3.7. Спектри амплітуд

Для обчислення спектрів амплітуд було використано наступну програму:

```
x=EMG;  
t=(0:(length(x)-1))./44100;  
figure(1);  
f=plot(t,x);  
xlabel('Час, с');  
ylabel('Амплітуда, мВ');  
grid on  
ff=abs(fft(x));  
figure(2);  
plot(ff(1:400));  
xlabel('Частота, Гц');  
ylabel('Амплітуда, мВ');  
grid on
```

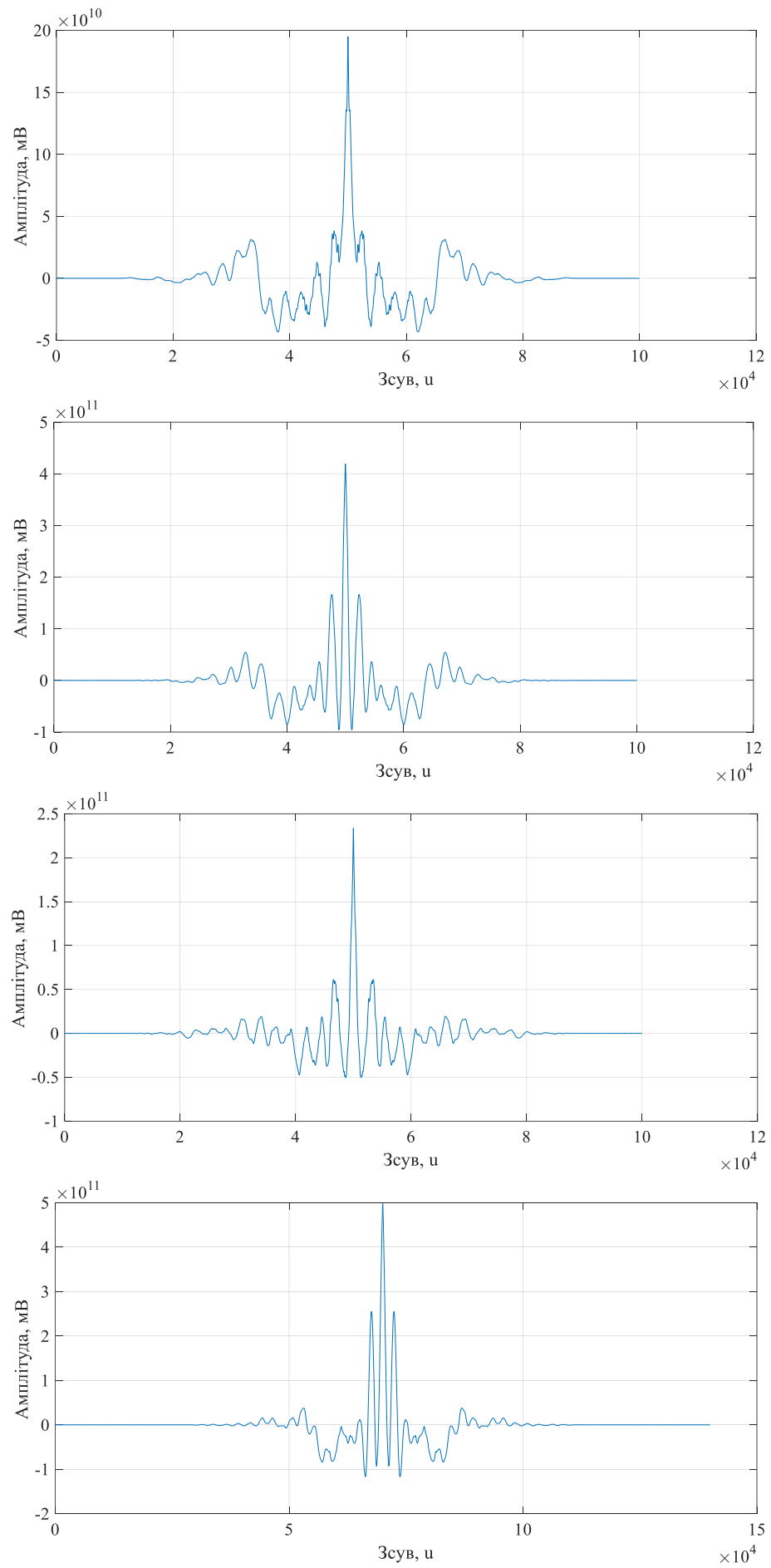


Рис. 3.8. Оцінки АКФ

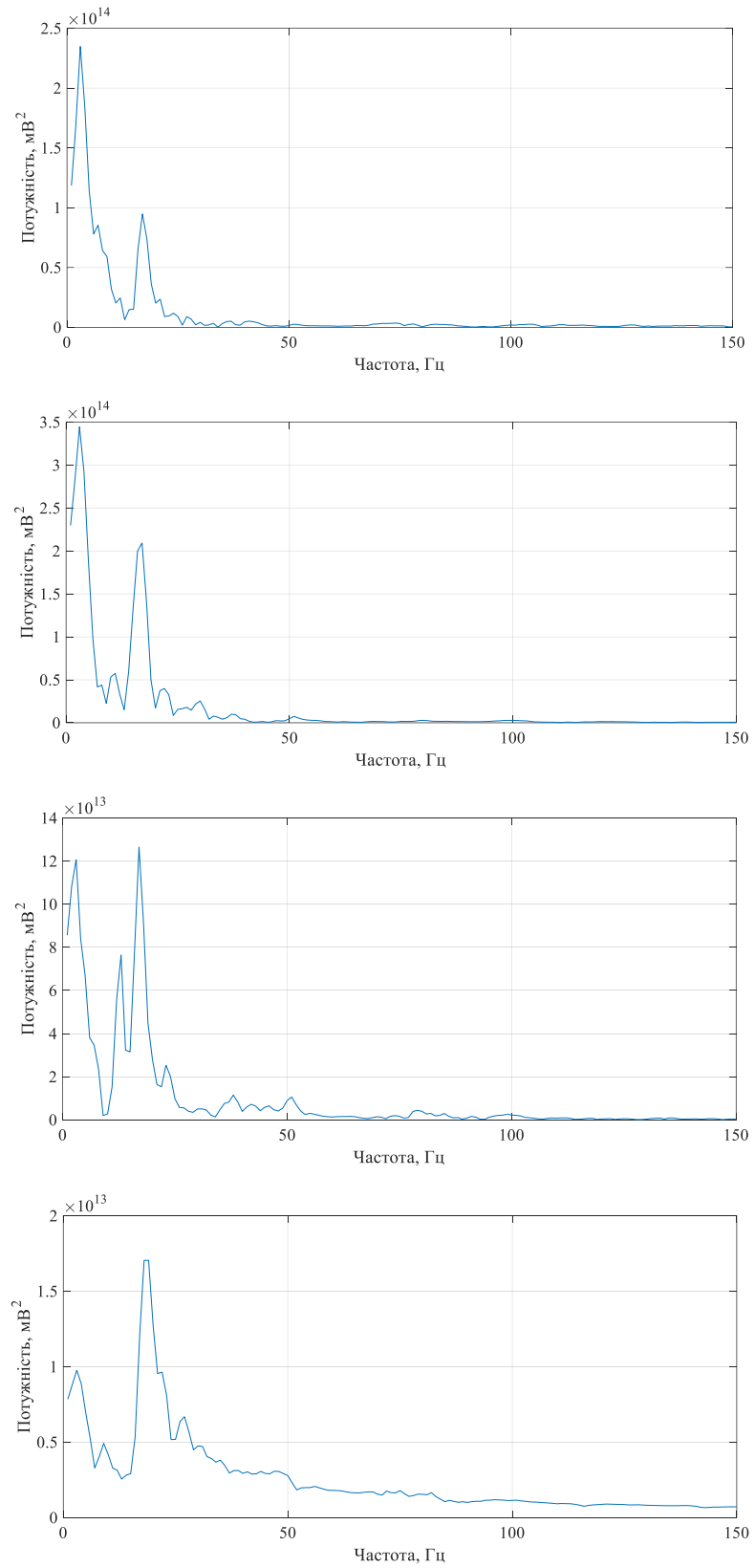


Рис. 3.9. Спектри потужності

Як видно з рис. 3.8 АКФ кожної реалізації ЕМГ сигналу є періодичною та зникаючою, відповідно сигнал в межах вибірки можна вважати стаціонарним процесом. Відповідно