

АНОТАЦІЯ

Ковалик С.В. Система відбору електроміографічних сигналів для задачі біопротезування кисті руки. – Рукопис. Кваліфікаційна робота магістра, Тернопільський національний технічний університети імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2019.

Кваліфікаційну роботу магістра присвячено обґрунтуванню структури системи відбору електроміографічних сигналів з поверхні передпліччя для задачі формування сигналів керування виконавчими елементами протеза кисті руки. Запропоновано структуру поверхневих активних електродів та схемо-технічні рішення виконання кіл попереднього підсилення електроміографічних сигналів.

Ключові слова: біокерований протез, електроміографічний сигнал, електрод.

ANNOTATION

Kovalik S.V. Electromyographic signal selection system for the problem of bioprosthetics of the hand. - Manuscript. Qualifying Work, Ivan Puluj Ternopil National Technical University, Ternopil, 2018.

The master's qualification work is devoted to the substantiation of the structure of the electromyographic signal selection system from the surface of the forearm for the task of forming the control signals of the executive elements of the prosthesis of the hand. The structure of surface active electrodes and circuit-technical solutions for performing circles of pre-amplification of electromyographic signals are proposed.

Keywords: bio-controlled prosthesis, electromyographic signal, electrode.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. ЗАДАЧА БІОКЕРОВАНОГО ПРОТЕЗУВАННЯ КИСТІ РУКИ....	11
1.1 Задача протезування кисті руки	11
1.2 Загальні принципи протезування	11
1.3 Класифікація способів протезування. Пасивні протези	12
1.4 Класи активних протезів.....	13
1.5 Класи активних протезів	14
1.6 Висновки до розділу 1.....	30
РОЗДІЛ 2. БІОКЕРОВАНЕ ПРОТЕЗУВАННЯ НА ОСНОВІ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ.....	32
2.1 Організація принципів біопротезування.....	32
2.2 Генезис електроміографічних сигналів.....	32
2.3 Поняття та фізичний зміст рухової одиниці.....	35
2.4 Аналіз типів конструкцій та особливостей електродів для відбору біосигналів.....	39
2.5 Задача розроблення конструкції активних електродів для відбору ЕМГ сигналів.....	45
2.6 Висновки до розділу 2.....	46
РОЗДІЛ 3. РОЗРОБЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЇ ЕЛЕКТРОДІВ ДЛЯ ВІДБОРУ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ.....	48
3.1 Способи реєстрації ЕМГ сигналів	48
3.2 Обґрунтування конструкції електродів.....	49
3.3 Інтеграція попереднього підсилювача в структуру конструкції електрода	50
3.4 Вибір типу матеріалу для виготовлення електрода.....	51
3.5 Висновки до розділу 3.....	53
РОЗДІЛ 4. СХЕМО-ТЕХНІЧНІ РІШЕННЯ ВИКОНАННЯ СИСТЕМИ ВІДБОРУ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ.....	54

4.1 Обґрунтування структурної схеми системи для відбору ЕМГ сигналів	54
4.2 Аналіз відібраних ЕМГ сигналів в середовищі Matlab.....	55
4.3 Висновки до розділу 4.....	57
РОЗДІЛ 5. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....	59
5.1 Методика проведення медико-біологічних досліджень.....	59
5.2 Обґрунтування вибору УДК напряму наукового дослідження.....	64
РОЗДІЛ 6. ОБґРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ.....	67
6.1 Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи.....	67
6.2 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	68
6.3 Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи.....	73
6.4 Висновки до розділу 6.....	77
РОЗДІЛ 7. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	78
7.1 Охорона праці.....	78
7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	79
РОЗДІЛ 8. ЕКОЛОГІЯ.....	84
8.1 Актуальність охорони навколишнього середовища.....	84
8.2 Забруднення, що виникають при виготовленні системи відбору електроміографічних сигналів, і шляхи їх зменшення.....	84
8.3 Електромагнітне забруднення довкілля, викликане роботою системою відбору електроміографічних сигналів.....	88
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	89
Бібліографія.....	91
ДОДАТКИ	

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АЦП – аналого-цифровий перетворювач;

АПК – апаратно-програмний комплекс;

ЕТСС – енергетична теорія стохастичних сигналів;

ПК – персональний комп'ютер;

ШПФ – швидке перетворення Фур'є;

ЕМГ – електроміографія.

ВСТУП

Актуальність роботи. Враховуючи значне зростання кількості людей із ампутованою кінцівкою, зокрема постраждалих в зоні проведення антитерористичної операції військовослужбовців, є максимально повне відновлення функціональних можливостей кінцівки шляхом протезування. Згідно статистичних даних більше 50% від загальної кількості випадків протезування припадають на протезування після ампутування верхньої кінцівки на рівні передпліччя, при цьому в Україні більше 12 тис. осіб потребують протезування кисті руки. Щорічно цей показник зростає, зокрема у осіб, які постраждали внаслідок проведення бойових дій на сході України.

Однак, на ринку протезного обладнання практично відсутні високофункціональні біокеровані протези кисті руки вітчизняного виробництва. Це пов'язано із складністю забезпечення необхідної кількості окремих рухів протеза, яка визначається засобами відбору та методами опрацювання біосигналів, що зареєстровані із ділянок усічених м'язів кукси (частини кінцівки, що залишилася після ампутації), які є залишковими сигналами електричної активності м'язів втраченої кінцівки – електроміографічних (ЕМГ) сигналів.

При цьому актуальним є розроблення ефективних засобів відбору, оскільки від якості зареєстрованих біосигналів залежатиме кількість відтворюваних протезом рухів а також їхня точність та швидкість.

Метою роботи є: розробка системи відбору електроміографічних сигналів для задачі біопротезування кисті руки. Для досягнення поставленої мети потрібно вирішити такі завдання:

- провести аналіз існуючих високофункціональних протезів кисті руки та аналіз способів відбору біосигналів у них;
- проаналізувати особливості непрямих методи відбору біомедичних сигналів з метою пристосування їх до задачі відбору електроміографічних сигналів у структурі протеза кисті руки;
- запропонувати структуру активних електродів та способи її реалізації;

- запропонувати схему відбору електроміографічних сигналів з поверхні передпліччя для задачі формування сигналів керування біопротезом.

Об'єкт дослідження: процес відбору електроміографічних сигналів для задачі біопротезування.

Предмет дослідження: система відбору електроміографічних сигналів, її структура та параметри для відбору електроміографічних сигналів.

Наукова новизна результатів: полягає в обґрунтуванні структури активних голчастих електродів із заокругленими вершинами голок, що забезпечить надійний контакт електрода із поверхнею шкіри пацієнта.

Апробація результатів дослідження. За матеріалами кваліфікаційної роботи магістра опубліковано тези доповідей на VII науково-технічній конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя «Інформаційні моделі, системи та технології».

РОЗДІЛ 1

ЗАДАЧА БІОКЕРОВАНОГО ПРОТЕЗУВАННЯ КИСТІ РУКИ

1.1 Задача протезування кисті руки

За даними Міністерства соціальної політики України [1]: «... протезування та ортезування виробами підвищеної функціональності за новітніми технологіями та технологіями виготовлення, які відсутні в Україні, окремих категорій громадян, які брали участь в антитерористичній операції та/або забезпеченні її проведення і втратили функціональні можливості кінцівки або кінцівок» є актуально важливим питанням в області реабілітаційної біомедичної інженерії. Згідно статистичних даних більше 50% від усіх можливих випадків протезування припадають на протезування верхніх кінцівок, зокрема на рівні передпліччя. При цьому, в Україні більше 12 тис. осіб потребують протезування кисті руки. Щорічно цей показник зростає [1].

Тому, актуальною для області реабілітаційної медицини є розроблення високо функціональних протезів кисті руки з метою максимально повної компенсації втрачених функцій ампутованої кисті руки. Проведемо аналіз принципів протезування, основних типів та можливостей сучасних протезів.

1.2 Загальні принципи протезування

Протезування передбачає заміну втрачених або незворотно пошкоджених частин тіла на спеціальні технічні засоби – протези [2].

Протезування безпосередньо пов'язане з ортопедією, травматологією та сферами відновлюваної хірургії і включає в себе дві складові – медичну і технічну [2].

Розрізняють анатомічне, ендо- та екзопротезування [3]. Перший тип протезування полягає у виготовленні та встановленні штучних кінцівок, зокрема рук і ніг, зубів, а також очей, носа, молочних залоз тощо. Наступний тип

протезування передбачає імплантацію штучних матеріалів (судин, суглобів) у внутрішнє середовище організму. Третій тип протезів полягає у використанні протезів, які кріпляться зовні.

Також широко застосовуються ектопротези, які кріпляться зовні. До цієї групи протезів належать косметичні протези, виконані з різноманітних матеріалів і призначені для відновлення зовнішнього вигляду втраченої частини тіла. Ектопротези не компенсують та не замінюють функцій заміщеного органу [3].

Іншим видом протезування є протезування зубів, серед якого виділяють: мікропротезування, знімне, незнімне та умовно знімне протезування, бюгельне протезування, мостоподібне протезування [3].

Окремим типом протезування є виготовлення слухових апаратів.

Проведемо аналіз типів протезів, області застосування та особливості їх функціонування.

1.3 Класифікація способів протезування. Пасивні протези

На рис.1.1 наведено способи класифікації протезів, в якій виділені групи активних та пасивних протезів [1-3].

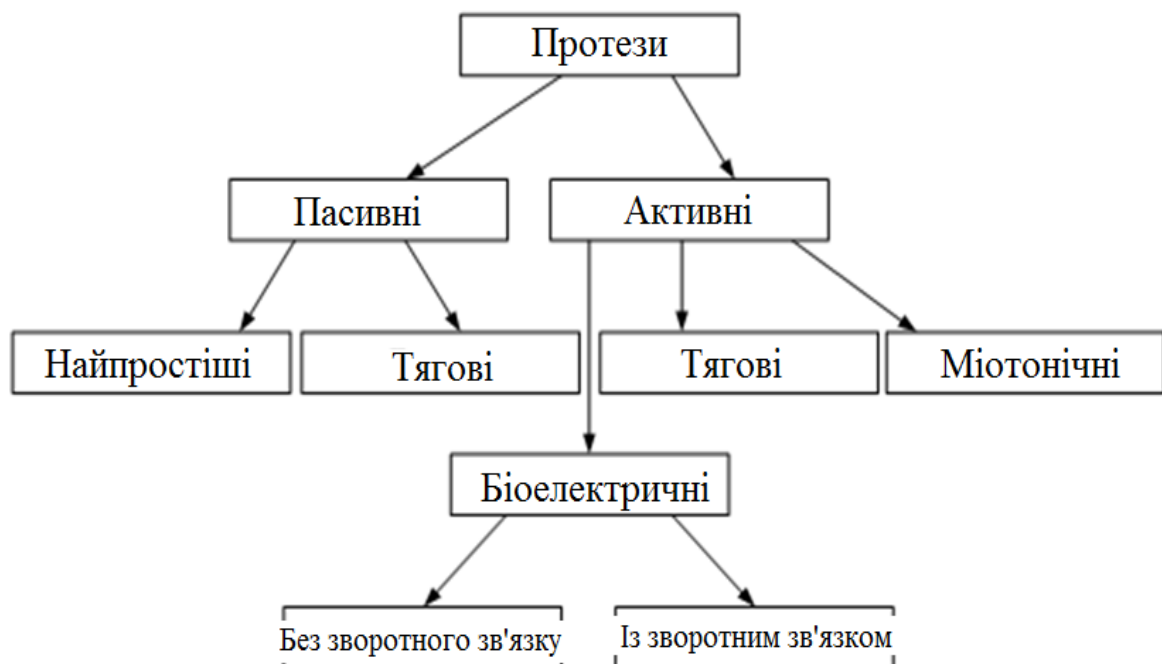


Рис.1.1. Способи класифікації протезів

Задача біопротезування нижніх і верхніх кінцівок, які були втрачені або пошкоджені внаслідок отриманих травм або перенесених захворювань, вирішується шляхом застосування більш простих рішень. Окремі рішення полягають в естетичному відновленні зовнішнього вигляду кінцівки, інші полягають у відновленні окремих втрачених чи порушених функцій.

Відомими є протези нижніх кінцівок, які функціонують на основі положень теорії балістичних синергій [1-3]. Такі протези не є активними, однак полягають у використанні пружності пружин самих протезів.

В тягових протезах верхніх кінцівок рухи захвату кисті викликаються за рахунок додаткових рухів збереженої частини руки або за рахунок руху тулуба. Передавальною ланкою є гнучкі тяги. Також існують активні тягові протези, в яких рухи тяг відтворювалися вбудованими активними приводами – електродвигунами [1-3].

1.4 Класи активних протезів

До активних біопротезів, які функціонують на основі використання додаткових зовнішніх видів енергії для повторення втрачених функцій, належать міотонічні, тягові та біокеровані протези [4,5].

Перший тип протезів функціонує на основі застосування сигналів керування, якими є зусилля пацієнта. Чутливі давачі, що можуть являти собою мікроперемикачі, групи тензорезисторів, п'єзоперетворювачі тощо, вимірюють окремі зусилля і передають їх на виконавчі приводи протеза кисті руки пацієнта чи протеза іншої кінцівки.

Подібним чином функціонують активні тягові протези.

Описаним типам активних міотонічних та тягових протезів притаманні певні недоліки. Зокрема, керуючі тяги обтяжують пацієнтів, ускладнюють рухи плечового пояса, кількість виконуваних рухів є обмеженою та зазвичай не перевищує двох трьох найбільш необхідних рухів. Також в таких протезах можуть виникати випадкові зовнішні поштовхи в гільзу кукси протеза. Однак,

такі протези проектуються у вигляді модульних конструкцій і випускаються серійно [5].

Найбільш функціональними в плані кількості забезпечуваних елементарних рухів та відновлення функцій втраченої кінцівки є так звані біонічні чи біокеровані протези, функціонування яких забезпечується шляхом формування сигналів керування виконавчими елементами протеза на основі результатів відбору та опрацювання залишкових сигналів м'язової активності усіченої ділянки кисті руки – кукси.

В останні роки спостерігається значний розвиток способів біокерування активними протезами, що є наслідком досягнень в області електрофізіології, біомеханіки, мікроелектроніки, адаптивних систем управління із зворотними зв'язками [5,6].

В живому організмі керуючі сигнали передаються м'язам за допомогою біоелектричних імпульсів, що відображають команди центральної нервової системи. Подібно до цього в протезі руки з біоелектричним керуванням роль командних сигналів виконують біоструми, що відводяться від усічених м'язів кукси. Механізмом, який виконує команди, є штучна механічна кисть, яка оснащена одним або декількома малогабаритними електричними приводами із автономним живленням.

Проведемо аналіз ринку сучасних біокерованих протезів та їхніх функціональних можливостей.

1.5 Класи активних протезів

Як згадувалось вище, іншою назвою біокерованих протезів є біонічні протези. Біонічні дослідження останніх років явно засвідчили перехід до творчого використання в техніці загальних законів керування, властивих живим організмам [6,7]. Поняття «біоніка» полягає у застосуванні біологічних методів та структур для розробки інженерних рішень та технологічних методів [7]. В області інформатики методи біоніки привели до розробки штучних нейронів, штучних нейронних мереж [7] тощо.

Задача біопротезування є однією із особливо актуальних напрямків досліджень в області біоніки. Біонічні протези, за сучасного рівня розвитку науки і техніки, мікромініатюризації компонентної бази, розроблення нових біосумісних матеріалів тощо, можуть за зовнішнім виглядом практично не відрізнятися від біологічної кисті руки пацієнта та виконувати значну кількість функцій, притаманних здоровій кисті руки. При цьому, керування такими протезами реалізується в максимальному наближенні до способів керування м'язами здорової повноцінної кисті руки.

Однак, на ринку протезного обладнання практично відсутні високофункціональні біокеровані протези кисті руки вітчизняного виробництва (в Україні лише 58 підприємств виготовляють протези і лише 6 з них виготовляють високофункціональні протези). Це пов'язано із складністю забезпечення необхідної кількості окремих рухів протеза, яка визначається засобами відбору та методами опрацювання біосигналів залишкової м'язової активності ампутованої кінцівки. Стосовно закордонних аналогів, то вони є високовартісними та передбачають встановлення, налаштування і подальшого обслуговування протезів виключно за кордоном.

При організації принципів функціонування біокерованих протезів застосовують сьогодні ряд підходів до формування сигналів керування виконавчими механізмами біопротезів([8-16]). В найпростішому випадку сигнали керування формуються на основі результатів відбору та опрацювання поверхневих ЕМГ сигналів, що зареєстровані в окремих ділянках частини передпліччя, яка залишилась після ампутації ([8-11]). При цьому, електроди, які застосовуються для відбору, можуть мати різну конструкцію, зокрема – контактні пасивні одноразові електроди, різного роду організовані матриці груп контактних активних та пасивних електродів, безконтактні електроди.

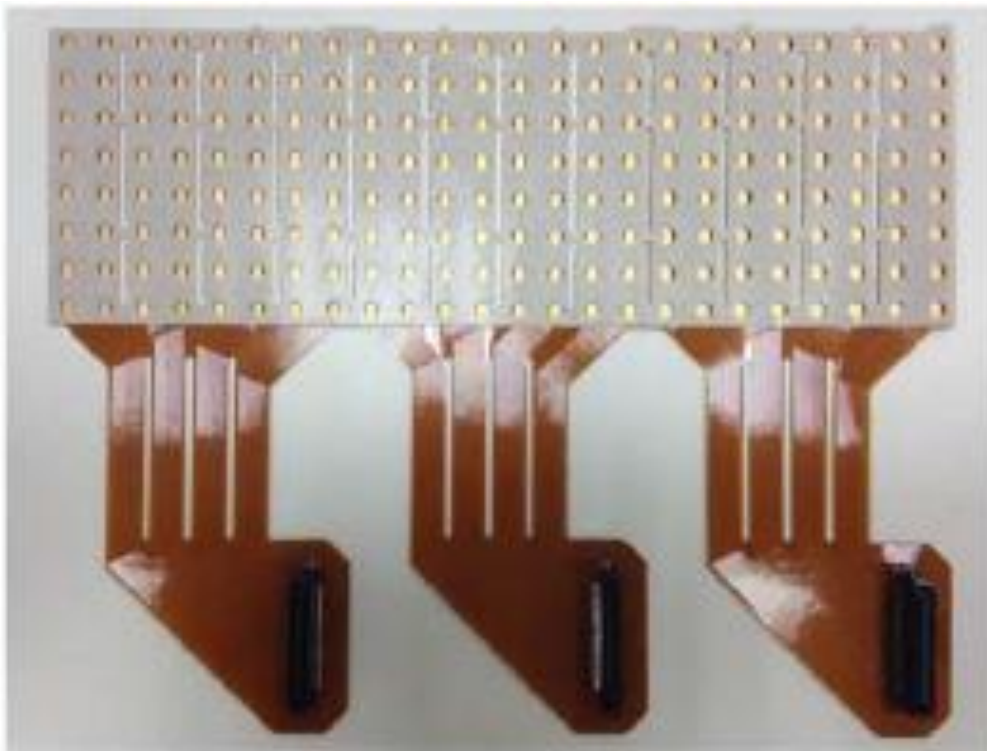


Рис. 1.2. Зовнішній вигляд матриці контактних електродів для відбору ЕМГ сигналів [8]



Рис. 1.3. Конструкція безконтактних електродів, які утворюють єдину систему відбору та передачі ЕМГ сигналів [8]

При цьому, в усіх зазначених випадках електроди розміщуються локалізовано на поверхні передпліччя, чим обмежується інформативність

реєстрованих ЕМГ сигналів, оскільки в їхній структурі міститиметься інформація про залишкову м'язеву активність з обмеженої ділянки.

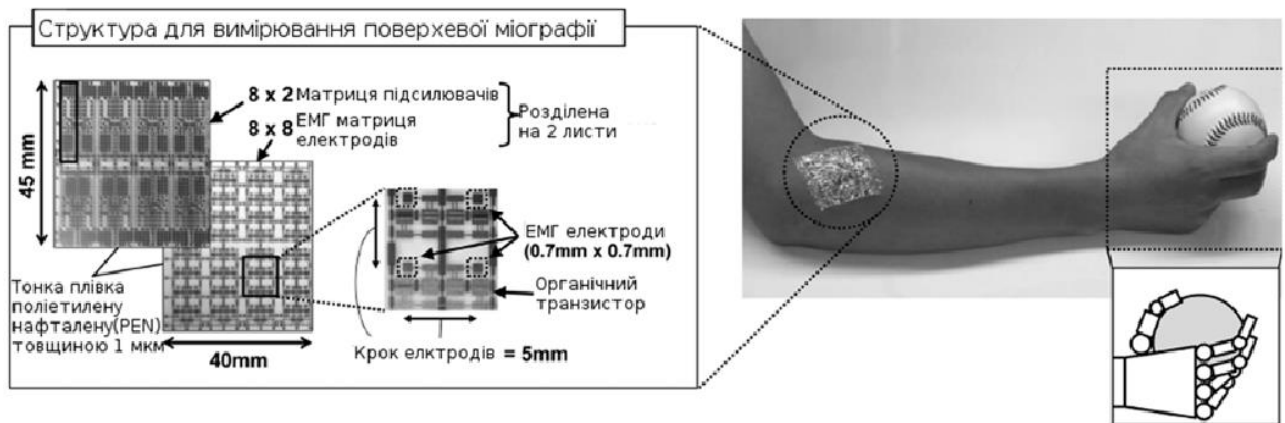


Рис. 1.4. Конструкція матриці контактних електродів і приклад розміщення її на руці [8]

Роздільна здатність систем опрацювання таких ЕМГ сигналів є низькою, а кількість елементарних рухів протеза зазвичай не перевищує 14.