до рис. 3.9 потужність сигналу розміщується на тих самих частотах для різних вибірок ЕМГ.

В такий спосіб можна енергетичні характеристики такого сигналу. Для задачі біопротезування можна відповідно проводити ідентифікацію залишкових рухів.

3.3 Метод розпізнавання окремих рухів

На рис. 3.10 наведено вигляд ЕМГ сигналу при рухах двох типів: рух вказівного та великого пальця.

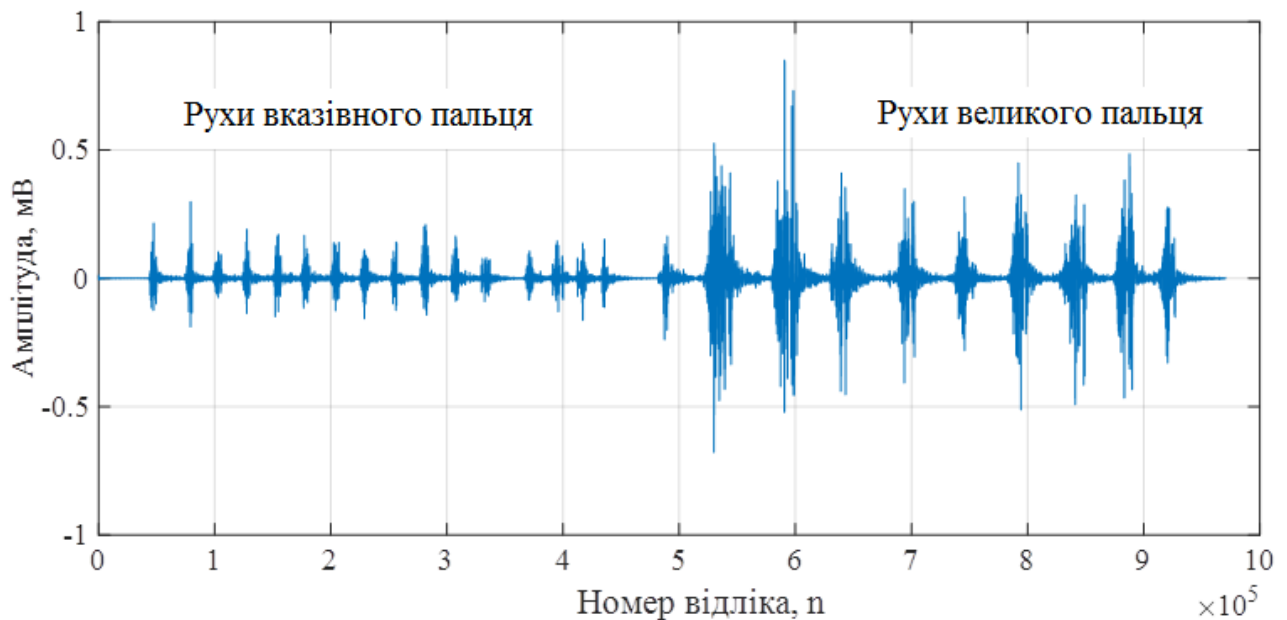


Рис. 3.10. ЕМГ сигнал із ознаками рухів окремих пальців

Як і в попередньому випадку було сформовано ділянки ЕМГ при різних згинаннях окремих пальців та побудовано відповідні їм спектри потужності.

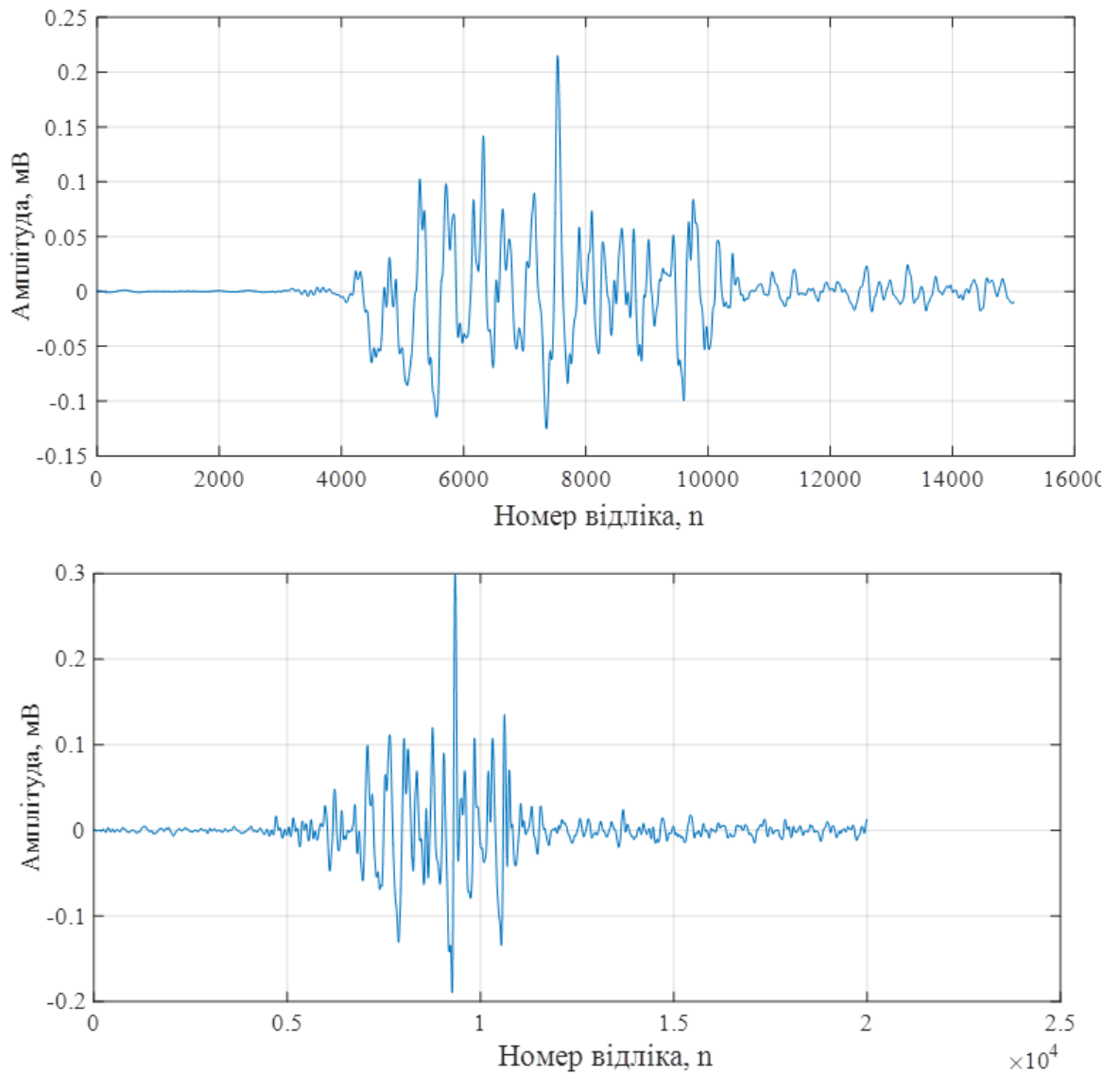
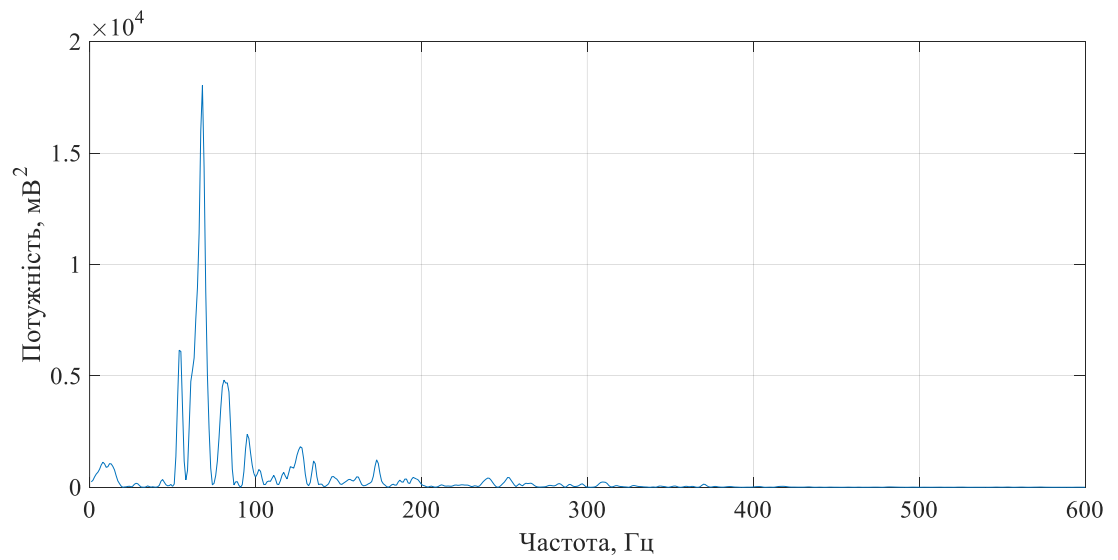