Іншим підходом до формування сигналів керування є застосування прямих (інвазивних) методів отримання інформації про залишкову м'язеву активність [8,12-15]. При цьому, проводиться відбір та опрацювання сигналів, що зареєстровані безпосередньо з поверхні моторних відділів кори головного мозку [8,12,13] або із нервових волокон усіченої ділянки кисті руки [8,14,15]. При цьому використовуються мікроелектроди, які вживляються у відповідні тканинні структури.

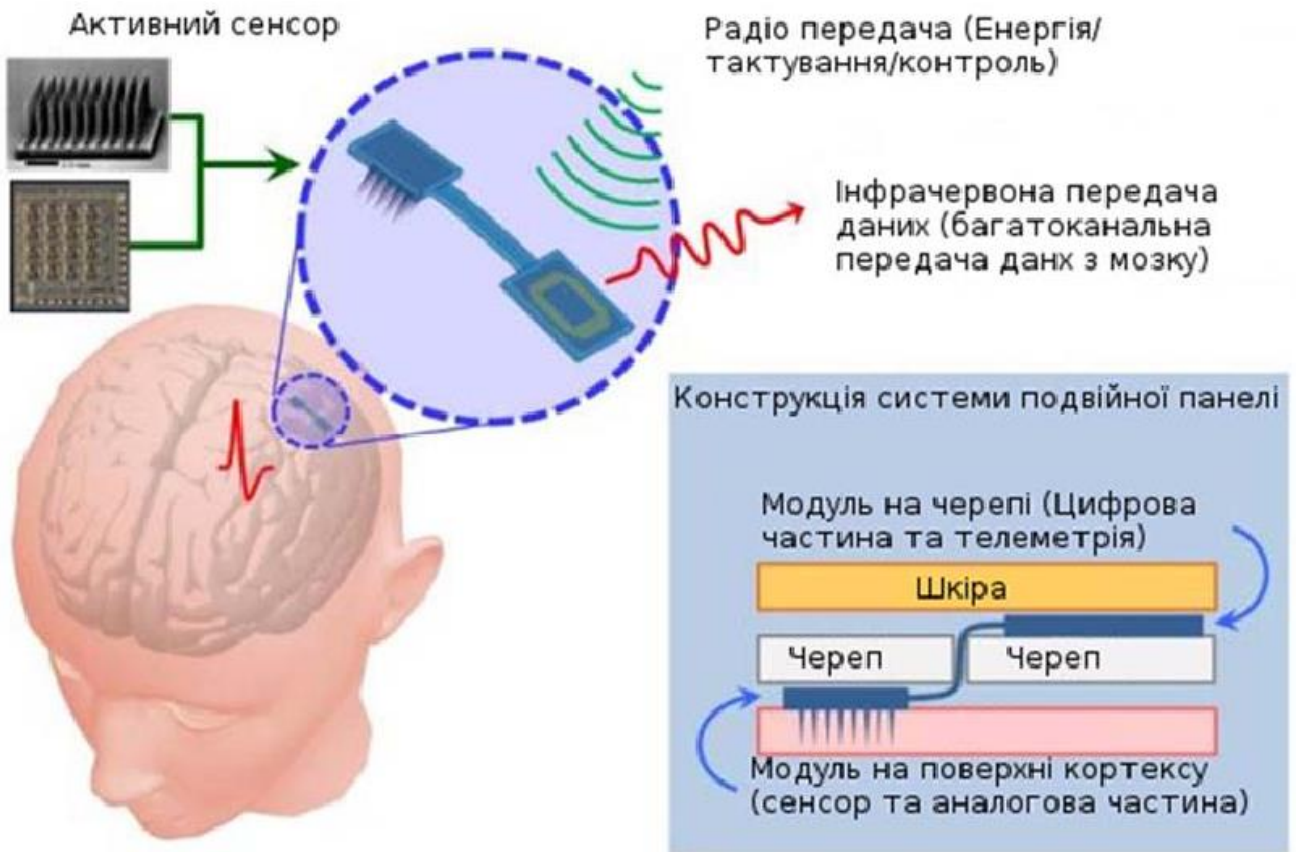


Рис. 1.5. Електрод, вживлений у мозок пацієнта [8]

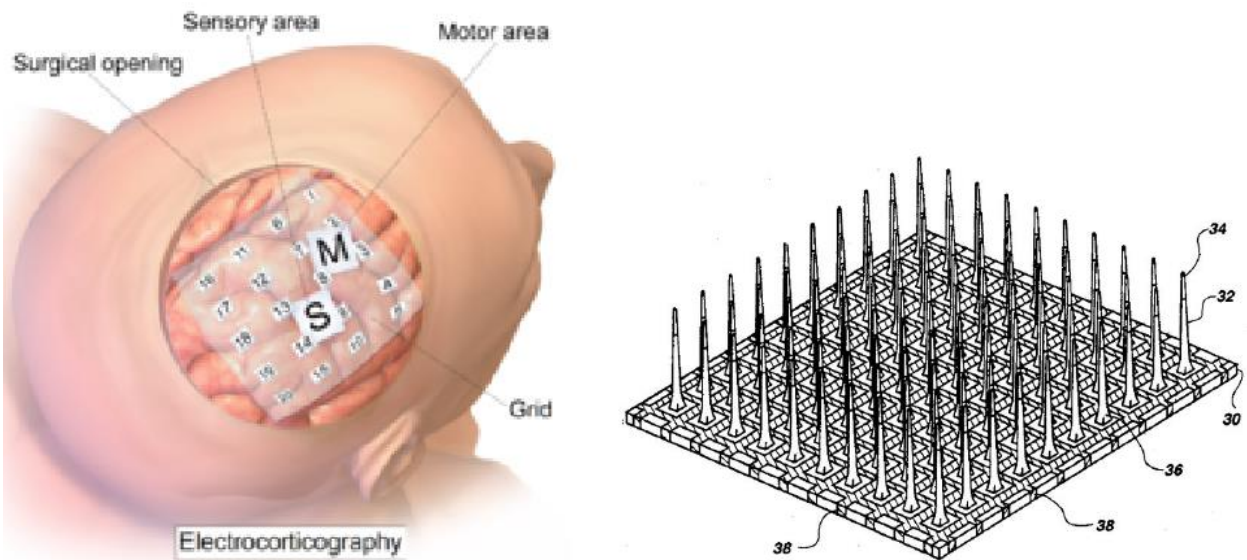


Рис. 1.6. Імплантовані мозок-комп'ютерні інтерфейси [16]



Рис. 1.7. Повністю імплантовані у залишкову кінцівку електроди [16]

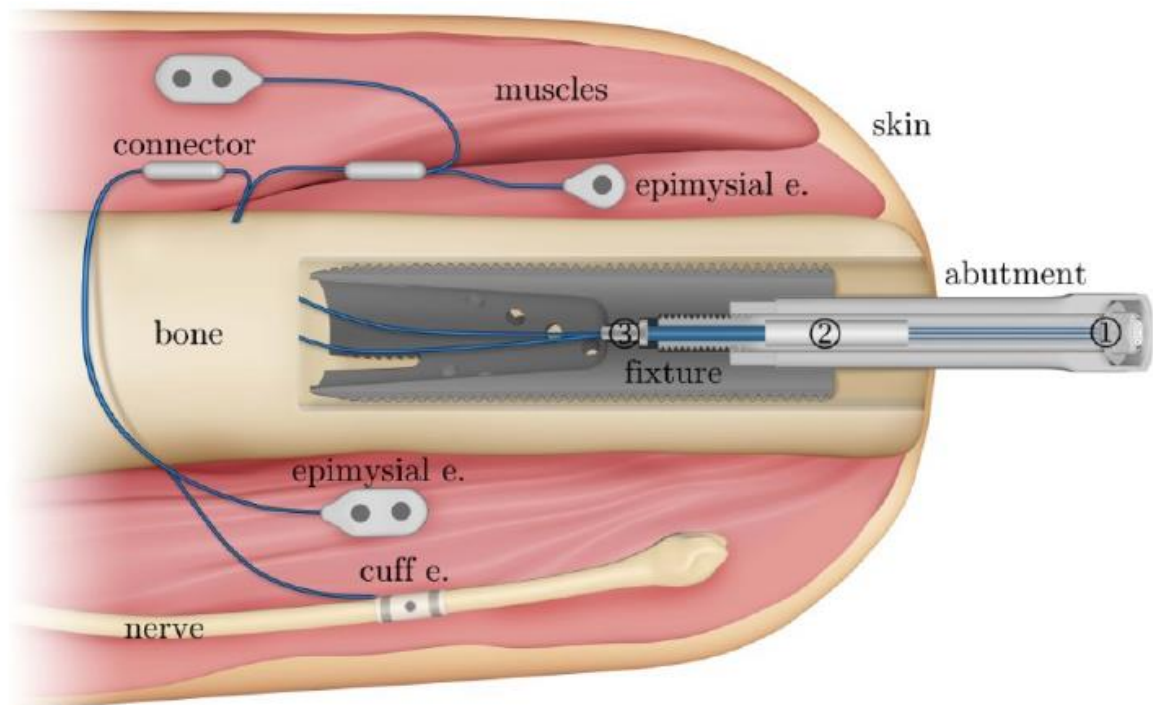


Рис. 1.8. Остеоінтегрований людино-машинний інтерфейс [16]

Сигнали, отримані в такий спосіб, містять найбільше (в порівнянні із іншими методами) інформації про залишкову активність м'язів, однак для їхнього отримання необхідно проводити складні хірургічні втручання. При цьому, імплантація мікроелектродів в поверхневі структури кори головного мозку є небезпечною та може призводити до незворотних змін роботи моторних відділів кори головного мозку. В усіх зазначених випадках для формування сигналів керування проводиться оцінювання морфологічних параметрів обвідної

складової зареєстрованих біосигналів та їхньої часової структури, і формування на їх основі бібліотеки патернів – типових образів фантомних рухів ампутованої кисті руки [8]. Застосування інтелектуальних алгоритмів [16], які здатні навчатись та адаптуватись до змін умов відбору, і які функціонують на основі застосування штучних нейронних мереж, є перспективним, однак потребує значного часу для навчання, а самі алгоритми перебувають та етапі розробки.

Найбільш перспективним способом керування біокерованими протезами на сьогодні є відбір та опрацювання електричних потенціалів залишкової м'язової активності кукси – електроміографічні методи (ЕМГ). Проведемо аналіз ринку біокерованих протезів.

Найбільш функціональною на сьогодні є група біокерованих протезів I-Limb компанії «Touch Bionics» (Великобританія) [17]. Протези моделей i-Limb (рис. 1.9) дають можливість виконувати величезну кількість повсякденних завдань завдяки значній кількості виконуваних елементарних рухів складових протеза. Використовуючи спеціальний мобільний додаток протез можна налаштувати спеціально під свій організм і вид діяльності, тобто проводити навчання керуванням протеза самостійно. Згаданий мобільний додаток відображає на екрані смартфона відібрані та попередньо опрацьовані ЕМГ сигнали. Використовуючи спеціальне меню додатка користувач може кожному окремому фрагменту ЕМГ сигналу присвоїти певний виконуваний рух протеза. Мобільний додаток функціонує на основі спеціально розробленого програмного забезпечення із яким пристрій з'єднується за допомогою технологій bluetooth [17].

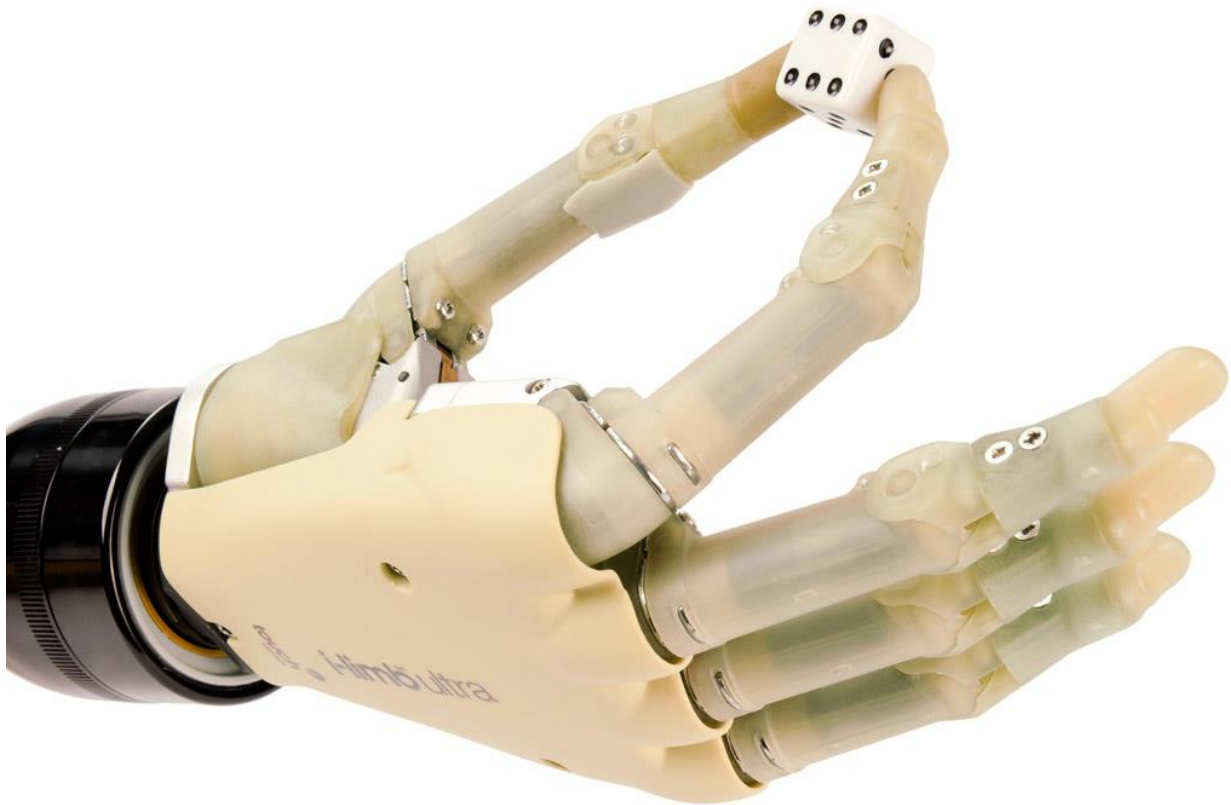


Рис. 1.9. Модель біонічної руки i-Limb

Поширеними сьогодні є декілька моделей протезів i-Limb, зокрема i-Limb Pro та i-Limb Ultra.

Модель i-Limb Pro переважно розрахована на ветеранів бойових дій, які втратили в бою кінцівки [17]. Модель i-Limb Ultra (рис. 1.9) дає змогу рухати пальцями окремо, у керуюче програмне забезпечення уписано низку стандартних жестів і захватів, а силу стискання можна регулювати, що допомагає в деяких ситуаціях [17]. Також на ринку протезної техніки є представлені моделі i-Limb: Hand, Quantum, Revolution.

Біонічні протези серії i-Limb по-різному реагують на скорочення м'язів, здійснюючи різні рухи. За допомогою таких протезів можна брати й утримувати різні предмети.

Наступними за функціональністю є протези серії Bebionic (рис. 1.10), що є групою біокерованих протезів з електромеханічним приводом і мікропроцесорним керуванням та контролем виконуваних рухів.



Рис. 1.10. Протез Vebionic

Останнім сьогодні є протез Vebionic 3 [17] фірми RSL Steeper (Великобританія). Вона забезпечує 14 різних типів захватів і положень руки.

Активний вказівний палець [18]. Цей хват забезпечує зміну положення вказівного пальця для ефективного керування домашньою технікою а також для поводження з такими механізмами, як портативні спреї, фени та електроінструменти [18].



Рис. 1.11. Активний вказівний палець [18]

Фіксована точка натискання [18]. Можна використовувати цей захват як спосіб натискання на більш важкі предмети або великі кнопки і перемикачі [18]. Його можна використовувати під час водіння, при включенні побутових приладів, а також при одяганні [18].



Рис. 1.12. Фіксована точка натискання [18]

Кулак. Захоплення «Кулак» може застосовуватись для носіння сумки або портфеля [18].



Рис. 1.13. Кулак [18]

Силове захоплення. Може виконуватись для виконання потиснення комусь руки, кидання м'яча, користування посудом та в інших випадках, коли необхідно забезпечити певну силу захоплення [18].



Рис. 1.14. Силове захоплення [18]

Ключ. Даний тип захоплення підходить для випадків, коли необхідно пронести аркуш паперу або конверт, взяти ложку або утримувати тонкий, плоский предмет на зразок пластинки, кредитної картки або ключа [18].



Рис. 1.15. Ключ [18]

Комп'ютерна миша. Захоплення «Комп'ютерна миша» дозволяє здійснювати дії з комп'ютерною мишею. Великий палець і мізинець щільно розміщуються збоку миші, а середній і безіменний пальці забезпечують більшу стійкість [18]. Вказівний палець накриває кнопку миші, а потім відходить, щоб забезпечити натискання кнопки [18].



Рис. 1.16. Комп'ютерна миша [18]

Відкрита долоня. Відкрита долоня дозволяє нести піднос або тарілку. Можна повністю розкрити кисть, щоб долоня була плоскою [18].



Рис. 1.17. Відкрита долоня [18]

Щипання. Захоплення «щипання» можна спеціально застосовувати для виконання точних дій з предметами [18].



Рис. 1.18. Щипання [18]

Приведення пальців. Пальці кисті bebionic рухаються природно при закритті. Це дозволяє надійно утримувати тонкі предмети між пальцями, такі як столові прилади або зубну щітку, що дозволяє досягти нового рівня функціональності [18].

Трьохпальцеве захоплення. При такому захопленні протез дозволяє піднімати, утримувати і виконувати дії з безліччю повсякденних предметів, таких як ключі від машини, монети, ручки [18].



Рис. 1.19. Трьохпальцеве захоплення [18]

Точне відкрите захоплення. Можна використовувати цей тип захоплення в ситуаціях, коли необхідне захоплення типу «Точне відкриття», але коли розігнуті пальці заважають як, наприклад, при роботі за столом [18].



Рис. 1.20. Точне відкрите захоплення [18]

Точне закрите захоплення. Використовуючи даний тип захоплення, можна виконувати захоплення і дії з маленькими предметами, коли великий палець знаходиться в протипоставленому положенні [18].



Рис. 1.21. Точне закрите захоплення [18]

Розслаблена кисть. При захопленні «Розслаблена кисть» великий палець встановлюється в латеральне положення і частково приводиться в сторону долоні. Всі пальці знаходяться в злегка зігнутому положенні [18]. Застосовуючи додатковий сигнал, можна привести пальці в положення захоплення «Кулак» для носіння предметів [18].



Рис. 1.22. Розслаблена кисть [18]

Щоб зазначені протези верхніх кінцівок не тільки функціонально, але і зовні були схожі на реальні кінцівки, для них, в тому числі і для даної кисті, були розроблені спеціальні силіконові оболонки (рукавички) з високим ступенем деталізації [17].

Окремої уваги заслуговують технології біокерованих протезів із зворотним зв'язком. В таких протезах реалізується можливість забезпечення можливості пацієнта тактильних відчуттів. Працюють такі протези за принципом цільової реіннервації м'язів. Після ампутації руки нерви втрачених кінцівок залишаються, але керувати їм нічим; реіннервація спрямована на те, щоб «підключити» нерви до інших м'язам - наприклад, у випадку з рукою - до біцепсам, а потім, за допомогою зчитувального сенсора, використовувати м'язову активність для управління протезом, а точніше - окремими його частинами, які відповідають перенаправленням нервів. При цьому, електричні сигнали з датчиків, які розміщені на поверхні окремих структурних елементів протеза (наприклад кінчиків пальців) подають на ці ділянки реіннервованих м'язів. Таким чином робляться спроби забезпечити окремі типи відчуттів протеза пацієнтом (наприклад, температура утримуваного предмета, сила захвату тощо).

Унікальним за своєю природою та функціональними можливостями є біокерований протез «рука Мікеланджело» нового покоління, створений у Німеччині [17].