Рис. 3.11. Ділянки ЕМГ під час згинання вказівного пальця



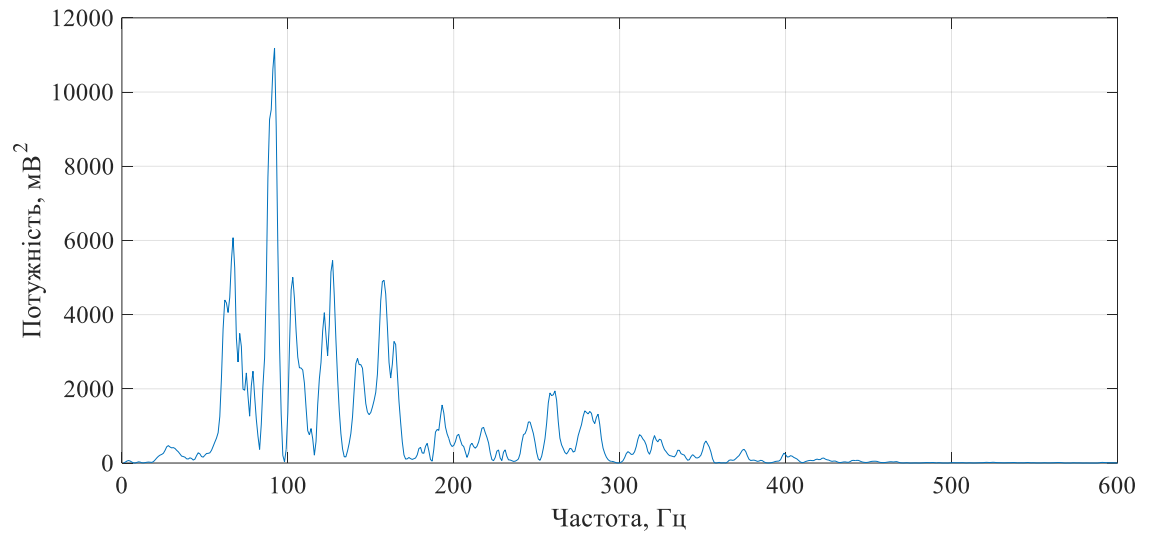


Рис. 3.12. Відповідні спектри потужності

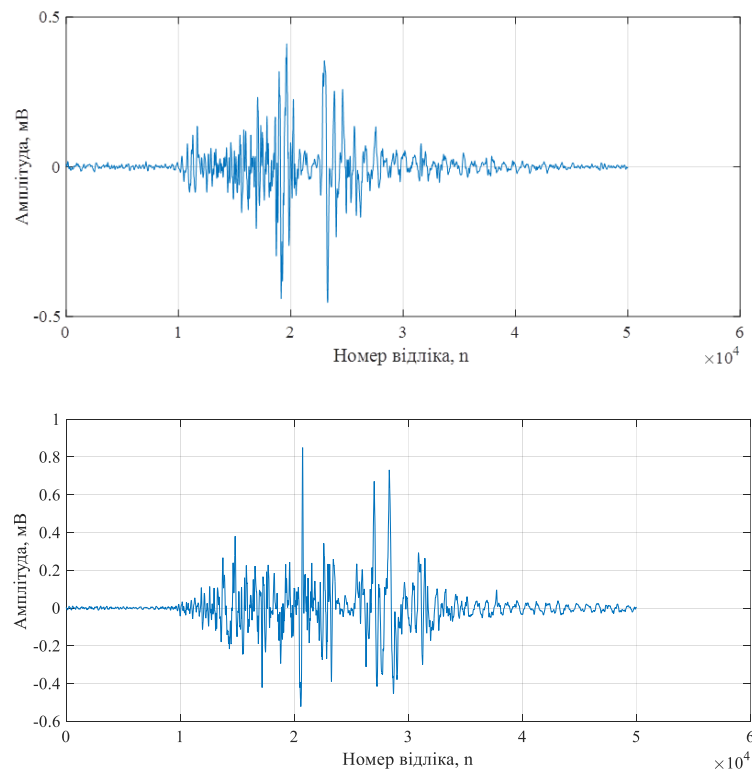


Рис. 3.13. Ділянки ЕМГ під час згинання великого пальця

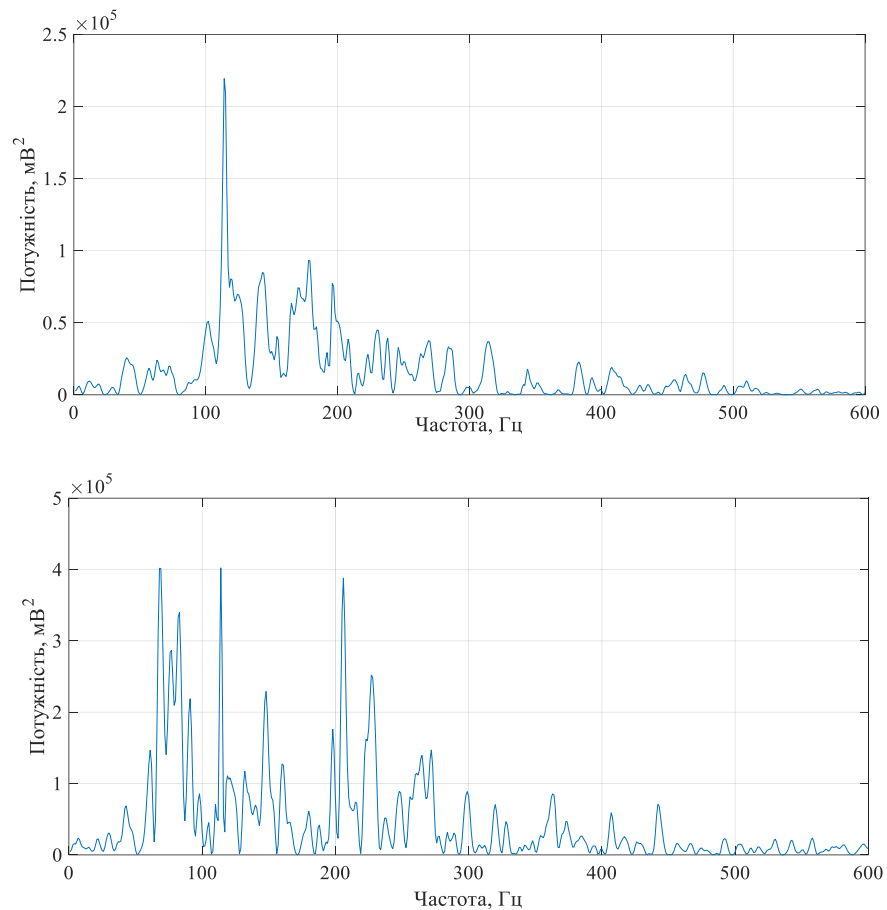


Рис. 3.14. Відповідні спектри потужності

На основі отриманих оцінок зроблено висновок, що вони придатні для ідентифікації окремих залишкових рухів, оскільки характеристики цих оцінок повторюються для вибірок сигналу для однотипних рухів і різняться для рухів різних пальців.