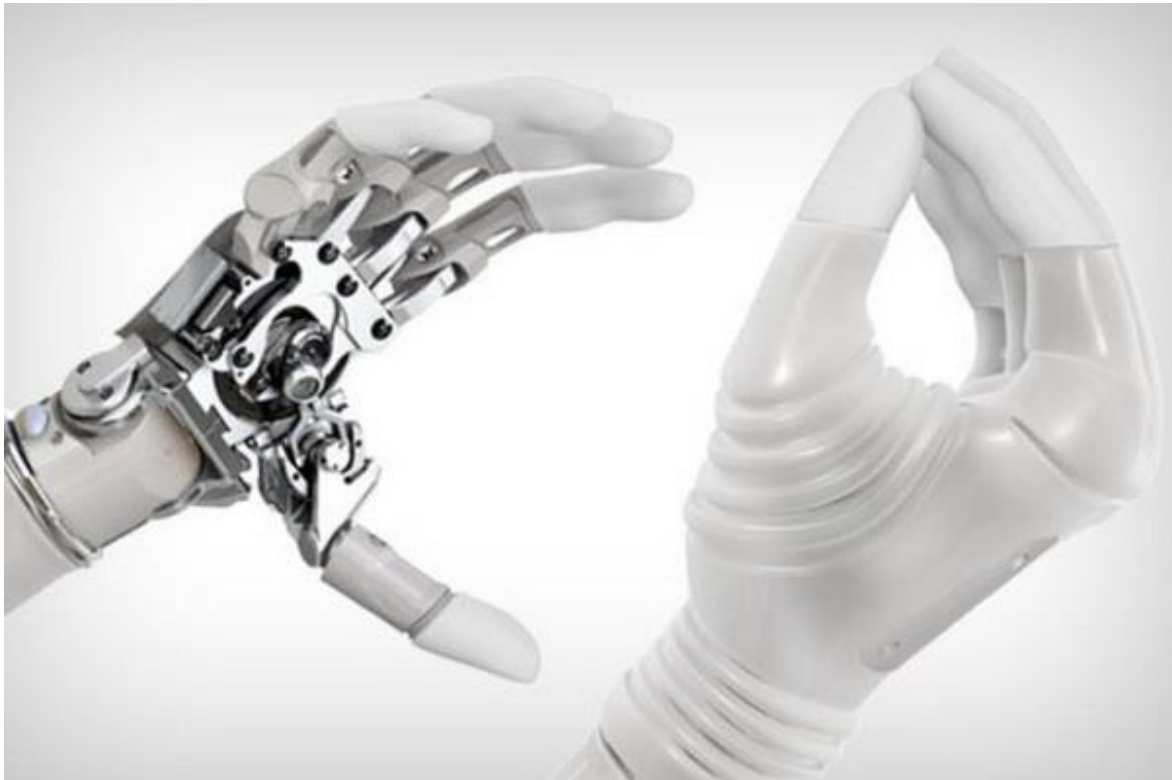


Рис. 1.23. Протез «рука Мікеланджело»

Протез «рукою Мікеланджело» сприймає сигнали нейронів мозку. Протез виготовлений із різних металів, сплавів і пластику, а пальці повторюють будову людської кисті й рухаються, як справжні [17].

Протез руки Luke Arm [17] в якості приводу використовує компактний однокомпонентний ракетний двигун, який є аналогічним за конструкцією тим, які раніше застосовували на космічних шатлах [17]. Як паливо використовують перекис водню: під впливом каталізатора паливо нагрівається і пар, який виділяється, відкриває та закриває клапани, що з'єднані із суглобами протеза [17]. Уся ця конструкція замінює акумулятори й електромотори [17].



Рис. 1.24. Протез руки Luke Arm

Наведений аналіз функціональних і конструктивних особливостей сучасних та перспективних біонічних протезів верхніх кінцівок дає підставу зробити висновок про те, що їх застосування підвищить ефективність допомоги пацієнтам, які втратили верхню кінцівку [17].

Актуальним залишається завдання розроблення способів узгодження апаратної частини протезу із залишковими можливостями ділянки кінцівки, що підлягає протезуванню, з метою максимально повної компенсації втрачених

функцій цієї кінцівки. В біопротезах це здійснюється шляхом відбору та опрацювання залишкових сигналів електричної активності м'язів втраченої кінцівки з метою виділення ознак скорочень таких м'язів і формування сигналів керування відповідними приводами протеза. Особливо актуальним стоїть питання типів електродів, що використовуються для відбору ЕМГ сигналів.

1.6 Висновки до розділу 1

Актуальним для області реабілітаційної медицини є розроблення високо функціональних протезів кисті руки з метою максимально повної компенсації втрачених функцій ампутованої кисті руки. Проведено аналіз принципів протезування, основних типів та можливостей сучасних протезів.

Встановлено, що на ринку протезного обладнання практично відсутні високофункціональні біокеровані протези кисті руки вітчизняного виробництва (в Україні лише 58 підприємств виготовляють протези і лише 6 з них виготовляють високофункціональні протези). Це пов'язано із складністю забезпечення необхідної кількості окремих рухів протеза, яка визначається засобами відбору та методами опрацювання біосигналів залишкової м'язової активності ампутованої кінцівки. Стосовно закордонних аналогів, то вони є високовартісними та передбачають встановлення, налаштування і подальшого обслуговування протезів виключно за кордоном.

Актуальним є завдання розроблення способів узгодження апаратної частини протезу із залишковими можливостями ділянки кінцівки, що підлягає протезуванню, з метою максимально повної компенсації втрачених функцій цієї кінцівки. В біопротезах це здійснюється шляхом відбору та опрацювання залишкових сигналів електричної активності м'язів втраченої кінцівки з метою виділення ознак скорочень таких м'язів і формування сигналів керування відповідними приводами протеза. Особливо актуальним стоїть питання типів електродів, що використовуються для відбору ЕМГ сигналів.

РОЗДІЛ 2

БІОКЕРОВАНЕ ПРОТЕЗУВАННЯ НА ОСНОВІ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ

2.1 Організація принципів біопротезування

У загальному вигляді в системі управління біопротезом можна виділити наступні основні підсистеми: система формування керуючого сигналу, що повинна здійснювати обробку ЕМГ сигналу, знятого відповідними електродами, і його перетворення до вхідного сигналу управління приводом; 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; система формування сигналу відчуття.

При цьому, як згадувалось в попередньому розділі, для реалізації принципів біокерування перспективним є застосування залишкових ЕМГ сигналів. Такий спосіб керування є неінвазивним та не потребує хірургічного вживлення електродів в ділянки кукси пацієнта. Розглянемо особливості проведення електроміографічних досліджень та особливості отримуваних при цьому ЕМГ сигналів.

2.2 Генезис електроміографічних сигналів

Під електроміографією (ЕМГ) розуміють сьогодні діагностичний метод, за допомогою якого можна оцінити функціональний стан скелетних м'язів і закінчень периферичних нервів [19]. Оцінювання відбувається за рівнем електричної активності окремих м'язів тощо.

Для проведення процедури ЕМГ досліджень застосовуються спеціальні пристрої, які підсилюють і проводять реєстрацію біопотенціалів нервово-м'язової системи – електроміографи. Сучасні комп'ютеризовані

електроміографічні пристрої здатні реєструвати значення електричних імпульсів амплітудою декілька мВ, оцінювати частоту появи окремих нервових імпульсів та проводити гармонічний і спектральний аналіз таких сигналів [19].

Амплітуда коливань ЕМГ сигналу вимірюється в мікро- або мілівольтах та являє собою різницю потенціалів між найвищою і найнижчою точками кривої ЕМГ сигналу (від піку до піку). Тривалість потенціалу вимірюється від початкового відхилення до повернення його до рівня ізолінії, включаючи всі фази коливання. На рис. 2.1 наведено приклад потенціалу дії м'язового волокна [19].

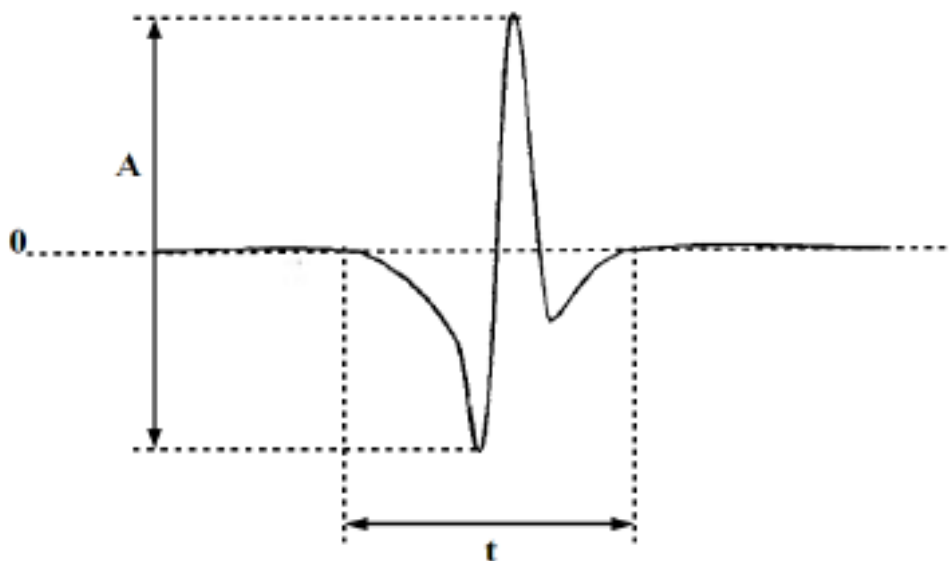


Рис. 2.1. Потенціал дії м'язового волокна [19]

При збудженні нервової клітини (наприклад мотонейрона) виникає потенціал дії (ПД), який поширюється вздовж аксона цієї клітини. Поширення нервового імпульсу по аксону відбувається за рахунок послідовної деполяризації сусідніх ділянок мембрани з утворенням ПД (рис. 2.2) зі швидкістю близько 0,5 – 5 м/с [19].



Рис. 2.2. Схема руху збудження по немієлінізованому волокну

У немієлінізованого нервового волокна аксон оточений особливою оболонкою, яка називається мієліном. Мієлін за своєю структурою належить до мембранних утворень, що складається переважно з фосфоліпідів і за своїми електричними властивостями 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) [19].

Основними функціями мієлінових оболонок в периферичних нервах і в нервових волокнах головного і спинного мозку є ізолююча, бар'єрна, опорна, участь в передачі імпульсів [19-21].

На всій довжині нервового волокна через певні проміжки (близько 1 мм) мієлінова оболонка має перериви, які називаються перехвати Ранв'є. Відомо, що в перехватах Ранв'є збудливість мембрани аксона є набагато вищою і більшою є густина К-На насосів в порівнянні із мієлінізованими ділянками мембрани цього ж аксона. При проходженні збудження в зоні перехвату Ранв'є відбувається деполяризація мембрани аксона і виникає потенціал дії, який за своєю електричною природою є змінним струмом. Завдяки електричним особливостям мієліну, локальні струми збудження не виходять на міжперехватні ділянки, а деполяризують наступний перехват Ранв'є. Таким чином, електричний імпульс рухається ніби стрибкоподібно між перехватами (рис. 2.3), тому швидкість проведення імпульсу по цим волокнам значно вищою (15-120 м/с).

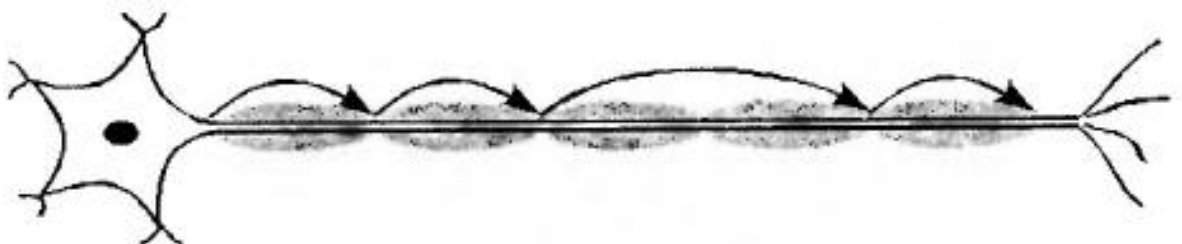


Рис. 2.3. Пояснення проходження збудження вздовж мієлінізованого волокна

Важливим фактором, що визначає швидкість проведення по мієлінізованому волокну, є відношення амплітуди потенціалу дії до порогової величини деполяризації мембрани перехвату Ранв'є [19-21].

Відомо, що аксон, який йде від мотонейрона, при входженні в м'яз ділиться на складові відповідно до кількості іннервованих ним м'язових волокон. При цьому сумарний діаметр таких складових не перевищує діаметр аксона. Для забезпечення проведення імпульсу по цим волокнам вони втрачають мієлінову оболонку [19-21].

При підході до м'язового волокна складова аксона утворює систему, що дозволяє ПД переходити на м'язове волокно. Такий спосіб контакту 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 [19-21].

Тривалість синаптичної передачі нервового імпульсу варіює від 0.5 до 1 мс.

ПД м'язового волокна поширюється із значною швидкістю (3 - 5 м/с) за рахунок поступового залучення сусідніх ділянок мембрани аксона.

2.3 Поняття та фізичний зміст рухової одиниці [19-21]

Нервово-м'язова система людини являє собою функціонально тісно пов'язаний комплекс скелетних м'язів і периферичних утворень нервової системи: мотонейронів і їх аксонів. Основним функціональним елементом системи є рухова одиниця (РО). Дане поняття є фізіологічною основою методу ЕМГ. Рухова одиниця являє собою складний комплекс, який складається з рухової клітини, аксона цієї клітини і групи м'язових волокон, що іннервуються цим аксоном рис. 2.4.

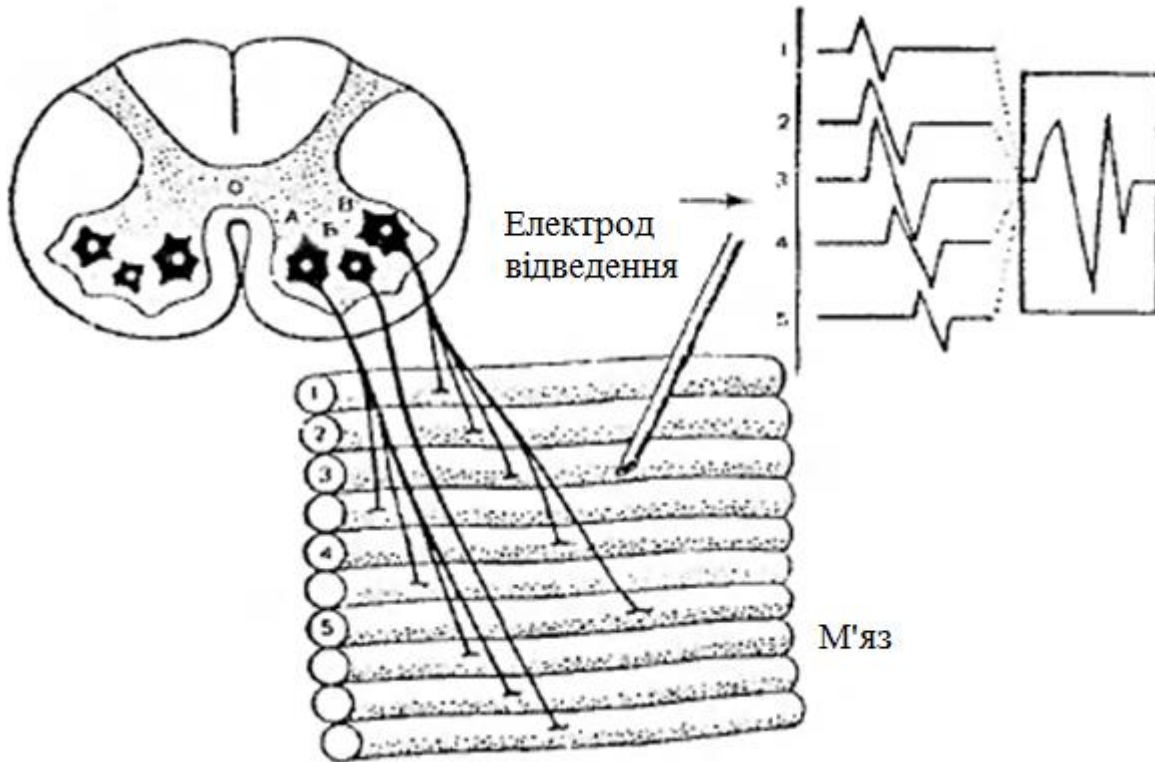


Рис. 2.4. Схема рухової одиниці м'яза [19]

Кожен мотонейрон пов'язаний з м'язовими волокнами таким чином, що територія РО в просторі не ізолюється від сусідніх РО, а знаходиться в одному об'ємі 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 [19].

За функціональними властивостями РО бувають повільними і швидкими [19].

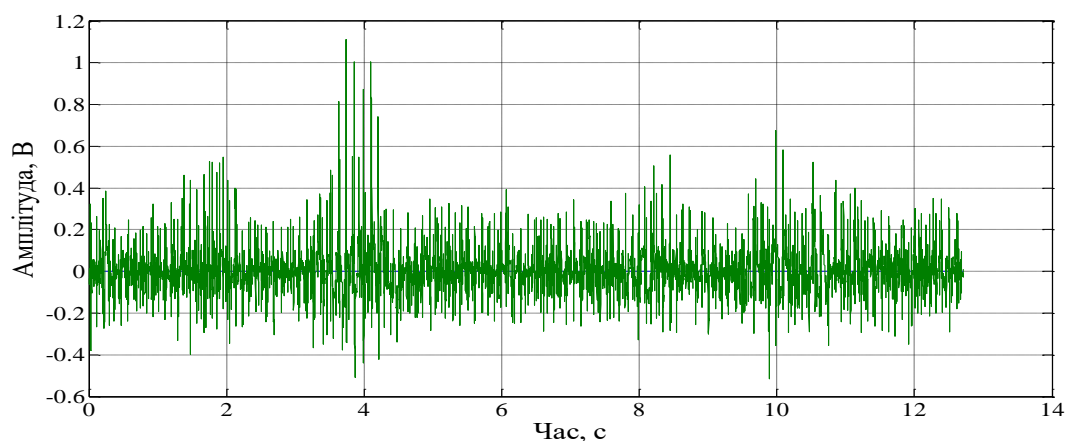
Повільні рухові одиниці іннервуються малими альфа-мотонейронами, є низькопороговими, невтомлюваними, так як беруть участь в тонічних повільних

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, що беруть участь у виконанні точних довільних рухів, - швидкі РО [19-21].

Знання цих властивостей РО м'язів важливі при оцінюванні роботи м'яза в різних режимах довільного напруження.

Високопорогові рухові одиниці, які беруть участь в фазичних довільних рухах, доступні для аналізу тільки при максимальному довільному зусиллі методом оцінювання інтерференційного патерну і аналізу РО 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 з боку головного мозку [19].

На рис. 2.5 наведено вигляд реалізації ЕМГ сигналу великогомілкового м'яза (а) та вибірки з неї (б).



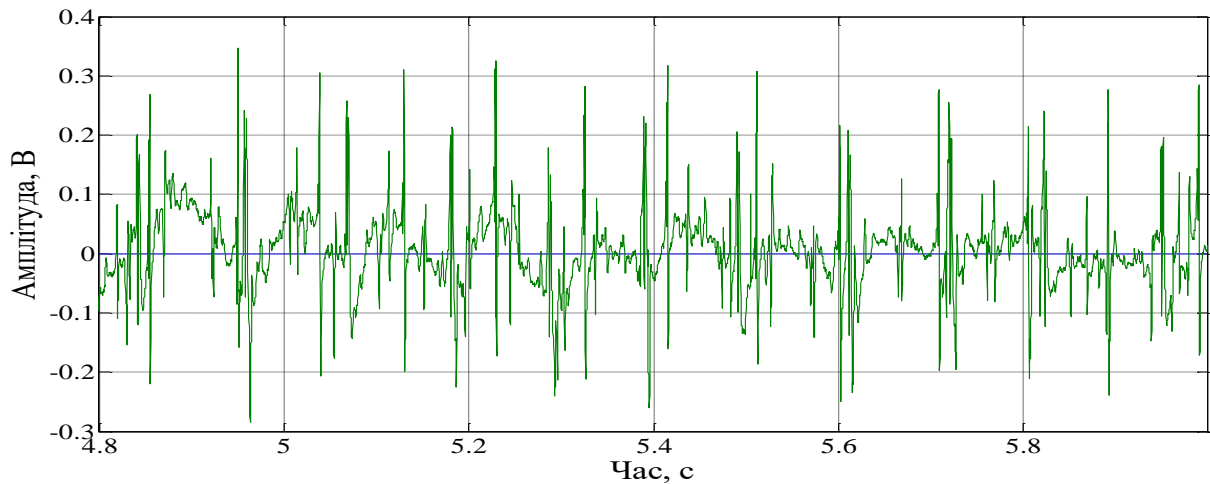


Рис. 2.5. Електроміографічний сигнал великогомілкового м'яза (а) та вигляд вибірки з нього (б)

З рис. 2.5 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.

Проведемо аналіз типів електродів, що використовуються для відбору біосигналів для виявлення можливості використання їх для відбору поверхневих ЕМГ високої роздільної здатності, а також типів артефактів, що виникають в процесі відбору.

2.4 Аналіз типів конструкцій та особливостей електродів для відбору біосигналів

Задача відбору біосигналів є особливо важливою в області електрофізіологічних досліджень. При цьому, враховуючи багаторівневість організації структури організму людини надзвичайно різноманітними є конструкції електродів, з допомогою яких проводиться реєстрація біосигналів. Також типи електродів визначаються фізичною природою інформативних ознак

окремих біосигналів. При цьому в області електрофізіології досліджуються параметри та характеристики біосигналів, що мають електричну природу.

Вимірювання біоелектричних сигналів проводиться з використанням спеціалізованих приладів, основою роботи яких є біоелектричні електроди. Під останніми розуміють пристрої, які використовуються для відбору біоелектричних потенціалів, та містять контактуючу з біооб'єктом струмознімаючу поверхню та деякі вихідні елементи [22, 23].

Параметри результуючого біосигналу у окремому відведенні визначаються електрофізіологічними параметрами і характеристиками ділянки відведення, зокрема величиною потенціалу спокою та збудження, шумами відведення, величиною метаболічного потенціалу тощо, а також електрохімічними процесами, які виникають в біооб'єкті незалежно від електрофізіологічних проявів, зокрема адсорбційними окислювально-відновними потенціалами тощо.

Відбір біосигналів може бути прямим та непрямим. В першому випадку знімаючий електрод безпосередньо контактує з ділянкою біотканини, яка є безпосереднім джерелом біосигналу, в іншому випадку відбір відбувається опосередковано, найчастіше з поверхні тіла людини. Попри нижчу інформативність другого способу він використовується набагато частіше через неінвазивність накладання самих електродів, а компенсація втрати інформації виконується шляхом використання групи електродів із характерним їхнім розміщенням. Електроди, що належать до другого типу називаються також контактними. При цьому, контакт таких електродів з біотканиною здійснюється опосередковано через шари штучного та природного електроліту. Такі два типи електролітів відповідають за процес передачі біоелектричних сигналів та способів електрохімічної взаємодії чутливої поверхні електрода з різними структурами біооб'єкта [22, 23].

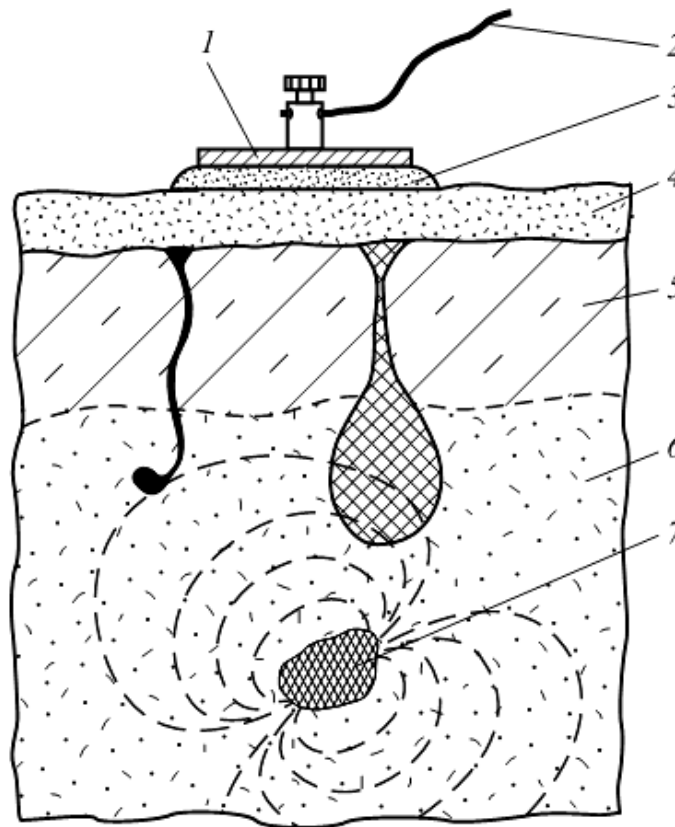


Рис. 2.6. Схематичне зображення формування відведення біосигналів: 1 – електрод; 2 – провідник; 3 – шар штучного електроліту; 4 – шар природного електроліту; 5 – епідерміс; 6 – підшкірні структури з підвищеною електропровідністю; 7 – джерело біосигналу

В результаті взаємодії контактних поверхонь електродів із штучними і природними провідними структурами а також взаємодії різних типів електролітів з різним складом, що знаходяться всередині біооб'єкта, в місцях такого контакту виникають електрохімічні потенціали φ_{ex} [22, 23], які в ході вимірювань сумуються із потенціалами, які визначають структуру біосигналу φ_{BO} . Відповідно, результуючий сигнал з електрода являтиме собою сумарний електричний потенціал φ_e :

$$\varphi_e = \varphi_{BO} + \varphi_{ex}$$

де φ_{BO} – біоелектричний потенціал; φ_{ex} – електрохімічний потенціал відведення.

Характер зміни величини потенціалу φ_{ex} є складним і не завжди однозначно можна встановити закон цієї зміни. Підсумовування електричних сигналів на електродах впливає на кінцевий результат роботи вимірювальної системи та може істотно впливати на інтерпретацію результатів таких вимірювань, тому при проектуванні засобів відбору біосигналів та кінцевої діагностичної системи потрібно проводити аналіз всіх можливих біо-електрохімічних процесів, котрі будуть протікати в місцях відведення [22, 23].

Потенціали відведень. Особливістю формування контакту «електрод-електроліт» є перехід катіонів металу електрода в розчинник та формування приелектродного подвійного електричного шару [22, 23]. Процеси іонного обміну металу електрода з рідким провідним середовищем біооб'єкта призводять до поляризації межі фаз «метал-електроліт» і появи потенціалу поляризації на електроді відносно електроліту (електродного потенціалу).

Внаслідок наявності в місцях контакту електродів із поверхнями біооб'єкта двох відведень, металізовані поверхні електродів або електроліти яких мають різні властивості та склад, між ними виникає різниця потенціалів, яка називається потенціалом зміщення $\varphi_{\text{зм}}$:

$$\varphi_{\text{зм}} = \Delta\varphi^0 + \frac{RT}{zF} \lg \frac{a_{\text{M}_1^{z+}}}{a_{\text{M}_2^{z+}}}$$

де $\Delta\varphi^0$ – різниця електродних потенціалів; $a_{\text{M}_1^{z+}}$, $a_{\text{M}_2^{z+}}$ – відносні активності катіонів металів електродів в контактуючих з ними електролітах першого і другого відведень.

Дифузійний потенціал. Внаслідок контакту двох електролітів з відмінними електрохімічними властивостями, що ними можуть бути електроліт природного походження та контактний електроліт електрода (контактний гель) виникає похідний електрофізіологічний процес, внаслідок якого іони з більшою рухливістю дифундують із розчину з більшою концентрацією в розчин з меншою

концентрацією, заряджаючи її відповідним знаком [22, 23]. Значення дифузійного потенціалу φ_d можна оцінити за виразом:

$$\varphi_d = \frac{RT}{F} \frac{\lambda_a^\infty - \lambda_k^\infty}{\lambda_a^\infty + \lambda_k^\infty} \ln \frac{a_1}{a_2}$$

де λ_k^∞ , λ_a^∞ – граничні рухливості катіонів та аніонів; a_1 , a_2 – іонна активність в електролітах відведень.

Величина амплітуди дифузійного потенціалу може бути значною та сягати сотень мілівольт. Виникнення зазначеного типу потенціалів не відбувається в так званій симетричній вимірювальній комірці. Тому, при побудові вимірювальних кіл необхідно забезпечити максимальну симетрію відведень а також електрохімічну відповідність природного і штучного електролітів [22, 23].

Також може виникати зсув потенціалу відвідного електрода внаслідок адсорбційних явищ, окислювально-відновних реакцій тощо.

В загальному випадку еквівалентну структурну схему процесу відбору біосигналів у вигляді системи біооб'єкт–контактний електроліт– вимірювальний електрод–вимірювальний прилад, можна подати у вигляді:

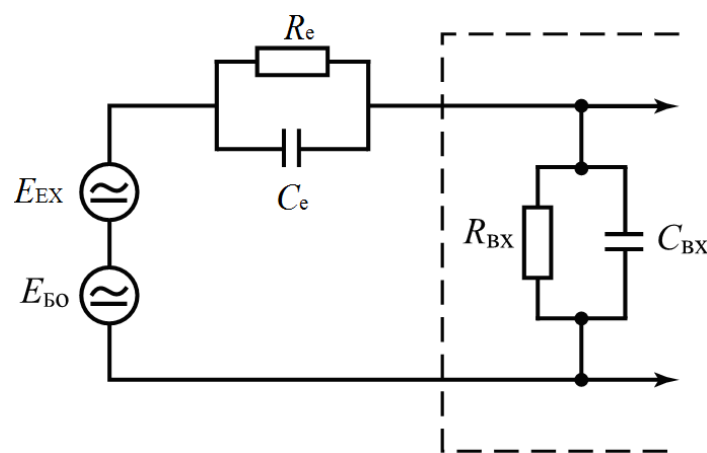


Рис. 2.7. Еквівалентна структурна схема процесу відбору біосигналів: E_{EX} та E_{BO} – електрохімічний та біоелектричний потенціали системи; R_e , C_e , R_{BX} , C_{BX}

– еквівалентні електричні параметри відповідного електрода та вхідних вузлів вимірювального приладу [22, 23]

При проектуванні електродів для відбору біосигналів необхідним є врахування параметрів імпедансу відповідних біотканин а також контактних явищ на ділянці «шкіра – електрод». Біологічні рідини природного походження на контакті електрода з біотканиною та контактні електроліти в області низьких частот володіють в основному активним опором, який визначається площею контактуючої поверхні електрода. На високих частотах значно починають проявлятися ємнісні властивості відведення, а самі значення ємності можуть становити сотні мікрофарад [22, 23].

Взаємозв'язок часових характеристик біосигналів (ритміки біопотенціалів) з особливостями виникнення потенціалів зсуву є підставою поділу усіх типів електродів та дві групи: електроди першого роду, що містять дрейф власного потенціалу; та електроди другого роду, що мають стабільний власний потенціал.

При проведенні електрофізіологічних вимірювань найбільш поширеними є контактні поверхневі провідні електроди першого роду (рис. 2.8) [22, 23].

Такі електроди виконують з різних електропровідних матеріалів: металів, сплавів, електропровідних неметалів. Найбільш широко використовуються металеві матеріали: срібло (частіше – срібне покриття), його сплави, корозійно стійкі сталі, вольфрам, харчове олово і т. д. Робоча площа електродів для більшості клінічних випадків визначається відповідно до потужності і розмірів електрогенного органу і встановлена нормативними документами (ГОСТ 25995) [22, 23]. Характерною конструктивною особливістю таких електродів є наявність порожнини, призначення якої – утримання при вимірюваннях електродної контактної речовини.



а)



б)

Рис. 2.8. Типи конструкцій електродів першого роду: а – електрокардіографічні електроди; б – електроенцефалографічні електроди [22, 23]

Загальні технічні вимоги та методи випробувань електродів визначені ГОСТ 25995 [22, 23]. Для таких електродів стандартом визначені такі електричні параметри, як різниця електродних потенціалів, що не повинна перевищувати

100 мВ, дрейф різниці електродних потенціалів, що не повинен перевищувати 250 мкВ, амплітуда напруги шуму (не більше 30 мкВ), напруга шуму руху тощо.

Основним недоліком електродів першого роду є дрейф потенціалу поляризації [22, 23].

Наявність потенціалу зміщення і його динаміка в реальному процесі вимірювання обмежують область застосування поляризованих електродів вимірюванням порівняно швидкоплинних електрофізіологічних процесів м'язів, головного мозку, сенсорних систем, на клітинному рівні – потенціалів збудження [22].

Конструкція слабополяризованих одноразових електродів першого роду (рис. 2.9, рис.2.10) включає в себе діелектричний корпус 1, в якому розташований металізований електрод 2, що закінчується електричним роз'ємом 3 або проводом відведення. У чашці корпусу закріплена еластична гідрофільна прокладка 4, просочена довговисихаючим електропровідним гелем. краї корпусу покриті клеючою речовиною 5. Клеєвий шар захищається легкознімною прокладкою 6, яка знімається перед встановленням електрода на тіло пацієнта.

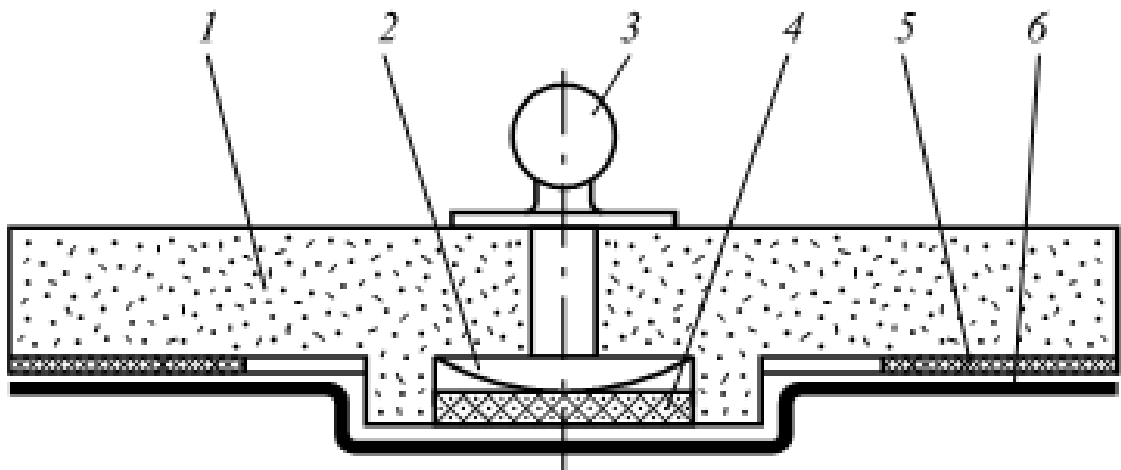


Рис. 2.9. Конструкція одноразових електродів першого роду

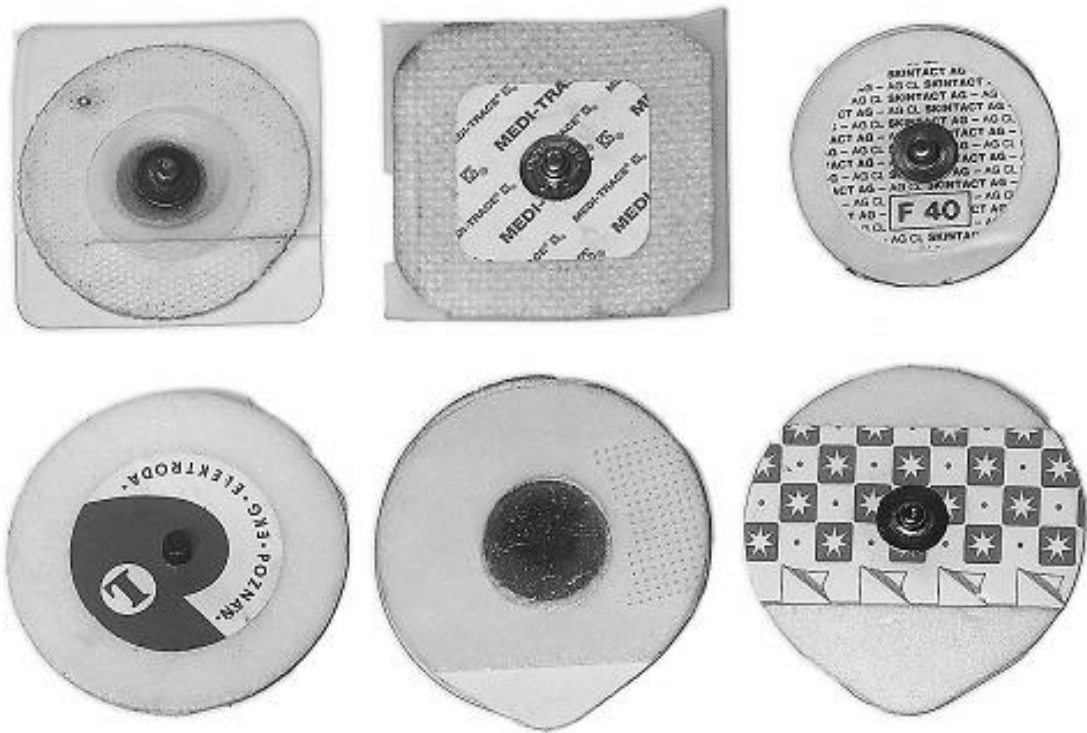


Рис. 2.10. Приклади деяких конструкцій одноразових електродів

Основним недоліком конструкцій одноразових електродів є неможливість їх багаторазового використання, що є неприпустимим для задачі біопротезування.

2.5 Задача розроблення конструкції активних електродів для відбору ЕМГ сигналів

Розглянуті типи електродів є пасивними і або потребують використання контактних гелів або змочування або є одноразовими. В першому випадку є складним забезпечити нанесення контактного гелю на електроди в структурі біопротеза, застосування ж одноразових електродів є неможливим з практичної точки зору. Для забезпечення надійного контакту електродів, з допомогою яких проводиться відбір таких ЕМГ сигналів, доцільно розробити електроди, які будуть мати неоднорідну площу поверхні, а саме голчасту структуру із заокругленими вершинами голок. Також в структуру електродів необхідно інтегрувати попередні підсилювачі біопотенціалів з метою збільшення вхідного

опору таких електродів та зниження рівня синфазних завад і артефактів, пов'язаних із зміщеннями електродів внаслідок рухів передпліччя.

Необхідність обґрунтування структури та способів технічної реалізації активних електродів для забезпечення можливості багаторазового відбору ЕМГ сигналів в структурі біокерованого протеза кисті руки визначається наступним: застосування одноразових електродів, які присутні на медичному ринку, є громіздким та ускладнює необхідність забезпечення однорідності умов відбору ЕМГ сигналів; використання багаторазових електродів передбачає необхідність регулярного нанесення додаткових матеріалів для покращення контакту поверхні електрода з поверхнею шкіри пацієнта (використання контактних гелів, додаткове змочування) та усунення (за наявності) волосяного покриву на шкірі в ділянках відбору ЕМГ сигналів; застосування імплантованих електродів потребує хірургічного втручання та регулярного контролю стану контакту електрод – нервові волокна. Розроблення ж електродів з голчастою поверхнею із заокругленою формою голок, що покриті хімічно стійкими (до дії біологічних чинників) струмопровідними матеріалами, зокрема хлорним сріблом, забезпечить надійність контакту чутливої поверхні електрода з поверхнею шкіри без усунення волосяного покриву.

Використання попередніх підсилювачів біопотенціалів, що інтегровані в структуру електрода, уможливить зниження рівня завад, що виникають в комутаційних кабелях системи реєстрації цих біосигналів, а також забезпечення збільшення вхідного опору електрода, що відповідно уможливить уникнення необхідності використання контактних гелів чи змочування поверхні електродів. Для виготовлення електродів заплановано використати технології 3-D друку та антистатичні біологічно стійкі матеріали.

2.6 Висновки до розділу 2

Для реалізації принципів біокерування перспективним є застосування залишкових ЕМГ сигналів. Такий спосіб керування є неінвазивним та не потребує хірургічного вживлення електродів в ділянки кукси пацієнта.

Розглянуто особливості проведення електроміографічних досліджень та особливості отримуваних при цьому ЕМГ сигналів.

Проведемо аналіз типів електродів, що використовуються для відбору біосигналів для виявлення можливості використання їх для відбору поверхневих ЕМГ високої роздільної здатності, а також типів артефактів, що виникають в процесі відбору.

Встановлено, що перспективним є застосування поверхневих контактних електродів першого роду. Розглянуті типи електродів є пасивними і або потребують використання контактних гелів або змочування або є одноразовими. В першому випадку є складним забезпечити нанесення контактного гелю на електроди в структурі біопротеза, застосування ж одноразових електродів є неможливим з практичної точки зору.

Для забезпечення надійного контакту електродів, з допомогою яких проводиться відбір таких ЕМГ сигналів, доцільно розробити електроди, які будуть мати неоднорідну площу поверхні. Також в структуру електродів необхідно інтегрувати попередні підсилювачі біопотенціалів з метою збільшення вхідного опору таких електродів та зниження рівня синфазних завад і артефактів, пов'язаних із зміщеннями електродів внаслідок рухів передпліччя.

Для виготовлення електродів заплановано використати технології 3-D друку та антистатичні біологічно стійкі матеріали.