3.4 Висновки до розділу 3

Розглянуто особливості реєстрації ЕМГ сигналів та проведено їх відбір за допомогою одноразових поверхневих електродів.

Дальше цей сигнал було завантажено в середовище Matlab, де проведено його статистичну обробку.

Встановлено, що спектри потужності окремих ділянок ЕМГ, які є ділянками стаціонарності для випадку кусковостационарного процесу, придатні для розпізнавання різних рухів, оскільки характеристики цих оцінок

повторюються для вибірок сигналу для однотипних рухів і різняться для рухів різних пальців.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

Планування заходів з охорони праці. Види планування та контролю стану охорони праці. Виявлення, оцінка та зменшення ризиків небезпечних подій.

Метою планування заходів з охорони праці є визначення необхідних вкладень у заходи з охорони праці для ефективного впливу на стан охорони праці.

Система планів з охорони праці окремого підприємства може включати:

- перспективне планування (на період, більший одного року) ;
- поточне планування (на рік) ;
- оперативне планування (детальні плани, спрямовані на вирішення конкретних питань працезахоронної діяльності на підприємстві в короткостроковому, до одного року, періоді).

Планування в охороні праці може включати:

- визначення цілей діяльності з охорони праці на підприємстві та засобів їх досягнення;
- вибір методів і базових показників, за допомогою яких може здійснюватися оцінка необхідних вкладень в охорону праці;
- розрахунок суми вкладень у заходи з охорони праці та раціональний розподіл цієї суми за напрямками діяльності;
- забезпечення організації контролю виконання плану (при необхідності здійснення коригування запланованих показників) ;
- здійснення постійного контролю умов і безпеки праці на підприємстві та оперативне реагування на відхилення від нормативних вимог.

Перспективне планування вміщує найбільш важливі, трудомісткі і довгострокові за терміном виконання заходи з охорони праці, виконання яких, як правило, вимагає сумісної роботи кількох підрозділів підприємства.

Можливість виконання заходів перспективного плану повинна бути підтверджена обґрунтованим розрахунком необхідного матеріально-технічного забезпечення і фінансових витрат з зазначенням джерел фінансування.

До перспективних планів належить комплексний план покращення умов праці і санітарно-оздоровчих заходів, що передбачає створення, відповідно до нормативних актів з охорони праці, умов праці, пов'язаних з перспективними змінами підприємства. Таке планування, як правило, розраховане на термін від 2 до 5 років. Реалізація цих планів забезпечується через річні плани номенклатурних заходів з охорони праці, які вносяться до угоди, що є невід'ємною частиною колективного договору.

Поточне планування здійснюється у межах календарного року через розроблення відповідних заходів у розділі «Охорона праці» колективного договору.

Поточні плани передбачають реалізацію заходів із покращення умов праці, створення кращих побутових і соціальних умов на виробництві. Ці плани обов'язково забезпечуються фінансуванням згідно з розробленими кошторисами.

Питання охорони праці можуть віддзеркалюватися в інших поточних планах, які підприємства та організації можуть складати на вимогу трудових колективів:

- план соціального розвитку колективу;
- наукової організації праці;
- механізації важких і ручних робіт;
- охорони праці жінок;
- підготовки підприємства до робіт в осінньо-зимовий період;
- підвищення культури виробництва та ін.

Оперативне планування роботи з охорони праці здійснюється за підсумками контролю стану охорони праці в структурних підрозділах і на підприємстві в цілому.

Оперативні плани складаються для швидкого виправлення виявлених в процесі державного, відомчого і громадського контролю недоліків в стані охорони праці, а також для ліквідації наслідків аварій або стихійного лиха.

Оперативні заходи щодо усунення виявлених недоліків зазначаються безпосередньо у наказі власника підприємства, який видається за підсумками контролю, або у плані заходів, як додатку до наказу.

Організаційно-методичну роботу щодо складання перспективних, поточних та оперативних планів здійснює служба (спеціаліст) охорони праці.

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

Здійснення заходів щодо зниження дії радіоактивних випромінювань на радіоелектронну апаратуру зв'язку, радіомовлення і телебачення

Оцінка уразливості лабораторного блока живлення від радіоактивного забруднення і проникаючої радіації починається з визначення максимальних очікуваних значень рівня радіації і дози проникаючої радіації. За показник стійкості об'єкта приймається допустима доза радіації, яку можуть одержати люди за час робочої зміни.

Для характеристики радіоактивного забруднення застосовують ступінь (щільність) забруднення, який характеризується поверхневою щільністю забруднення радіонуклідами і вимірюється активністю радіонукліда на одиницю площі (об'єму). Основною дозиметричною величиною, за допомогою якої оцінюється дія радіації, є доза випромінювання - кількість енергії, яка поглинута одиницею маси опроміненого середовища. Експозиційна доза визначається тільки для повітря при гама і рентгенівському випромінюванні. Поглинута доза визначається для речовин. Місцевість, що забруднюється внаслідок радіаційної аварії, за щільністю забруднення радіонуклідами умовно поділяють на зони: зону відчуження, зону безумовного (обов'язкового) відселення, зону гарантованого (добровільного) відселення і зону підвищеного радіоекологічного контролю.

За дозами опромінення зону забруднення поділяють на наступні зони: надзвичайно-небезпечного забруднення, небезпечного забруднення, сильного забруднення, помірного забруднення, і зону радіаційної небезпеки.

Також радіоактивне забруднення буде безпосередньо впливати лабораторного блока живлення, але і на його конструкцію, оскільки, до його складу входять метічні провідники з ізоляційним покриттям, металічний корпус, пласмасові роз'єми і самі радіоелементи (резистори, транзистори, мікросхема, конденсатори, діод).

Органічні речовини вельми чутливі до радіації. Вплив радіації призводить до перетворення молекул, що супроводжується хімічними реакціями, що викликають незворотні зміни природи речовини і її механічних властивостей.

Перетворення супроводжується виділенням газів, які в поєднанні з вологою утворюють кислоти, які здійснюють шкідливий вплив на ізоляційні матеріали. Більшість пластмас отримує механічне пошкодження навіть при малих дозах радіації.