РОЗДІЛ 3

РОЗРОБЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЇ ЕЛЕКТРОДІВ ДЛЯ ВІДБОРУ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ

3.1 Способи реєстрації ЕМГ сигналів

Для реєстрації ЕМГ сигналів застосовують спеціальні прилади – електроміографи [19]. Способи накладання електродів для різних способів відбору ЕМГ сигналів наведено на рис. 3.1.

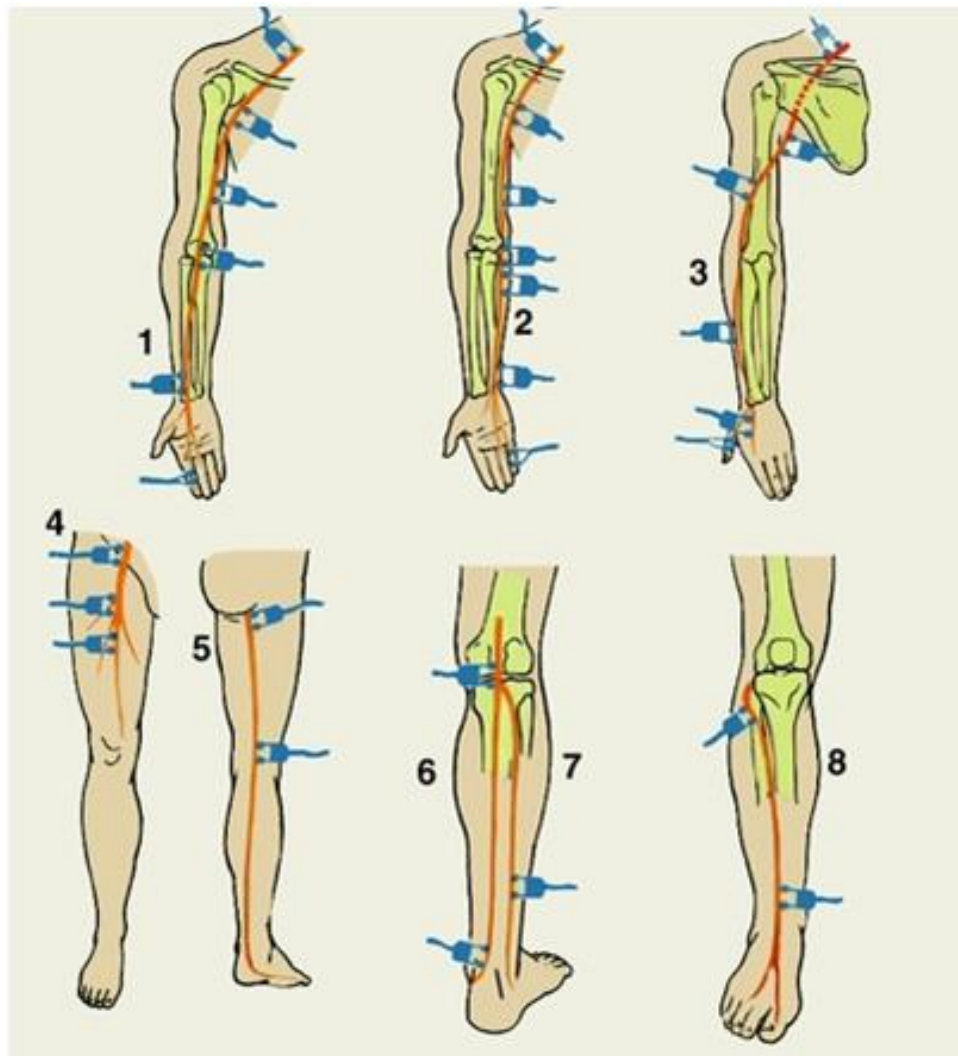


Рис. 3.1. Розташування відвідних і стимулюючих електродів при стимуляції серединного нерва (1), ліктьового нерва (2), променевого нерва (3), стегнового нерва (4), сідничного нерва (5), великогомілкової нерва (6), литкового нерва (7), малогомілкової нерва (8) [19]

На рис. 3.2 наведено загальний вигляд накладання електродів при поверхневій електроміографії [19]

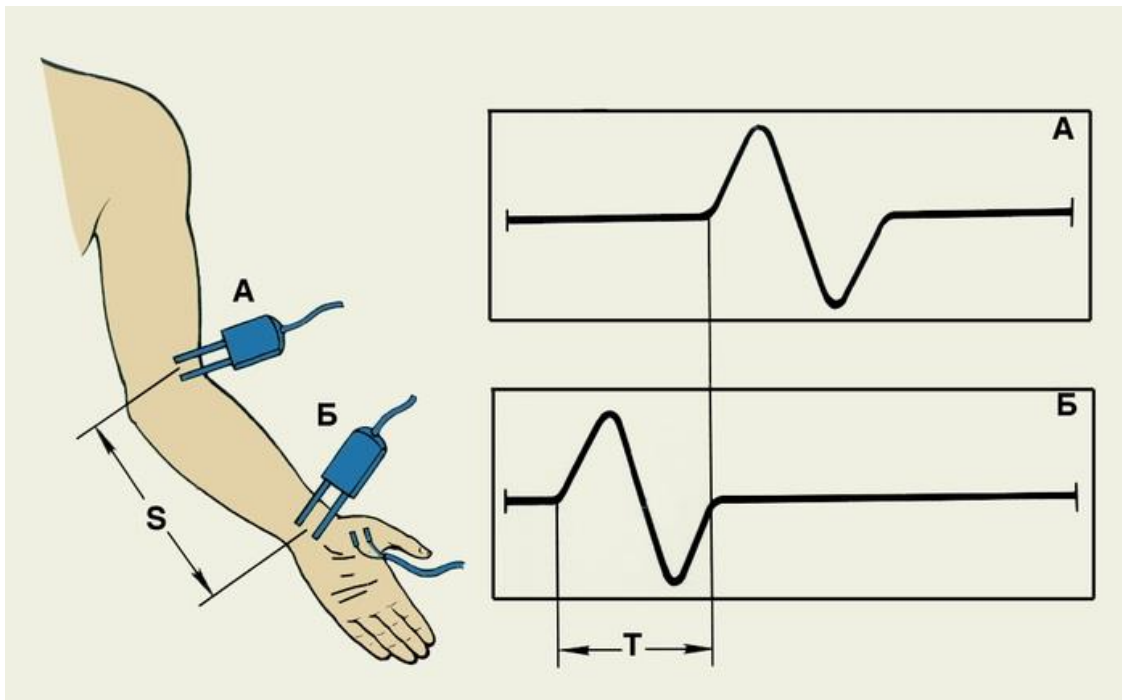


Рис. 3.2. Спосіб накладання електродів при поверхневій електроміографії: S — відстань між електродами А та Б; T — різниця латентних періодів [19].

В роботі пропонується накладати електроди радіально на рівні передпліччя, які інтегровані в манжету. При цьому, пропонується використати чотири пари електродів. В межах кожної пари відстань між електродами становить 1,5 см. Манжета виконана із тканини із пружними вставками всередині.

3.2 Обґрунтування конструкції електродів

В якості конструкції електрода пропонується використати електроди з голчастою поверхнею самого електрода, які покриті хлоридом срібла. Цей матеріал є струмопровідним але важкорозчинним для електролітів та солей, які можуть бути присутні на поверхні шкіри пацієнта.

Вигляд конструкції електрода наведено на рис. 3.3.

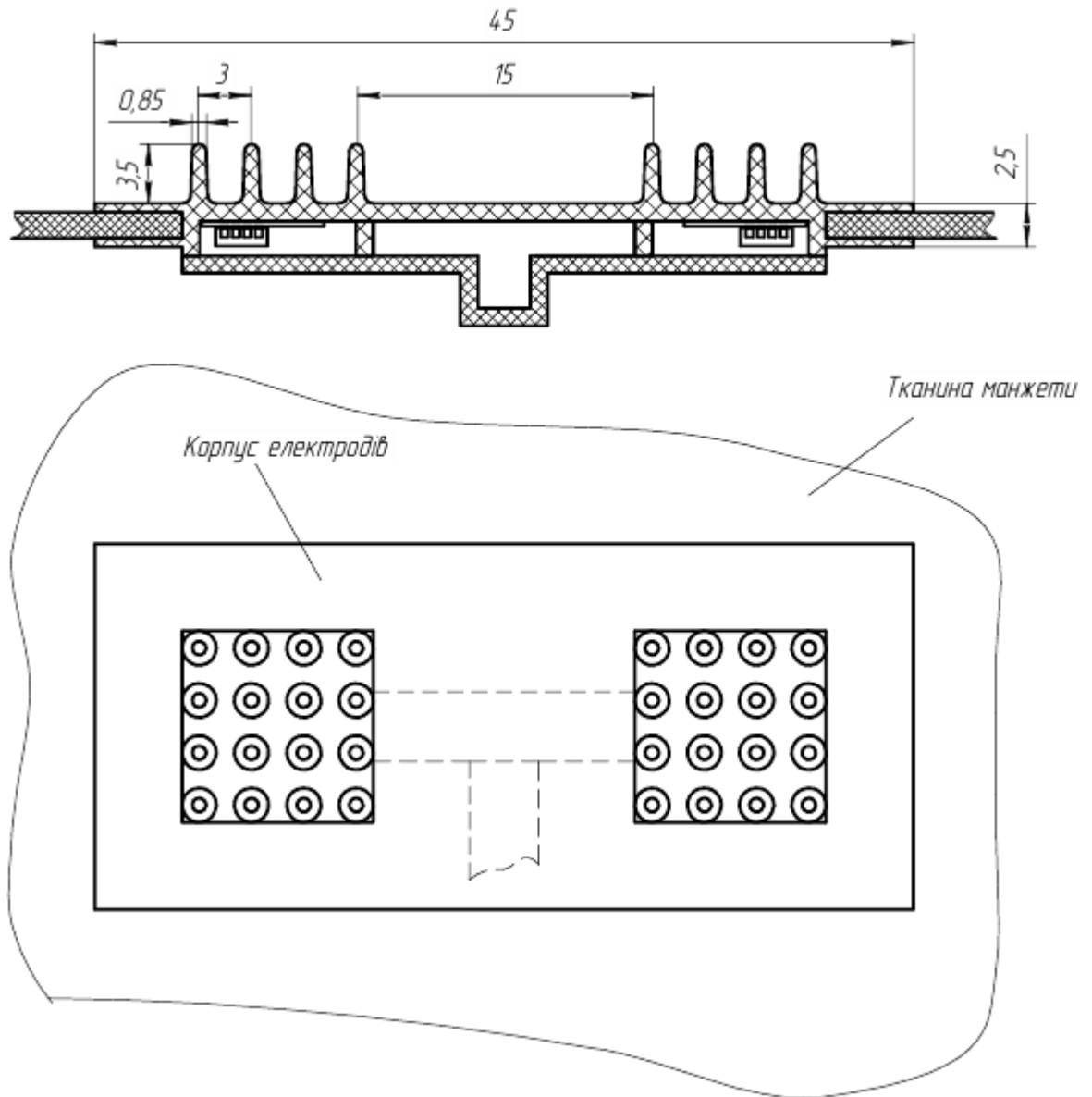


Рис. 3.3. Вигляд конструкції електродів, які розміщені в середині манжети

Така конструкція електродів забезпечить надійне прилягання самих електродів до поверхні шкіри пацієнта через волосяний покрив і буде більш стійкою до появи артефактів рухів.

3.3 Інтеграція попереднього підсилювача в структуру конструкції електрода

Для підвищення вхідного опору електродів пропонується інтегрувати всередину кожного електрода операційних підсилювачів, які включені за схемою

повторювачів напруги. При цьому використовуються малопотужні підсилювачі із входними каналами, які виконані на польових та комплементарних структурах.

Вигляд друкованої плати для підключення операційного підсилювача TLC272 наведено на рис. 3.4.

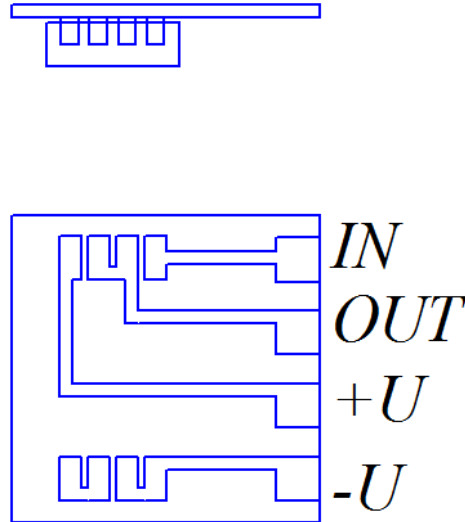


Рис. 3.4. Вигляд друкованої плати для підключення операційного підсилювача TLC272

Спосіб інтеграції операційного підсилювача в структурі електродів наведено на рис. 3.3.

3.4 Вибір типу матеріалу для виготовлення електрода

Вибір матеріалу для 3D-друку сам по собі є важливим етапом, а вибір матеріалу для виготовлення поверхневих електродів для відбору ЕМГ сигналів, від якості яких буде залежати функціонування біопротеза, є особливо важливим [24].

В області 3D-друку відомими та поширеними є такі матеріали, як ABS і PLA. Це найбільш відомі філаменти з добре вивченими властивостями. Однак існують і інші матеріали із кращими для нашої задачі властивостями. Проаналізуємо деякі типи наповнювачів для технологій 3D-друку [24].

Такий наповнювач як NYLON [24] відрізняється високою міцністю і зносостійкістю. З цього матеріалу друкується широкий спектр всіляких виробів, від іграшок і предметів побуту, до деталей техніки, одягу і медичних ортезів.

Наступним є наповнювач FLEX [24]. Відрізняється високими механічними характеристиками. Має хорошу зносостійкість і еластичність. Застосовується для виготовлення декоративних виробів, захисних покриттів, підошов, і т.д.

PVD [24] - синтетичний полімер з хорошими пластичними і термічними властивостями. По суті - спеціальним чином оброблений поліетилен. Легкий, міцний, зносостійкий. Не пропускає воду, але легко проникний для газів. Широко використовується при виготовленні пакувального матеріалу.

PETG [24] міцніше багатьох інших філаментів. Матеріал, як правило, прозорий або напівпрозорий, навіть при додаванні фарбувального пігменту. Має гарний глянцевиий вигляд.

POM [24], або поліоксиметилен. Характеристики міцності матеріалу такі, що вироби з нього застосовуються в інженерії для заміни металевих деталей. Також він біологічно нейтральний і може бути використаний в медицині і харчовій промисловості.

Наповнювач ANTISTATIC [24]. ABS Antistatic - майже звичайний ABS, але до складу цього філамента включені антистатичні речовини, що допомагають позбутися від статички, властивої більшості матеріалів для 3D-друку.

Застосовується для створення деталей і корпусів електроніки, де статичні розряди абсолютно недопустимі, упаковок для зберігання мікросхем і інших чутливих компонентів, килимків для точної вимірювальної апаратури і т.д.

Діаметр нитки, мм 1,7; температура платформи 100 ° C; температура екструдера 210 - 240 ° C

З усіх розглянутих матеріалів найбільше для виготовлення поверхневих ЕМГ електродів підходить наповнювач ABS Antistatic, оскільки в структурі електрода буде інтегровано операційний підсилювач як буферний елемент, відповідно опір матеріалу електрода має бути максимально високим, а наявність поверхневих зарядів що виникатимуть на електроді за рахунок незначного тертя об поверхню шкіри чи волосяні покриви, призведе до появи значних шумів в

структурі відібраного ЕМГ сигналу. Зазначеним вимогам відповідає саме наповнювач ABS Antistatic.

3.5 Висновки до розділу 3

Проаналізовано способи накладання електродів при проведенні поверхневих ЕМГ сигналів та запропоновано накладати електроди радіально на рівні передпліччя.

В якості конструкції електрода пропонується використати електроди з голчастою поверхнею самого електрода, які покриті хлоридом срібла.

Для підвищення вхідного опору електродів пропонується інтегрувати всередину кожного електрода операційних підсилювачів, які включені за схемою повторювачів напруги.

З усіх розглянутих матеріалів найбільше для виготовлення поверхневих ЕМГ електродів підходить наповнювач для 3-D друку типу ABS Antistatic, оскільки в структурі електрода буде інтегровано операційний підсилювач як буферний елемент, відповідно опір матеріалу електрода має бути максимально високим, а наявність поверхневих зарядів що виникатимуть на електроді за рахунок незначного тертя об поверхню шкіри чи волосяні покриви, призведе до появи значних шумів в структурі відібраного ЕМГ сигналу. Зазначеним вимогам відповідає саме наповнювач ABS Antistatic.

РОЗДІЛ 4

СХЕМО-ТЕХНІЧНІ РІШЕННЯ ВИКОНАННЯ СИСТЕМИ ВІДБОРУ
ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ

4.1 Обґрунтування структурної схеми системи для відбору ЕМГ сигналів

В дослідженнях відбір ЕМГ сигналів проводився з допомогою спеціально розробленого блока підсилення біопотенціалів, який виконаний на двох інструментальних підсилювачах AD620, які включені послідовно [25]. Між цими підсилювачами включено фільтр високих частот для придушення постійної складової сигналу. Після підсилювачів передбачено обмеження сигналу по амплітуді. Сигнал з виходу такого блока відбору подається на вхід АЦП звукової картки персонального комп'ютера та попередньо опрацьовується в програмному середовищі Adobe Audition. Функціональна схема запропонованого блоку відбору біосигналів наведена на рис. 4.1.

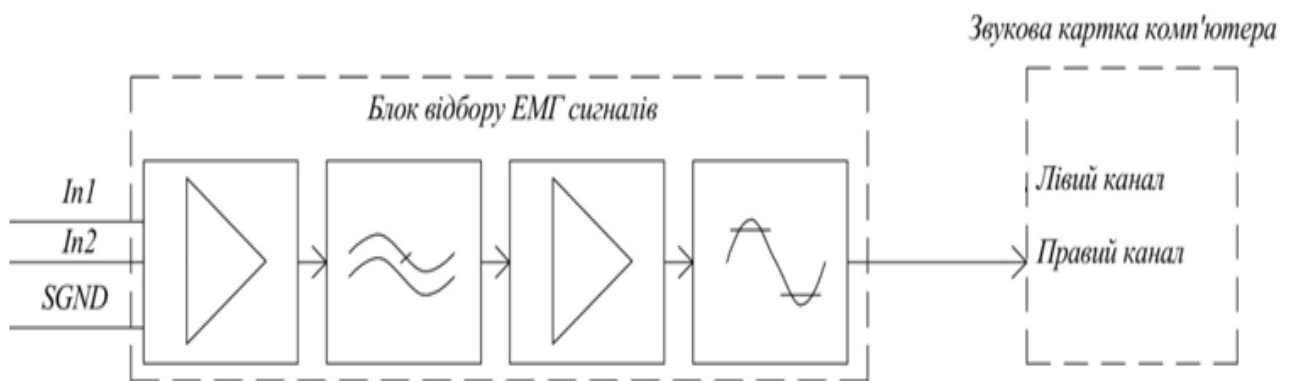


Рис. 4.1. Функціональна схема запропонованого блоку відбору ЕМГ сигналів

В силу того, що конструкція електродів для відбору ЕМГ сигналів є запропонована але не реалізована практично через підвищену собівартість матеріалів та необхідність наявності 3-D принтера на цьому етапі для відбору ЕМГ сигналів використано одноразові ЕМГ електроди та блоку попереднього підсилення. Схема електрична принципова розробленого блоку наведена на рис.

4.2. Відповідно до рис. 4.2, блок виконаний на двох інструментальних підсилювачах $DA2$ та $DA3$, між якими було включено фільтр високих частот $R2C3$ із частотою зрізу $0,8$ Гц для недопущення попадання постійної складової сигналів на вхід наступного підсилювача. На елементах $VD3$ - $VD5$ виконано вузол обмеження вихідного сигналу по амплітуді на рівні 5 В. На елементах $VD1$, $VD2$, які є програмованими стабілітронами, виконано джерело стабілізованого двополярного живлення ± 3 В. Сам блок живиться від акумуляторної батареї 9 - 12 В. Сумарний коефіцієнт підсилення блоку становить 14000 .

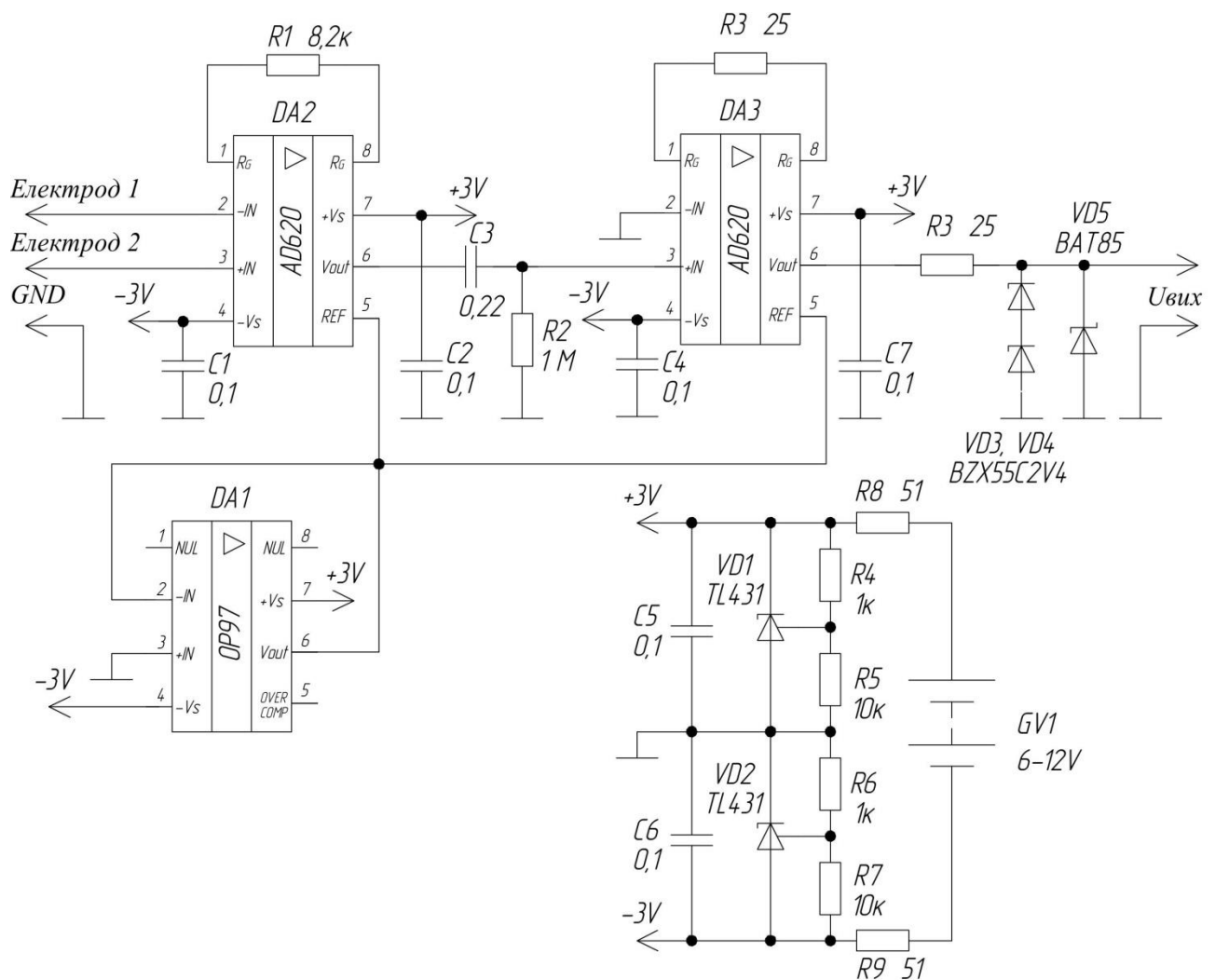


Рис. 4.2. Схема електрична принципова блока підсилення біопотенціалів при відборі ЕМГ сигналів

З виходу блоку корисний ЕМГ сигнал подається на один із входів звукової карточки персонального комп'ютера. Запис проводився з допомогою одноразових ЕКГ електродів, які придатні для відбору ЕМГ сигналів. Електроди

розміщувалися на рівні передпліччя, зокрема референтний – на рівні сухожилля, а активний на три сантиметри нижче, заземлюючий електрод розміщувався з іншої сторони руки. Запис проводився при згинанні кисті руки в кулак. Вигляд вікна Adobe Audition з виглядом ЕМГ сигналу подано на рис. 4.3.

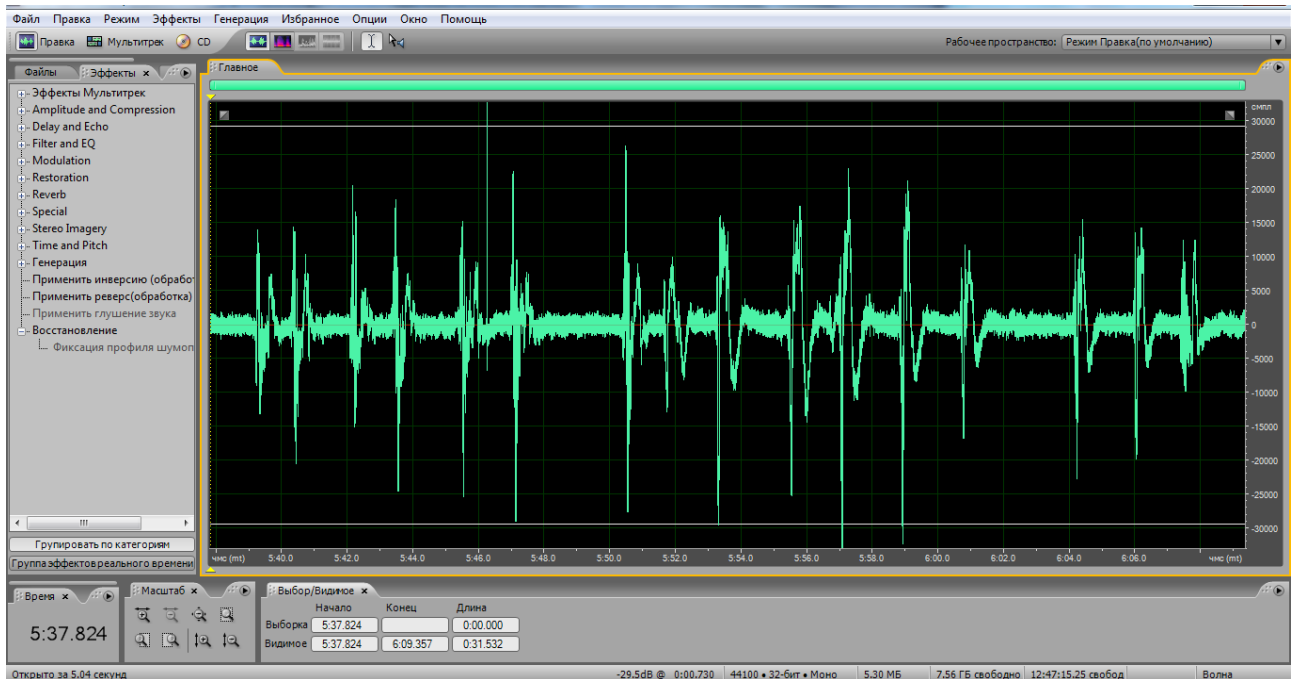


Рис. 4.3. Вікно програми Adobe Audition з виглядом ЕМГ сигналу

Відповідно до рис. 4.3 в структурі відібраних ЕМГ сигналів помітна коливна структура та наявність випадкової складової.

4.2 Аналіз відібраних ЕМГ сигналів в середовищі Matlab

На наступному етапі було проведено завантаження зареєстрованих сигналів в середовище Matlab.

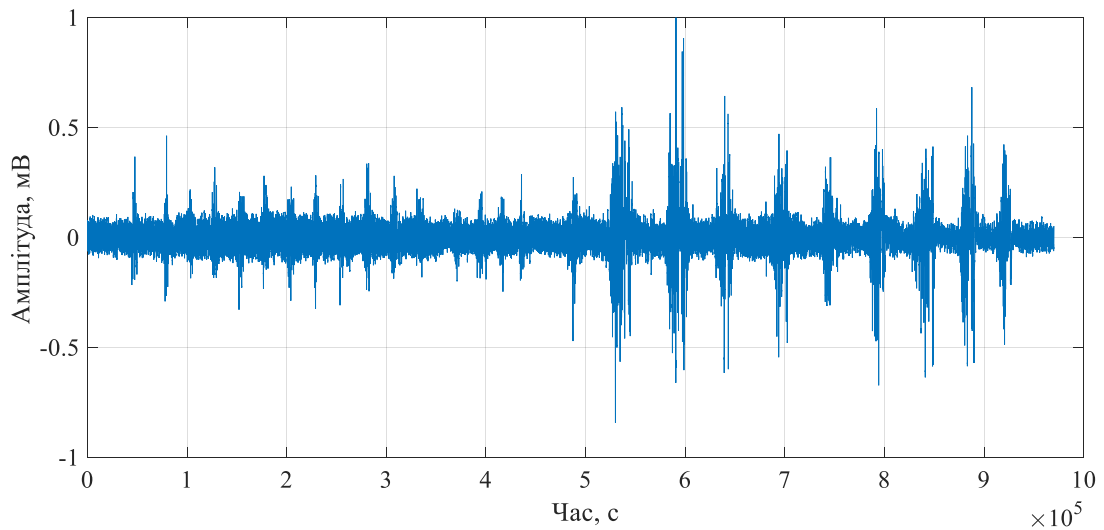


Рис. 4.4. Вигляд завантажених сигналів, що характеризують рухи окремих пальців

В роботі було завантажено отримані сигнали ЕМГ в Matlab. Вигляд завантаженого сигналу наведено на рис. 4.5.

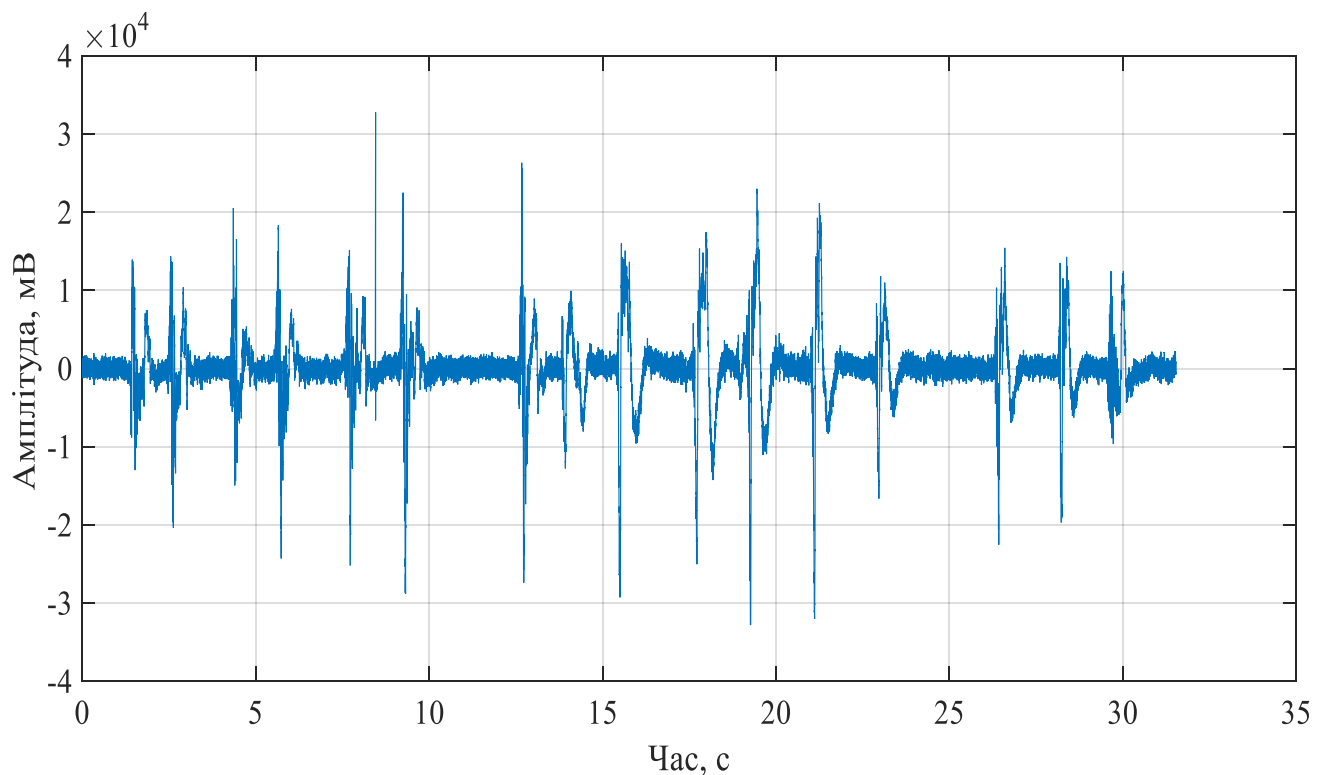


Рис. 4.5. Вигляд реєстрограми ЕМГ сигналу

З рис. 4.5 можна зробити висновок, що в сигналі міститься значний рівень шуму. Для усунення його виконано фільтрацію сигналу з допомогою функції

низькочастотної фільтрації з допомогою функції `filter`. Вигляд відфільтрованого ЕМГ сигналу наведено на рис. 4.6.

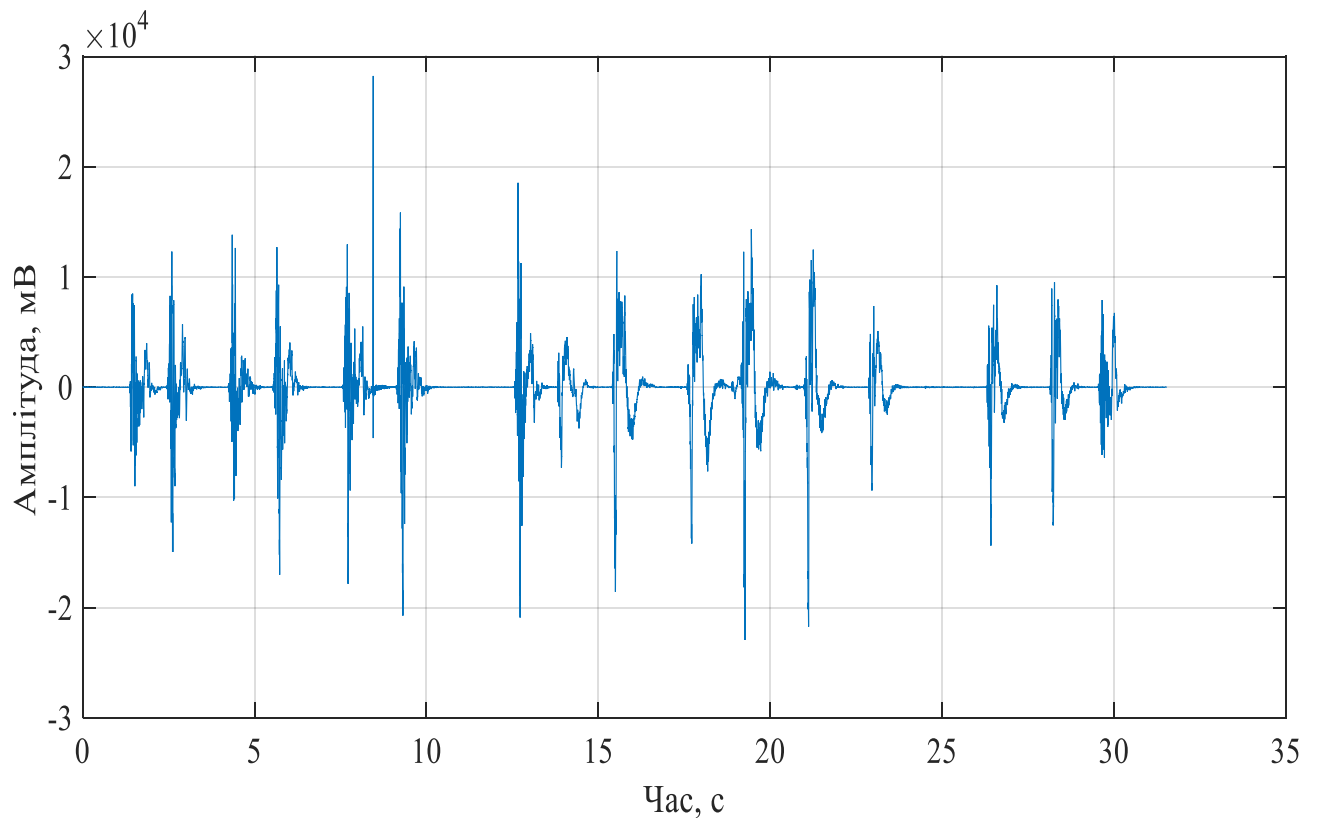


Рис. 4.6. Вигляд відфільтрованого ЕМГ сигналу

Дальше, окремі вибірки з ЕМГ сигналу, запропоновано обробляти методами гармонічного та спектрально-кореляційного аналізу.

4.3 Висновки до розділу 4

Запропоновано структурну схему блока відбору ЕМГ сигналів, яка виконана на інструментальних підсилювачах AD620, між якими включено фільтр низьких частот. Схему реалізовано у вигляді окремого модуля.

В силу того, що конструкція електродів для відбору ЕМГ сигналів є запропонована але не реалізована практично через підвищену собівартість матеріалів та необхідність наявності 3-D принтера на цьому етапі для відбору ЕМГ сигналів використано одноразові ЕМГ електроди та блоку попереднього підсилення.

Проведено відбір ЕМГ сигналів із використанням одноразових ЕМГ електродів та розробленого блоку відбору.

Проведено завантаження та попередню обробку таких сигналів в середовищі Matlab.

РОЗДІЛ 5

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

5.1 Методика проведення медико-біологічних досліджень

Метод відбору електроміографічних сигналів для задачі біопротезування кисті руки, в якому необхідно розглянути роботу нервово-м'язової системи. Під нервово-м'язовою системою розуміють комплекс скелетних м'язів і сегментарно-периферичних утворень нервової системи (мотонейрони і периферичні рухові волокна). Функціональною одиницею нервово-м'язової системи є рухова одиниця, що складається з одного мотонейрона, його аксона і іннервіруємих їм м'язових волокон (екстрафузальних). М'язові волокна, що відносяться до території однієї рухової одиниці, функціонують як єдине ціле за принципом «все або нічого».

Електронейроміографія підрозділяється на голкоподібну і поверхневу електроміографію, а також стимуляційних електронейроміографом.

Голчаста електроміографія – метод вивчення біоелектричної активності м'язів за допомогою введення голчастого електрода в досліджувану м'яз з подальшою реєстрацією і оцінкою параметрів потенціалів рухових одиниць. Потенціал рухової одиниці являє собою сумарний потенціал активності м'язових волокон, що належать до однієї рухової одиниці.

Запис і аналіз міограми складається з чотирьох етапів: введення голки; стан спокою; мінімальне м'язове скорочення; максимальне м'язове скорочення.

При введенні голки виникає посилена інсерційно активність – залп потенціалів внаслідок механічного подразнення м'язових волокон голкою. У здорових людей тривалість посиленою інсерційно активності становить до 200 мс, при первинних м'язових захворюваннях, захворюваннях периферичної нервової системи цей показник збільшується.

У стані спокою проводиться оцінка спонтанної активності м'язових волокон. У нормі ніякої спонтанної активності не реєструється. Розрізняють

декілька видів потенціалів спонтанної активності, що вказують на патологічний процес у м'язі.

– Потенціали фібриляції – це електрична активність одиночного м'язового волокна (групи волокон), що не викликана нервовим імпульсом і виникає повторно (середня тривалість – 1-5 мс, амплітуда – 10- 300 мкВ). Потенціали фібриляції є типовою ознакою денервации м'язи. Виникають через 15-21 день після перерви нерва, провокуються механічним подразненням або согреванием м'язи. Відсутність фібриляції через 3 тижні. від моменту поразки периферичного нерва виключає наявність повної денервации.

– Позитивні гострі хвилі вказують на грубу денервацию м'язи і дегенерацію м'язових волокон (середня тривалість – 2-30 мс, амплітуда – 10-4000 мкВ), виникають через 14-21 день після денервации.

– Потенціали фасцикуляцій схожі з потенціалами дії рухової одиниці, але з'являються в повністю розслабленому м'язі. Характерні для захворювань, пов'язаних з ураженням мотонейронів передніх рогів, проте зустрічаються і при інших захворюваннях.

– Міотоніческие розряди складаються з потенціалів фібриляції, позитивних гострих хвиль, потенціалів рухових одиниць, амплітуда і частота яких наростають і потім знижуються. Характерні для різних видів Міотонія.

– Псевдоміотоніческие розряди – високочастотні повторювані розряди потенціалів м'язових волокон, реєстровані при різних формах первинно-м'язових захворювань, запальному ураженні м'язових волокон.

При мінімальному м'язовому напрузі оцінюються параметри окремих потенціалів рухових одиниць (тривалість, амплітуда, фазність та ін.). Для кожного м'яза є свої нормативні показники (допустимі відхилення $\pm 13\%$).

При максимальній напрузі м'язи утворюється інтерференційна крива: при активації всіх рухових одиниць м'язи частота потенціалу дії збільшується настільки, що потенціали нашаровуються один на одного, і вже неможливо визначити їх приналежність до конкретної рухової одиниці. Проводиться оцінка амплітуди і частоти осциляцій.

Поверхнева електроміографія. При використанні нашкірних електродів в нормі при активированні м'язи відразу ж реєструється інтерференційний тип електроміографії як результат складання коливань потенціалу багатьох рухових одиниць. Виділяють чотири типи поверхневої електроміограма.