Фенолформальдегід і метилметакрилат стають крихкими і деформуються. Поліетилен і полістирол - спочатку збільшується опір розриву і твердість, а потім вони стають крихкими. Більшість пластмас темніє і знебарвлюється. Просочення і ізоляційні масла псуються, як і оргматеріали. Синтетичний каучук і кремнійорганічна гума твердіють

Зміна електричних властивостей органічних речовин (провідність, діелектрична проникність, кут втрат) має оборотний характер. Час відновлення залежить від природи матеріалу та умов опромінення.

На неорганічні речовини (матеріали) радіація впливає менше, ніж на органічні. При опроміненні нейтронами можливо об'ємне розширення. Кварц і скло втрачають прозорість при великих дозах.

Вплив радіації на напівпровідниковий діод залежить від того, який ефект використаний в основі його роботи, виду матеріалу, питомого опору його, а також конструктивних особливостей діода. Оскільки в підсилювачі використані лише кремнієві діоди то розглянемо лише їхню реакцію.

Під впливом нейтронної радіації провідність точково-контактних діодів зменшується в прямому і зворотному напрямках; у площинних діодів провідність у прямому напрямку також зменшується. Пошкодження діодів обумовлюється зміною характеристик провідності в прямому напрямку. Вплив γ -опромінення викликає оборотні зміни зворотного струму.

Характеристика впливу радіоактивного забруднення на транзистор. Вплив опромінення викликає порушення кристалічної решітки матеріалу (основний ефект) і іонізацію (вторинний ефект). Внаслідок цього змінюються параметри напівпровідникових матеріалів – час життя основних носіїв, питома провідність, швидкість поверхневої рекомбінації дірок з електронами. Внаслідок зміни вищевказаних параметрів зменшується коефіцієнт підсилення по струму, збільшується зворотний струм колектора, зростають шуми транзистора.

Іонізація, створювана радіацією, інжектується надлишок носіїв у транзистор, внаслідок чого виникають значні шуми. Зміна коефіцієнта посилення є незворотнім, а зміни зворотного струму можуть бути оборотними і необоротними. Як бачимо змінюється основний із електричних параметрів підсилювача – коефіцієнт підсилення, а отже вихідна потужність.

Потрібно зазначити, що більшу радіаційну стійкість мають германієві транзистори в порівнянні з кремнієвими.

До основних методів захисту радіоелектронної апаратури відносять такі конструктивні рішення:

- правильно підбирати і розташовувати елементи;
- ширше використовувати керамічні ізолятори в частинах перемикачів, роз'ємах, гніздах і т.д.;
- застосовувати склотканина та інші неорганічні матеріали для манжет, кабельної ізоляції тощо;
- застосування елементів з неорганічних матеріалів, слюдяних і керамічних конденсаторів;
- застосовувати плівкові і металопленочні опору;

- ретельно продумувати схему розташування, для зменшення струмів витоку і пробую;
- екранувати найбільш чутливі елементи;
- правильно вибирати матеріали деталей конструкції;
- правильно вибирати напівпровідникові прилади (надавати перевагу германієвим).
- Для захисту від γ - променів добре екранують, захищають - свинець, вісмут, вольфрам, золото, платина, ртуть і деякі інші важкі матеріали.

4.3 Висновки до розділу

В розділі «Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях» розглянуто планування заходів з охорони праці. Види планування та контролю стану охорони праці. Виявлення, оцінка та зменшення ризиків небезпечних подій. Також описано заходи щодо зниження дії радіоактивних випромінювань

ВИСНОВКИ

Розглянуто загальні принципи протезування верхніх кінцівок та показано основні напрямки розроблення біонічних протезів із активним керуванням на основі опрацювання різних типів біосигналів, зокрема міоелектричних. При цьому проаналізовано способи та засоби реєстрації таких біосигналів та конструктивні особливості електродів.

Проаналізовано конструкції найпоширеніших біонічних протезів та особливості реєстрації біосигналів для їхнього керування. Встановлено, що більшість з них працюють на основі відбору та опрацювання поверхневих ЕМГ сигналів, через простоту самих електродів, методів реєстрації, неінвазивність та низьку вартість. Однак для забезпечення надійного контролю протезом та можливості виконання великої кількості захватів і рухів необхідним є розроблення чи обґрунтування вибору адекватної математичної моделі таких сигналів і методу їхнього опрацювання для формування відповідних сигналів керування елементами протеза.

Розглянуто природу ЕМГ сигналів, їх структуру, поняття потенціалу дії та рухової одиниці. Розглянуто підходи до аналізу ЕМГ, їх часові, частотні та енергетичні параметри, а також типи структурних артефактів, які потрібно враховувати для унеможливлення виконання протезом хибних рухів.

Проаналізовано методи матопису таких сигналів, зокрема розглянуто подання як стаціонарного процесу та відповідних методів аналізу. Показано перспективи такого подання та інформативність отриманих результатів опрацювання для задачі керування біонічним протезом. Однак така модель має обмеження стосовно аналізу часової структури сигналів та присутньої повторюваності.

Для цього можливим є застосування більш широкого класу стаціонарних процесів, а саме кусковостаціонарних випадкових процесів. Тоді частини ЕМГ з ознаками рухів пальців вважатимуться стаціонарними з відмінними

параметрами та характеристиками для таких же ділянок при виконанні інших типів рухів. В такий спосіб можна виправдати застосування відомих методів теорії стаціонарних сигналів.

Розглянуто особливості реєстрації електроміографічних сигналів та проведено їх відбір за допомогою одноразових поверхневих електродів.

Далі цей сигнал було завантажено в середовище Matlab, де проведено його статистичну обробку.

Встановлено, що спектрипотужності окремих ділянок ЕМГ, які є ділянками стаціонарності для випадку кусковостаціонарного процесу, придатні для розпізнавання різних рухів, оскільки характеристики цих оцінок повторюються для вибірок сигналу для однотипних рухів і різняться для рухів різних пальців.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. <https://zakon.rada.gov.ua/laws/main/518-2014-%D0%BF>
2. <https://en.wikipedia.org/wiki/Prosthesis>
3. Savchuk A.V., Popov A.O. Metody ta zasoby intelektual'noho upravlinnya protezamy verkhnikh kintsivok. ElectronCommun, Biomedychni prylady ta systemy, 2017. Vol.22, №2. Pp. 33-42. [In Ukrainian].
4. Francesco V. Tenore and R. Jacob Vogelstein. Revolutionizing Prosthetics: Devices for Neural Integration. - JOHNS HOPKINS APL TECHNICAL DIGEST, 2011. Vol.30, №3. Pp. 230-239.
5. Chernyshov A.A., Mustetsov N.P. Alhorytm keruvannya funktsional'nym protezom ruky. Systemy obrobky informatsiyi, 2014. № 6 (122). Pp. 167-172. [In Ukrainian]
6. <https://www.ottobock.eu>.
7. Дозорський В.Г., Кубашок А.В. Задача біокерованого протезування кисті руки. Збірник тез доповідей Міжнародної науково-практичної конференції «Перспективи розвитку науки, освіти та суспільства в Україні та світі» - Полтава, 20 травня 2022 р.- с. 48-49.
8. Vasil Dozorskyi, Leonid Dediv, Serhii Kovalyk, Oksana Dozorska, Iryna Dediv. Design of the endoskeleton of a biocontrolled hand prosthesis. Scientific Journal of TNTU. Tern.: TNTU, 2024. Vol 115. No 3. P. 100–111. DOI: 10.33108/visnyk_tntu
9. Vasil Dozorskyi, Vasyl Martsenyuk, Oksana Dozorska, Leonid Dediv, Nataliya Klymuk. (2024). The concept of developing the structure of a highly functional bionic hand prosthesis based on IoT technologies. Proceedings of the 1st international workshop on “Bioinformatics and Applied Information Technologies” (BAIT-2024). Volume 3842, 2024, Pages 268-280.

10. Є.Б. Яворська, В.Г. Дозорський, О.Ф. Дозорська. Конструкція ендоскелета біокерованого протеза кисті руки. III Міжнародна науково-технічна конференція
11. “Перспективи розвитку машинобудування та транспорту – 2023” 01 – 03 червня 2023 р. Вінниця, ВНТУ. 3 с.
12. Л.Є. Дедів, В.Г. Дозорський, С.В. Ковалик, В.А. Кукурудза. Рука-маніпулятор для роботизованої хірургії. XXIV International scientific and practical conference «Modern Scientific Challenges are the Driving Force of the Development of Scientific Research»(May 22-24, 2024) Bruges, Belgium. International Scientific Unity, 2024. 237 p. ISBN 978-617-8427-16-0.
13. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges / T. D. Ngo [et al.]. Composites Part B: Engineering, 2018. Dec.(143). Pp. 172–196.
14. Wohlers Report. 3D Printing and Additive Manufacturing. Global State of the Industry / I. Campbell [et. al]. Wohlers Associates. 380 p.
15. Birbara N. S., Otton J. M., Pather N. 3D Modelling and Printing Technology to Produce Patient-Specific 3D Models. Heart, Lung and Circulation. 2019. № 2 (28). P. 302–313.
16. Chen J. H., Gariel M. A Roadmap from Idea to Implementation — 3D Printing for Pre-Surgical Applications. San-Francisco. 3DHEALS, 2015. Pp. 1–80.
17. Poster 160: Custom-made 3D Printed Finger Prosthetics with Haptic Feedback / M. E. Steely [et al.]. Elsevier, 2018. 54 p.
18. Hull C. W., Calif A. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography : US Patent US : 4575330 A. 1986.
19. Gebhardt A., Hötter J.-S. Additive Manufacturing: 3D Printing for Prototyping and Manufacturing. Munich : Hanser Publishers, 2016. 591 p.
20. Jacob Segil. HANDBOOK OF BIOMECHATRONICS. Academic Press is an imprint of Elsevier. 2019, Elsevier Inc., 603 p.

21. Vyacheslav Nykytyuk, Vasyl Dozorskyi, Oksana Dozorska. Detection of biomedical signals disruption using a sliding window. Scientific journal of the Ternopil National Technical University. 2018. Vol. 91. № 3. P. 125–133.
22. Кузнецов Ю. М. Прогнозування розвитку технічних систем / [Ю. М. Кузнецов, Р. А. Склярів]; під заг. ред. Ю. М. Кузнецова. – К. : ТОВ «ЗМОК». – ПП «ГНОЗІС», 2004. – 323 с.
23. Попадюха Ю. А. Сучасні роботизовані комплекси, системи та пристрої у реабілітаційних технологіях: Навч. посіб. / Ю.А.Попадюха.. – К.: Центр учбової літератури, 2017. – 324с.
24. Попадюха Ю.А. Сучасні комп'ютеризовані комплекси та системи у технологіях фізичної реабілітації : Навч. посібник / Ю.А. Попадюха. – К.:Центр учбової літератури, 2018. – 300 с.
25. 6. HANDBOOK OF BIOMECHATRONICS / Jacob Segil. Academic Press is an imprint of Elsevier. 2019, Elsevier Inc., 603 p.
26. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 120 с. ISBN 978-617-574-218-1
27. Дозорська О. Ф., Яворська Є. Б., Дозорський В. Г., Дедів Л. Є. і Дедів І. Ю. «The Method of the Main Tone Detection in the Structure of Electromyographic Signals for the Task of Broken Human Communicative Function Compensation», VISNYK NTUU KPI SERIIA-RADIOTEKHNIKA RADIOAPARATOBUDUVANNIA, (81), 2020p. с. 56-64.
28. Математичне моделювання, методи та програмне забезпечення опрацювання дихальних шумів у комп'ютерних аускультативних діагностичних системах / І.Ю. Дедів, А.С. Сверстюк, Л.Є. Дедів, В.Г. Дозорський, М.О. Хвостівський. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 126 с. ISBN 978-617-574-219-8
29. Oksana Dozorska, Evhenia Yavorska, Vasil Dozorskyi, Vyacheslav Nykytyuk, Leonid Dediv (2020). The Method of Selection and Pre-processing of

Electromyographic Signals for Bio-controlled Prosthetic of Hand. Proc. of the 2020 IEEE 15th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT), 23-26 September 2020, (pp.188–192). Lviv-Zbarazh, Ukraine.

30. Vasil Dozorskyi, Iryna Dediv, Sofiia Sverstiuk, Vyacheslav Nykytyuk, Andrii Karnaukhov. The Method of Commands Identification to Voice Control of the Electric Wheelchair. Proceedings of the 1st International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2023). Ternopil, Ukraine, June 14-16, 2023. Pp. 233-240.

31. Nykytyuk, V., Dozorskyi, V., Kunanets, N., Pasichnyk V., Matsiuk, O., Bodnarchuk, I. Electrical probe-signal processing and criterion for the determination of time parameters of the teeth filling material polymerization process in dentistry. 4th International Conference on Informatics and Data-Driven Medicine, IDDM 2021. Valencia, 19-21 November 2021. CEUR Workshop Proceedings. Vol. 3038, pp. 54-63.

32. Дозорський В.Г., Дозорська О.Ф., Гевко О.В. Система реєстрації біопотенціалів для електроенцефалографічних досліджень. “Перспективні технології та прилади”. Галузь науки: технічні (17.03.2020), Категорія: Б. Луцьк. - 2023. Випуск 22. С. 45-54.

33. Palamar A., Pettai E., Beldjajev V. Control System for a Diesel Generator and UPS Based Microgrid. Scientific Journal of Riga Technical University. Power and Electrical Engineering. 2010. Vol. 27. P. 47-52.

34. Автоматизація виробничих процесів : навч. посіб. / Проць Я. І., Савків В. Б., Шкодзінський О. К., Ляшук О. Л. Тернопіль : ТНТУ ім. І.Пулюя, 2011. 344с.

35. Драган Я.П., Яворський Б. І., Яворська Є. Б. Концепції і принципи побудови моделей для означення метрологічних характеристик ритміки кардіосигналів. Вісник нац. унів. “Львівська політехніка”: зб. наук. пр. Львів: Національний університет “Львівська політехніка”, 2002. № 443. С. 200-205.

36. Паламар М. І., Стрембіцький М. О., Паламар А. М. Проектування комп'ютеризованих вимірювальних систем і комплексів : навч. посіб. Тернопіль : ТНТУ, 2019. 150 с.

37. Яворський Б. І. Математичні основи радіоелектроніки. Частина І. Тернопіль: ТПІ імені Івана Пулюя. 1996. 184 с.

38. Безпека в надзвичайних ситуаціях. Методичний посібник для здобувачів освітнього ступеня «магістр» всіх спеціальностей денної та заочної (дистанційної) форм навчання / укл.: Стручок В. С. Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2022. 156 с.

ДОДАТКИ

УДК 612.741.1:519.218

Леонід Дедів, канд. техн. наук, доц., Володимир Варварчук, Сергій Ковалик
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПОВЕРХНЕВИХ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ ДЛЯ ЗАДАЧІ БІОПРОТЕЗУВАННЯ

Leonid Dediv, Ph.D, Assoc. Prof., Volodymyr Varvarchuk, Sergii Kovalyk
MATHEMATICAL MODELING OF SURFACE ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS FOR THE PROBLEM OF BIOPROSTHESIS

Сьогодні біонічний протез кисті руки з технічної точки зору є витвором мистецтва, однак залишається інструментом, призначеним для максимально можливої компенсації функцій втраченої кінцівки. Для керування цим інструментом потрібна інформація, при чому в достатній кількості, оскільки за її недостатності пацієнт не зможе використовувати в необхідній мірі функціонал доступних можливостей протеза. Сьогодні особлива увага приділяється вивченню біоелектричних процесів, що відбуваються під час скорочення м'язових волокон. Виявлені закономірності дозволяють використовувати ці сигнали для керування електричними двигунами протезів. Власне вибір джерела інформації безпосередньо впливає те, якими засобами цю інформацію буде отримано. На даний момент з метою керування протезами верхніх кінцівок розглядають використання біоелектричних сигналів скелетної мускулатури, периферичних нервів та структур головного мозку.

На основі аналізу конструкцій найпоширеніших біонічних протезів та особливостей реєстрації біосигналів для їхнього керування встановлено, що більшість з них працюють на основі відбору та опрацювання поверхневих електроміографічних сигналів, що пояснюється простотою самих електродів, методів реєстрації, неінвазивністю та низькою вартістю. Однак, для забезпечення надійного контролю протезом та можливості виконання великої кількості захватів і рухів необхідним є розроблення чи обґрунтування вибору адекватної математичної моделі таких сигналів і методу їхнього опрацювання для формування відповідних сигналів керування елементами протеза. Власне на основі моделі та методу опрацювання можливим стає розроблення алгоритмів керування виконавчими елементами протеза і, за можливості, розширення його функціональних можливостей. Таким чином, задача обґрунтування вибору математичної моделі та методу опрацювання поверхневих електроміографічних сигналів для задачі біопротезування є актуальною.

Проаналізовано відомі математичні моделі та методи опрацювання електроміографічних сигналів, зокрема розглянуто подання такого типу сигналів як стаціонарного випадкового процесу а також методів спектрального та кореляційного аналізу. Встановлено, що така модель має обмеження стосовно аналізу часової структури сигналів та присутньої повторюваності.

Для цього можливим є застосування окремого класу стаціонарних процесів, а саме кусково стаціонарних випадкових процесів. При цьому ділянки електроміографічного сигналу, на яких присутні ознаки виконання окремих рухів пальців, вважатимуться стаціонарними з відмінними параметрами та характеристиками для таких же ділянок при виконанні інших типів рухів. В такий спосіб виправдано застосування до опрацювання електроміографічних сигналів методів теорії стаціонарних випадкових процесів.

Текст програми опрацювання електроміографічних сигналів

```
k=wavread('2sign_pisla_filt');  
figure(1);  
plot(k)  
grid on  
xlabel('Час, с');  
ylabel('Амплітуда, мВ');  
figure(2);  
plot(k(570000:620000))  
grid on  
xlabel('Час, с');  
ylabel('Амплітуда, мВ');  
gg=xcorr(k(570000:620000));  
g=abs(fft(gg));  
figure(3);  
ggg=g(1:600);  
plot(ggg)  
grid on  
xlabel('Частота, Гц');  
ylabel('Потужність, мВ^2');  
pp=cov(ggg)./1000000
```