Перший тип – інтерференційна електроміограма – високочастотна (50-100 коливань в секунду) поліморфна активність, що виникає при довільному скороченні м'яза або при нарузі інших м'язів. Цей тип характерний для здорової м'язи. Інтерференційна електроміограма зниженою амплітуди спостерігається при первинних м'язових ураженнях, а також при Аксональна поразці. Візуально по поверхневої електроміограмі диференціація неврального і первинного м'язового ураження неможлива через відсутність даних про частоту коливань.

Другий тип – уражень електроміограма – рідкі (до 20-40 в секунду), виразні за ритмом коливання потенціалів у вигляді «частоколу», а також спонтанні потенціали фасцикуляцій, реєстровані в стані спокою. Цей тип електроміограма характерний для ураження передніх рогів спинного мозку. Коливання з частотою 20-40 в секунду високої амплітуди (3-5 мкВ) спостерігаються при відносно негрубою поразці. Ці коливання відповідають гігантським потенціалам рухової одиниці, що реєструється при голчастою електроміографії. Дуже рідкісні (5-15 в секунду) коливання зі зниженою амплітудою (50-150 мкВ), відносно постійні за ритмом, реєструються при більш грубої патології, відповідають поразці більшості нейронів передніх рогів і зменшенню числа функціонуючих м'язових волокон.

Третій тип – високі по амплітуді в стані спокою і при тонічному нарузі м'язів, ритмічно повторюються «залпи» частих коливань (частотою 4-10 в секунду, тривалістю 80-100 мс). Цей тип поверхневої електроміограма характерний для різного роду супраспінальних розладів рухової системи.

Четвертий тип – повне біоелектричний мовчання у спокої, при тонічному напруженні або спробі до довільного скорочення. Характеризує повний параліч м'язи як при повній атрофії м'язових волокон, так і при блоці проведення по периферичного нейрона.

Стимуляційна електронейроміографія – неінвазивний метод дослідження, який заснований на оцінці електричних потенціалів м'язи, викликаних шляхом електричної стимуляції периферичного нерва. Методика дозволяє визначити характер (аксональний, демієлінізуючий), рівень, ступінь ураження нерва, оцінити стан іннервуємого їм м'язи. Дослідження проводиться на шкірними електродами: активний електрод накладається на моторну точку м'язи, референтний електрод – на 2-3 см, заземлюючий електрод розташовується між стимулюючим і відводящими електродами. Стимулюючим електродом дратують нерв, іннервуючий дану м'яз, з поступовим збільшенням сили струму до найбільшої амплітуди моторного відповіді (М-відповідь).

М-відповідь – сумарний синхронний розряд рухової одиниці м'язи у відповідь на подразнення рухових волокон нерва. При ураженні нерва або м'язи, як правило, спостерігається виражене підвищення порогу викликання М-відповіді. При ураженні аксона нерва, а також при ураженні самої м'язи спостерігається зниження амплітуди М-відповіді. Для оцінки стану мієлінової оболонки нерва використовують показники термінальної латентності, швидкості проведення електричного імпульсу. Термінальна латентність – час проходіння імпульсу від дистальної точки стимуляції до М-відповіді. Визначення швидкості проведення електричного імпульсу по руховим або чутливим волокнах нерва ґрунтується на зіставленні відстані між дистальної і проксимальної точками стимуляції нерва з різницею латентних періодів викликаних відповідей при подразненні двох точок. Стимуляція рухових і чутливих волокон периферичних нервів дозволяє отримати хвилі з більшою латентністю, ніж М-відповідь, – так звані «пізні відповіді».

При переднервового ураженнях біоелектричну активність нервово-м'язової системи характеризують такі ознаки:

- Наявність потенціалів фасцикуляцій, іноді й фібриляцій, у спокої при відведенні голчастими електродами;
- Другий тип електроміограма при відведенні поверхневими електродами або розрідження електроміограма при голкоподібному відведенні при довільному м'язовому скороченні;

– Наявність нормальних мінімальних і максимальних швидкостей проведення електричного імпульсу;

- Значне підвищення амплітуди потенціалу дії нерва;
- Виражене зниження максимальної амплітуди М-відповіді;
- Виражене падіння числа функціонуючих рухових одиниць;
- Збільшення тривалості потенціалів рухових одиниць більше 12 мс;
- Збільшення амплітуди потенціалів рухових одиниць.

При ураженні корінців, сплетінь і нервів біоелектричну активність нервово-м'язової системи характеризують:

- Спонтанна активність (фібриляції, фасцикуляції, позитивні денерваційне потенціали);
- Інтермедіарний тип електроміограма при максимальному м'язовому скороченні (характерна ознака часткової денервації);
- Зниження еферентних і аферентних швидкостей проведення електричного імпульсу;
- Зменшення амплітуди потенціалу дії нерва;
- Зменшення амплітуди М-відповіді.

При цьому діагностичним критерієм неврального поразки є поєднане зниження швидкостей проведення електричного імпульсу по нерву і амплітуд неврального і м'язового викликаних потенціалів більш ніж на 20%.

Диференційно-діагностичною відмінністю переднервового процесу від неврального є диссоціювання зниження максимальної амплітуди М-відповіді і падіння числа рухових одиниць при нормальних (або підвищених) швидкостях проведення імпульсів і амплітуд невральних викликаних потенціалів.

При первинному м'язовому поразку біоелектрична активність нервово-м'язової системи характеризується:

- Низькоамплітудної поверхневої інтерференційної електроміограма при помірному або навіть слабкому м'язовому скороченні;
- Укороченням тривалості потенціалів дії рухових одиниць більш ніж на 20%;
- Збільшенням числа поліфазних потенціалів;

- Зниженням амплітуди потенціалів дії рухових одиниць;
- Зниженням максимальної амплітуди М-відповіді;
- Зменшенням числа рухових одиниць при підвищенні амплітуди мінімального М-відповіді і близьких до норми швидкості проведення імпульсу і амплітудах невральних викликаних потенціалів.

Таким чином, диференційно-діагностичними ознаками електро-нейроміографія для розмежування спинномозкового, невального і м'язового ураження є величини швидкостей проведення імпульсів і амплітуди невральних потенціалів дії:

- При первинному м'язовому поразку ці показники нормальні;
- При невральній – зниження амплітуд невральних викликаних потенціалів поєднується з уповільненням швидкості проведення імпульсу по нерву;
- При переднерогового процесі швидкості проведення імпульсу нормальні, амплітуди невральних викликаних потенціалів різко зростають, досягаючи гігантської величини.

5.2 Обґрунтування вибору УДК напряму наукового дослідження

Універсальна десяткова класифікація (УДК) є міжнародною системою класифікації документів. Вона відповідає найістотнішим вимогам до класифікації (міжнародність, універсальність) та надає можливість відображати новітні досягнення науки й техніки без будь-яких суттєвих змін в її структурі. Такої гнучкості не має жодна з існуючих систем класифікації.

Наявність детально розробленої системи допоміжних таблиць визначників, здатність відображати нові поняття за допомогою розподілу рубрик від загального до конкретного також роблять систему УДК гнучкою. Це дає змогу багатоаспектно розкривати зміст матеріалів за допомогою комбінування індексів. Застосування визначників безмежно розширює можливості класифікації та відкриває нові для детальної класифікації матеріалу.

В основі структури УДК – принцип десяткових дробів. Для позначення рубрик застосовують арабські цифри, зрозумілі в усіх країнах, що робить УДК

загальнодоступною міжнародною системою. Десятковий принцип структури дає змогу безмежно розширювати її за допомогою приєднання нових цифрових позначень до існуючих, не змінюючи системи загалом.

Індекси УДК побудовані так, що кожна наступна цифра, що приєднується до індексу, не змінює попереднє значення, а лише уточнює, позначаючи конкретніше поняття.

Отже, тема наукового дослідження включає у своїй структурі дві сторони:

Тема включає у своїй структурі дві сторони:

- 1) Медична (міографічні сигнали).
- 2) Метод статистичного опрацювання

Згідно з класифікатором УДК (сайт - <http://teacode.com/online/udc/>), **медична сторона** класифікується наступною послідовністю дій, при виборі номера:

- 1) УДК 61 - Медицина. Охорона здоров'я. Пожежна справа;
- 2) УДК 612 - Фізіологія. Порівняльна фізіологія;
- 3) УДК 612.7 – Органи руху. Голосовий апарат. Голос. Шкіра;
- 4) УДК 612.74 – Поперечносмугасті м'язи;
- 5) УДК 612.741 – Скорочення м'язів;
- 6) УДК 612.741.1 – Міографія.

А технічна сторона класифікується наступною послідовністю:

- 1) УДК 51 - математика
- 2) УДК 519.2 - Теорія ймовірностей і математична статистика
- 3) УДК 519.21 - Теорія ймовірностей і випадкові процеси
- 4) УДК 519.218 - Випадкові процеси спеціального виду

Отже, загальний номер УДК буде мати наступний номер:

УДК 612.741.1:519.218

Отже, у розділі описано методику проведення медико-біологічного дослідження та обґрунтовано вибір УДК тематики за напрямом наукового дослідження

РОЗДІЛ 6

ОБҐРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ

6.1 Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи

Наукові дослідження, які є основою наступних стадій інноваційних процесів, класифікують по трьом видам: фундаментальні, пошукові та прикладні.

Фундаментальні дослідження проводять з метою отримання систематизованих даних щодо певної науково-технічної проблеми, виявлення нових закономірностей і принципів розвитку світу, обґрунтування нових понять, створення нових теорій.

Пошукові дослідження розвивають фундаментальні розробки з метою їх практичної використання, тобто вони спрямовані на конкретний науково-технічний результат.

Прикладні наукові дослідження, в свою чергу, базуються на пошукових і проводяться для розробки нових чи удосконалення існуючих технологічних процесів; створення матеріалів з особливими властивостями; принципово нових зразків машин, обладнання, приладів, оснащення, високотехнологічних наукомістких виробництв.

І, нарешті, розробки – технологічні, дослідно-конструкторські, проектні, організаційні роботи, які включають створення техніко-економічної документації для освоєння нововведень (нових технологій, нової продукції та виробництв, споруд, прогресивних методів організації та управління виробництвом) та їх дослідно-експериментального випробування.

Основне завдання економічного обґрунтування – довести, що тема досліджень, яку опрацьовує магістрант, має, перш за все, наукову, технічну, а також економічну, соціальну або екологічну значущість і сприяє тим самим зростанню темпів науково-технічного прогресу в цілому. З цією метою акцентується увага на масштабах виробництва і використання продукції, на

підвищення якості або удосконалення виробництва якої направлена тема магістерської роботи.

У разі, коли дослідження має фундаментальний або фундаментально-пошуковий характер необхідно висвітлити науково-технічне значення даної сфери знань та перспективи, які розкривають дослідження по темі магістерської роботи.

Ця частина економічного розділу повністю формується на основі критичного опрацювання фахових публікацій останніх років, які присвячені питанням, що стосуються теми дослідження. Всі викладки цієї частини повинні спиратись на конкретні кількісні оцінки експлуатаційних та технологічних властивостей матеріалів та виробів, обсягів їх виробництва та використання, режимів технологічних процесів, ринкової вартості виробів та технологічних матеріалів, сировини, енергоресурсів тощо з відповідним посилками в тексті на першоджерела.

Результатом цього розділу має стати чітко сформульована науково-технічна проблема, на вирішення якої повинна бути направлена дана дослідницька робота. Таким чином, сформульована проблема і тема науково-дослідницької роботи повинні знаходитись у логічній єдності між собою.

6.2 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Розрахунок усіх витрат організації-виконавця НДР, пов'язаних з виконанням теми, дає можливість встановити її собівартість або кошторисну вартість. Кошторис розробляє виконавець робіт на основі календарного плану проведення досліджень і затверджує замовник або орган, що забезпечує фінансування робіт. Як правило, кошторис складається до початку виконання робіт і тому називається плановим.

Встановлення величини витрат на проведення робіт по темі в розрізі типових статей кошторисної вартості (калькуляції собівартості) НДР наводяться нижче.

6.2.1 Витрати на оплату праці. Витрати за цією статтею включають заробітну плату безпосередніх виконавців теми, а заробітна плата адміністративно-управлінського персоналу, працівників дослідних виробництв включаються в кошторисну вартість теми через статтю «Накладні витрати». Крім цього, слід враховувати, що для тем, які фінансуються за рахунок держбюджету прибуток не планується і тому в дану статтю витрат включається тільки основна заробітна плата (без премій та інших виплат, що здійснюються із прибутку). Витрати на оплату праці розраховують на основі даних про трудомісткість окремих робіт по темі (табл. 6.1) та посадових окладів безпосередніх їх виконавців.

Загальна трудомісткість робіт, що виконуються безпосередньо студентом (інженером - дослідником), визначається навчальним планом відповідного напрямку підготовки.

Таблиця 6.1

Трудомісткість робіт по темі НДР

Найменування робіт по темі дослідження	Трудомісткість за виконавцями, людино-днів					
	Провідний науковий співробітник	Старший науковий співробітник	Молодший науковий співробітник	Інженер	Лаборант	Студент
1. Уточнення та конкретизація завдань по темі дослідження	2	2	1	–	–	2
2. Аналіз науково-технічних публікацій з теми	1	2	3	–	–	7
3. Розроблення математичної моделі сигналу	3	3	4	–	–	5
4. Розроблення Компонентного методу опрацювання сигналу	3	3	4	–	–	5
5. Експериментальні дослідження сигналу	2	2	2	2	2	2
6. Формування звіту по НДР	5	7	7	7	7	7
Разом за виконавцями теми	16	20	21	9	9	28

Подальші розрахунки витрат на оплату праці проводиться за алгоритмом, зрозумілим із табл. 6.2.

Середньоденна заробітна плата за категоріями виконавців розраховується шляхом ділення їх посадового місячного окладу на 21,2 (де 21,2 – усереднене число робочих днів за місяць).

Таблиця 6.2

Розрахунок витрат на оплату праці

Посада виконавців теми	Планова трудомісткість, люд-днів	Заробітна плата, грн		
		Посадовий місячний оклад	Середньоденна зарплата	Усього за виконавцями
1.Провідний науковий співробітник	15	4289,70	202,34	3035,10
2.Старший науковий співробітник	18	3334,80	157,30	2831,40
3. Молодший науковий співробітник	19	1802	85	1615
4. Інженер	8	1683	79,39	635,12
5. Лаборант	8	1302	61,42	491,36
6. Студент	28	1302	61,42	1719,76
Разом оплата праці з теми				10327,74

6.2.2 Відрахування на соціальні заходи. До цієї статті витрат належать виплати у вигляді єдиного соціального внеску, які здійснює організація – виконавець теми в пенсійний фонд в розмірі 37,26%, що становить 3848,12 грн. від загальних витрат на оплату праці.

Базою вказаного нарахування слугують загальні витрати на оплату праці по темі (табл.6.2).

6.2.3 Обладнання, необхідне для проведення досліджень. В даній статті враховують вартість усіх видів матеріалів, необхідних для проведення НДР, з вирахуванням вартості зворотних відходів.

Тематика дослідницьких робіт, які виконуються на факультеті контрольних-вимірювальних та радіокомп'ютерних систем, передбачає використання, перш за

все, комп'ютерної діагностичної системи, комп'ютерів для опрацювання кардіосигналів сигналів та формування матеріалів звітності, оргтехніки та інші.

Розрахунки зведено за формою у табл.6.3

Таблиця 6.3

Розрахунки витрат на обладнання

Найменування обладнання	Одиниця виміру	Кількість	Ринкова ціна за одиницю, грн	Сума,грн.
1. Міограф	шт	1	6750	6750
2. ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	шт	1	8450	8450
3. Принтер лазерний	шт	1	1750	1750
4. Кабель для підключення до ПК	шт	1	150	150
Загальні витрати на матеріали				17100

6.2.4 Енергоносії для проведення досліджень. На підприємстві електроенергія використовується для освітлення, живлення медобладнання, комп'ютерної техніки та оргтехніки.

$$Z_{cm} = \sum_{i=1}^n P_i \cdot k_i \cdot t_i \cdot C_i, \quad (6.1)$$

де P_i – витрата i -го виду матеріального ресурсу, натуральні одиниці;

C_i - ціна за одиницю i -го виду матеріального ресурсу, грн;

k_i – коефіцієнт використання потужності i -го виду матеріального ресурсу;

t_i – час роботи i -го виду матеріального ресурсу;

i - вид матеріального ресурсу;

n - кількість видів матеріальних ресурсів.

Якщо для проведення НДР використовується електрообладнання, то необхідно розрахувати витрати на електроенергію за формою (6.1), наведеною в таблиці 6.4.

Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Паспортна потужність, Вт	Коефіцієнт використання потужності	Час роботи обладнання для розробку АІС, год	Ціна електроенергії, Грн/ (кВт/год)	Сума, грн.
Міограф	60	0,35	20	1,72	722,4
ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	250	0,15	130	1,72	8385
Принтер лазерний	700	0,25	4	1,72	1204
Лампи розжарювання (освітлення)	150	0,85	15	1,72	3289,5
РАЗОМ витрати на електроенергію					13600,9

6.2.5 Витрати на службові відрядження. Дані витрати складаються із фактичних витрат на службові відрядження штатних працівників, зайнятих виконанням НДР: витрат на проїзд до місця відрядження і назад; витрат на проживання у готелі; добових витрат, які розраховуються на кожний день перебування у відрядженні, враховуючи час перебування в дорозі, та деякі інші.

Під час виконання НДР здійснюються ряд відряджень, які пов'язані із доповідями на конференціях, які наведено у таблиці 6.5.

Таблиця 6.5

Приблизні витрати на службові відрядження

Тип відрядження	Кількість	Приблизна вартість відрядження
Конференція	5	1000
Здача звітів НДР	1	400
Впровадження результатів НДР	3	300
Всього	—	1700

6.2.6. Розроблення планової калькуляції кошторисної вартості теми. Планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі складається на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних (табл.6.6).

Таблиця 6.6

Планова калькуляція кошторисної вартості НДР

Найменування статей витрат	Сума, грн	Обґрунтування
1	2	3
1.Витрати на оплату праці	10327,74	Відповідно до розрахунків
2.Відрахування на соціальні заходи	3848,12	Відповідно до діючих загальнодержавних нормативів
3.Обладнання для проведення досліджень	17100	Відповідно до розрахунків
4.Енергоносії для проведення досліджень	13600,9	Відповідно до розрахунків
5.Витрати на службові відрядження	1700	Відповідно до розрахунків
6.Інші невраховані прямі витрати по темі	4487,68	10% від суми прямих розрахованих витрат по темі
7.Кошторисна вартість теми	49364,54	Сума попередніх статей

Науковий ефект від виконання теми передбачає приріст наукових знань у певній сфері науки, а науково-технічний ефект характеризує можливість використання цих наукових знань в інших наукових напрямках та при розробці принципово нових технічних рішень. Економічний ефект відображає потенціал НДР в досягненні кращого співвідношення результатів виробництва до витрат і має прогнозний характер. Соціальний ефект заводитьсь до збільшення числа робочих місць, поліпшення умов праці та побуту, скорочення тривалості робочого тижня, розвитку охорони здоров'я, науки, культури, освіти. Екологічний ефект полягає в поліпшенні стану навколишнього середовища, зменшенні електромагнітного та іонізуючого випромінювання тощо.

6.3. Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи

Економічна оцінка фундаментальних і пошукових НДР у вартісному вимірі, як правило, неможливо, бо ймовірність доведення результатів таких досліджень до конкретного практичного застосування невелике. Для таких досліджень рекомендується визначати науковий та науково-технічний ефект, який враховує результати наукових досліджень та їх значущість для прискорення науково-технічного прогресу та розвитку національної економіки.

Науковий та науково-технічний ефект рекомендується оцінювати коефіцієнтом науково-технічної ефективності ($E_{нт}$) за допомогою формули:

$$E_{нт} = \frac{\sum B_i \cdot B_{ij}}{\sum B_i \cdot B_{ij}^{\max}}, \quad (6.2)$$

де B_i – нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності (табл. 6.7);

B_{ij} – середнє значення балу, який виставляється експертами і-му фактору;

B_{ij}^{\max} – максимально можливе значення балу (табл. 6.8);

i – порядковий номер фактору;

j – відповідна характеристика і-го фактора.

Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності наведені в табл. 6.7.

Таблиця 6.7

Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів
науково-технічної ефективності

Фактори (i)	Коефіцієнти вагомості (B_i)
1.Новизна очікуваних або одержаних результатів	0,25
2.Глибина наукового опрацювання	0,16
3.Ступінь ймовірності успіху	0,09
4.Перспективність використання результатів	0,25
5.Масштаб можливої реалізації результатів	0,15
6.Завершеність одержаних результатів	0,10
Разом	1,00

Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР наведена в табл. 6.8.

Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР

Фактор наукової та науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Оцінка фактора	
		Якісна	Бальна A_{ij}^{\max}
1	2	3	4
1.Новизна одержаних або передбачуваних результатів	Одержані принципово нові результати, раніше невідомі в науці, розроблена нова теорія, відкрита нова закономірність	Висока	10
	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	Середня	7
	Позитивне вирішення поставлених задач на підставі простих узагальнень, аналіз зв'язків між факторами, розповсюдження відомих наукових принципів на об'єкти	Недостатня	3
	Опис окремих елементарних фактів, передача та поширення отриманих раніше результатів, реферативні огляди	Тривіальна	1
2.Глибина наукового опрацювання	Проведена значна кількість експериментів по нетрадиційним методикам, виконані складні теоретичні розрахунки, підтверджені експериментальними даними	Істотна	10
	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомих методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	Середня	6
	Проведена недостатня кількість експериментів, виконані прості теоретичні розрахунки без експериментальної перевірки	Несуттєва	1
3.Ступінь ймовірності успіху	Висока ймовірність повного вирішення поставлених задач НДР	Значна	10
	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	Помірна	6
	Низька ймовірність вирішення поставлених задач, отримання позитивних результатів сумнівне	Незначна	1
4.Масштаб використання результатів	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	Широкий	10
	Результати можуть бути використані в конкретному науковому напрямку при розробці нових технічних рішень, спрямованих на суттєве підвищення продуктивності суспільної праці	Достатньо широкий	8
	Результати будуть використані при проведенні наступних НДР, при розробці нових технічних рішень в конкретній галузі	Достатній	5

Кількісна оцінка факторів науково-технічної ефективності НДР здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне. Отримані результати зводять за формою табл. 6.9.

Таблиця 6.9

Результати розрахунків науково-технічної ефективності НДР

Фактори науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Розрахунок B_{ij}			B_{ij}^{\max}
		Експертні оцінки		B_{ij}	
		1	2		
1.Новизна очікуваних або одержаних результатів	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	3	3	3	10
2.Глибина наукового опрацювання	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомим методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	6	6	6	10
3.Ступінь ймовірності успіху	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	6	6	6	10
4.Перспективність використання результатів	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	10	10	10	10
5.Масштаб можливої реалізації результатів	До 2 років	10	10	10	10
6.Завершеність одержаних результатів	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	6	6	6	10

Розраховане за формулою 6.2 значення $E_{нт}$ буде відображати рівень наукової та науково-технічної ефективності конкретної теми фундаментального чи пошукового дослідження:

$$E_{нт} = \frac{0.25 \cdot 3 + 0.16 \cdot 6 + 0.09 \cdot 6 + 10 \cdot 0.25 + 10 \cdot 0.15 + 6 \cdot 0.1}{1 \cdot 10} = 0,685 .$$

Загальну оцінку магістерської НДР можна здійснити, користуючись даними табл. 6.10.

Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності
фундаментальних та пошукових НДР

Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності		Можливі рекомендації по результатам виконання НДР
Розраховане значення $E_{нт}$	Загальна якісна оцінка ефективності	
0,91-1,00	Відмінно	Оформлення авторського свідоцтва, публікація у фаховому виданні, продовження досліджень по даній тематиці
0,76-0,90	Дуже добре	
0,61-0,75	Добре	Рекомендації можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів
0,36-0,60	Достатня	Переглянути технічне завдання у разі продовження досліджень по даній темі
Менш 0,35	Незадовільна	Здійснити всебічний аналіз отриманих результатів по темі

6.4 Висновки до розділу 6

У розділі на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних встановлено, що планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі становить 49364,54 грн., а кількісна оцінка науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи, яка здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне, що складає 0,685 від максимального числа 1, а рекомендації по результатам виконання НДР можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів.

РОЗДІЛ 7

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

7.1 Охорона праці

При виконанні досліджень використовується система відбору електроміографічних сигналів для відбору міографічних сигналів від пацієнта для подальшого їх опрацювання.

Оскільки система відбору електроміографічних сигналів є безпосередньо-зв'язною ланкою між електромережою 220В та медичним обладнанням, тому електротравматизм є найбільш ймовірним ризиком, який міг би вплинути на умови праці обслуговуючого персоналу при експлуатації блоку. Таке твердження дає підстави щодо аналізу питання електробезпеки, негативного впливу електричного струму на умови праці та способів їх нормування при експлуатації системи.

Безпека людини при експлуатації системи відбору електроміографічних сигналів залежить від багатьох факторів і, зокрема, від рівня електробезпеки. Грамотне вирішення проблеми електробезпеки має забезпечувати людині використання електричної енергії в будь-яких умовах без ризику для життя.

У результаті пошкодження ізоляції елементів системи відбору електроміографічних сигналів на її конструкції може з'явитися напруга, що створить небезпеку ураження обслуговуючого персоналу електричним струмом (перевищення допустимого значення струму). Для запобігання електротравматизму при пошкодженні системи відбору в процесі експлуатації актуально застосувати захисне заземлення та захисне відмикання.

Захисні відмикаючі пристрої повинні самі або в сукупності здійснювати захист при глухих або неповних замиканнях на землю або корпус, появі небезпечних струмів витікання, переході вищої напруги на сторону нижчої, попередній контроль опору ізоляції перед кожним пуском системи, автоматичний контроль кола захисного заземлення, автоматичний або періодичний ручний контроль справності самого відмикаючого пристрою.

Отже, враховуючи вище сформульовані рекомендації по охороні праці з питань електробезпеки обслуговуючого персоналу при експлуатації системи відбору електроміографічних сигналів, потрібно забезпечити безпечні умови праці при його експлуатації і тим самим мінімізувати ризик ушкодження персоналу електричним струмом.

7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

7.2.1 Стійкість роботи цехів та лабораторій по виготовленню електронної медичної апаратури (ЕМА)

Критерієм стійкості цеху по виготовленню ЕМА до дії ударної хвилі (УХ) є граничне значення надлишкового тиску, за якого елементи об'єкта зберігаються або отримують слабкі та середні руйнування. Це значення надлишкового тиску називають межею стійкості цеху до УХ і позначають $\Delta P_{\phi \text{ lim}}$.

Стійкість цеху оцінюють для екстремальних умов, які очікуються на підприємстві під час надзвичайних ситуацій мирного та воєнного часу.

Умови стійкості цеху такі: якщо $\Delta P_{\phi \text{ max}} \geq \Delta P_{\phi \text{ lim}}$ – об'єкт нестійкий, якщо $\Delta P_{\phi \text{ max}} < \Delta P_{\phi \text{ lim}}$ – цех стійкий до дії УХ.

Методика оцінювання стійкості цеху по виготовленню ЕМА до дії УХ включає:

- розрахунок максимального значення надлишкового тиску УХ, що очікується в районі цеху $\Delta P_{\phi \text{ max}}$;
- розрахунок границі стійкості цеху до дії УХ, $\Delta P_{\phi \text{ lim}}$;
- визначення можливих наслідків вибуху (ступінь руйнувань елементів цеху);
- аналіз результатів оцінювання і визначення заходів щодо підвищення стійкості цеху.

Розрахунок максимального значення надлишкового тиску у фронті УХ, очікуваної у районі цеху ($\Delta P_{\phi \text{ max}}$)

Проведемо оцінку стійкості цеху з випуску ЕМА у випадку вибуху газо-повітряної суміші.

Алгоритм розрахунку визначається наступними теоретичними положеннями.

При аварії на вибухонебезпечному об'єкті у разі виникнення техногенної надзвичайної ситуації газ пропан витікає з ємності сховища, змішується з повітрям, утворюючи вибухонебезпечну газо-повітряну суміш (ГПС).

При вибуху ГПС навкруги центра вибуху утворюються три фізичні зони вибуху:

-Зона I (зона детонаційної хвилі) радіусом $r_1 = 17,5\sqrt[3]{Q}$ і величиною $\Delta P_{\phi 1} = 1700$ кПа

-Зона II (зона дії продуктів вибуху) радіусом $r_2 = 1,7r_1$ і величиною на межі зони $\Delta P_{\phi 2} = 1350 - 300$ кПа, яка розраховується за формулою $\Delta P_{a3} = 1300(r_1/R_o)^3 + 50$, кПа.

-Зона III (зона дії повітряної ударної хвилі), радіус якої необмежений, і величиною $\Delta P_{\phi 3}$, яка визначається за спеціальною формулою або за графіком.

Сказане визначає наступну послідовність проведення розрахунків

1. Розраховуємо радіус $r_1 = 17,5\sqrt[3]{Q} = 17,5\sqrt[3]{200} = 104$ м. Порівнюємо значення r_1 з віддаленням цеху від вибухонебезпечного об'єкту R . Оскільки $R = 800$ м $>$ $r_1 = 104$ м, цех розташований за межами зони I.

2. Розраховуємо радіус r_2 , $r_2 = 1,7R_1 = 1,7 \cdot 104 = 176,8$ м. Порівнюємо r_2 з віддаленням цеху від вибухонебезпечного об'єкту R . Оскільки $R = 800$ м $>$ $r_2 = 176,8$ м, цех розміщений за межами зони II і знаходиться в зоні III.

3. З урахуванням цього визначаємо величину надлишкового тиску у фронті ударної хвилі в районі цеху на відстані R від центра вибуху. Для цього попередньо визначається відносна величина.

$$\psi = 0,24 \frac{r_m}{r_1} = 0,24 \frac{800}{104} = 1,85$$

$$\Delta P_{\max III} = \frac{700}{3(\sqrt{1+29,8 \cdot \psi^3} - 1)} = \frac{700}{3(\sqrt{1+29,8 \cdot 1,85^3} - 1)} = 25 \text{кПа}$$

За вихідними даними $Q=200\text{T}$ та $R=800$ м значення $\Delta P_{\phi_{3zp}} = 25\text{кПа}$.
 Більше з розрахованих значень приймається за $\Delta P_{\phi_{\max}} = 25\text{кПа}$. за формулою
 $\Delta P_{\phi_{\max}} = \max\{\Delta P_{\phi_{3,\phi}} = 25\text{кПа}, \Delta P_{\phi_{3zp}} = 25\text{кПа}\} = 25\text{кПа}$.

Висновок: за результатами розрахунків в районі цеху очікується максимальне значення надлишкового тиску у фронті ударної хвилі $\Delta P_{\phi_{\max}} = 25$ кПа.

Розрахунок межі стійкості цеху до дії ударної хвилі

Межею стійкості об'єкту до дії ударної хвилі вважається величина надлишкового тиску у фронті ударної хвилі, яка викликає середні руйнування об'єкту.

Виділяють за вихідними даними елементи об'єкту зі збільшеними характеристиками та записують їх в таблицю 1.

За таблицею визначають величини ΔP_{ϕ} , які викликають слабкі, середні, сильні та повні руйнування елементів об'єкту та записують їх в таблицю 7.1.

Таблиця 7.1

Руйнування елементів цеху

Елементи цеху	Значення ΔP_{ϕ} , що викликають руйнування			
	слабкі	середні	сильні	повні
Будівля із збірн. залізобетону	10-20	20-30	—	30-60
Верстати середні	15-25	25-35	35-45	—
Трубопроводи на естакадах	20-30	30-40	40-50	—
Кабельні лінії наземні	10-30	30-50	50-60	>60

Креслимо таблицю 7.3. «Результатів оцінки стійкості цеху з виготовлення ЕМА до ударної хвилі» та заповнюємо її таким чином:

1. Записуємо найменування елемента цеху та його елементів зі збільшеними характеристиками.
2. За допомогою умовних позначень переносимо величини ΔP_{ϕ} , що викликають слабкі, середні, сильні та повні руйнування із таблиці 7.1 в дану таблицю.
3. В першу колонку таблиці записується значення ΔP_{ϕ} , що викликають середні руйнування.
4. В третю колонку записуємо значення ΔP_{ϕ} , що є мінімальним значенням межі стійкості елемента цеху.
5. Друга колонка заповнюється таким чином. У середній частині таблиці проводиться "жирна" смуга, відповідна величині $\Delta P_{\phi \max}$. По тому, крізь які руйнування кожного елемента ця смуга проходить, з урахуванням співвідношення, представленого в табл.7.3, визначається значення відсотків очікуваних збитків даного елемента.

Таблиця 7.2

Степінь руйнувань

Степінь руйнування	Слабкі	Середні	Сильні	Повні
Очікувані збитки, %	10...30	30...50	50...90	90... 100

За результатами розрахунків межа стійкості об'єкту до дії ударної хвилі складає $\Delta P_{\phi \lim} = 20$ кПа.

Висновки та пропозиції.

1. Порівнюючи $\Delta P_{\phi \lim}$ об'єкту з очікуваною величиною $\Delta P_{\phi \max}$, визначають, чи стійкий цех до дії УХ.

При $\Delta P_{\phi \max} \geq \Delta P_{\phi \lim}$ цех нестійкий, а при $\Delta P_{\phi \max} < \Delta P_{\phi \lim}$ цех стійкий до дії УХ. У нашому випадку $\Delta P_{\phi \max} > \Delta P_{\phi \lim}$, тобто $25 \text{ кПа} > 20 \text{ кПа}$. Отже цех є нестійким.

2. Визначаємо, які з елементів найбільш слабкі (з малими $\Delta P_{\phi \lim}$).

Найуразливішими елементами цеху є будівля з легким металевим каркасом та обладнання – верстати середні.

3. Визначають, до якої величини доцільно підвищувати стійкість цеху.

Від ударної хвилі з $\Delta P_{\phi \max}=25$ кПа, будівля цеху зазнає середніх руйнувань, 40%-збитку, верстати – середні руйнування, 30% збитків

Доцільно підвищувати стійкість об'єкту до очікуваного значення $\Delta P_{\phi \lim}=30$ кПа, якщо це не потребує великих економічних витрат.

4. На підставі висновків пропонуються наступні заходи щодо підвищення стійкості цеху з виготовлення ЕМА:

а) Підвищення стійкості несучих конструкцій і перекриття будівлі цеху шляхом встановлення додаткових колон, ферм, контрфорсів або підкосів.

б) Розмістити обладнання на нижчих поверхах будівлі, в підвалі, інших підземних спорудах, надійно закріпити його на підмурівку, встановити спеціальні кожухи або ковпаки для його захисту.

в) Понизити до безпечної кількості газу пропану в сховищі.

Для реалізації вищезазначених заходів щодо підвищення стійкості цеху необхідним є складання плану організаційно-технічних заходів і затвердження його керівником підприємства.

РОЗДІЛ 8

ЕКОЛОГІЯ

8.1 Актуальність охорони навколишнього середовища

Для розвитку виробництва суспільство у комплексі використовує фактори економічного зростання, такі як трудові ресурси, засоби виробництва і природні ресурси. На основі цих факторів будуються взаємовідносини суспільства і природи та використання цих чинників стає дедалі актуальнішим. Поясненням цьому може бути те, що з розвитком виробництва вилучаються все нові багатства природи, відповідно зростає ціна на сировину, зростає кількість відходів, що викидаються у навколишнє середовище. Але також не є вирішенням проблеми збереження ресурсів та навколишнього середовища припинення росту або навіть скорочення обсягів виробництва. Такі методи суперечать принципам розвитку людського суспільства і практично нездійсненні.

8.2 Забруднення, що виникають при виготовленні системи відбору електроміографічних сигналів, і шляхи їх зменшення

Тип виробництва, який застосовують на підприємстві при виготовленні системи відбору електроміографічних сигналів, є серійним. Серійний тип виробництва характеризується постійністю випуску досить великої номенклатури виробів. Він зумовлює партійний метод організації виробництва, коли запуск у виробництво деталей або вузлів здійснюється партіями певного розміру при певному стійкому чергуванні їх у часі. На виробництві застосовується універсальне та, по можливості, малогабаритне обладнання. Невелику частину технологічних операцій, яку автоматизованим способом здійснювати не рентабельно або ж важко, виконують вручну.

При виробництві системи відбору електроміографічних сигналів виконуються наступні шкідливі операції, які забруднюють навколишнє середовище:

- лудіння;
- паяння;
- промивання;
- захисна;
- лакування;
- маркування.

Основними чинниками цього підприємства, які найбільшою мірою впливають на забруднення навколишнього середовища, є хімічні та параметричні забруднення.

Розглядаючи хімічне забруднення можна сказати, що всі хімічні сполуки, які забруднюють природне середовище, за їх шкідливим впливом на здоров'я людини, розподілені на чотири класи небезпеки. Основу такої класифікації складають значення гранично допустимої концентрації (ГДК) речовини. Одиниці виміру: у повітрі - мг на куб. м, у воді - мг на літр, у ґрунтах і продуктах харчування - мг на кілограм речовини.

Класифікація хімічних забруднень за значеннями ГДК наступна: до першого класу небезпечних речовин відносять речовини, концентрації яких знаходяться в межах від 0,1 мг і менше - навіть мільярдні частки. Це надзвичайно небезпечні речовини, наприклад сполуки важких металів - ртуті, свинцю, кадмію, нікелю, радіоактивних елементів - торію, урану, радію, а також органічні речовини - бензопирен, діоксин, поліциклічні вуглеводні (нафталін, фенантрен) - канцерогени і багато інших, навіть деякі лікарські препарати.

До другого класу відносяться дуже небезпечні речовини, ГДК яких знаходяться в межах від 0,1 до 1,0 мг. До них належать багато лікарських препаратів - наприклад більшість антибіотиків (алергени, деякі з них навіть канцерогени), кислоти, луги.

До третього класу відносяться небезпечні речовини, ГДК яких знаходяться в межах від 1 до 10 мг. Наприклад, багато препаратів побутової хімії -

розчинники фарб, емалі, синтетичні миючі засоби і навіть звичний пил на вулицях і шляхах, у побуті.

Речовини четвертого класу небезпеки - відносно небезпечні для здоров'я людини. Їх ГДК - від 10 мг і більше - це не означає, що вони цілком нешкідливі. Сюди відносяться більшість харчових продуктів, які можуть негативно впливати на здоров'я людини - сприяють виникненню алергічних реакцій.

Для забезпечення належної безпеки людей, які працюють в умовах шкідливого виробництва, необхідно зменшити, а краще виключити можливість їх контакту із шкідливими речовинами, наприклад за допомогою комплексної механізації, автоматизації виробничих процесів. Велике значення має впровадження нових технологій, що виключають використання шкідливих речовин - заміна шкідливих речовин менш токсичними. Зниженню надходження у повітря робочої зони шкідливих речовин сприяє щільна герметизація устаткування, ведення процесів у вакуумі, застосування замкнутих технологічних циклів, заміна застарілого обладнання більш сучасним, прогресивним, своєчасний і якісний ремонт технологічного устаткування. Для зменшення пиловиділення здійснюють заміну сухих способів переробки матеріалів мокрими, випуск кінцевих продуктів у формах, які не утворюють пилу, що може знизити пилоутворення від 5 до 10 разів. Але навіть найсучасніші технології, використання засобів безпеки - колективних, індивідуальних не можуть повністю виключити негативний вплив хімічних речовин на здоров'я працівника.

До параметричних відносяться такі забруднюючі, яких не можна ізолювати, виділити у вигляді певної речовини і зважити їх, встановити їх шкідливу дію за значеннями ГДК. До них віднесені польові форми матерії - шкідливі для здоров'я людини випромінювання, дію яких оцінюють за їх гранично допустимими рівнями (ГДР). При цьому одиниці виміру співпадають з їх фізичними характеристиками. Найнебезпечніші з параметричних забруднень радіоактивні випромінювання, магнітні, електричні, електромагнітні поля.

Звук є одним серед фізичних факторів, що є небезпечними і розповсюдженими. Це поширення коливань в середовищі - звукова хвиля, для

якої характерний звуковий тиск, що вимірюється у Паскалях. Звуковий потік має енергію, яка характеризує інтенсивність звуку, вимірюється у Вт/м². Рівень звукового тиску - енергія, одиниця виміру якої – Бел. Це дуже велика кінетична енергія і тому на практиці використовують децибел (дБ) - десята частина одного Бела. Силу та інтенсивність звуку вимірюють шумовимірювачами і оцінюють за державним стандартом ГОСТ 12.1.003-83 "Система стандартів безпеки праці. Шум. Загальні вимоги безпеки".

Крім шуму дуже шкідливі вібрації – механічні коливання матеріальних точок або тіл, які поділяють на місцеві та загальні. Це коливання пружного середовища з амплітудами до декількох мм і частотою до 200 Гц. Для вібрації, як і для шуму, характерна частота коливання, амплітуда коливання, швидкість та прискорення коливальних рухів. Вібрації - струси, коливання тіла людини, об'єкта з частотою від 2 до 200 Гц при швидкості поширення звукової хвилі в межах від 0,45-1 до 4-12 м/с і її інтенсивності від 99 до 120 дБ. Вібрації, коливання негативно діють на організм людини, тому у виробництві обов'язково повинні здійснювати запобіжні заходи.

Загальний контроль за станом шуму у виробничому, житловому приміщеннях, місцях загального користування - вулицях, скверах, магазинах та інших об'єктах проводять санітарно-епідемічні станції (СЕС), які зобов'язані вимагати виконання заходів щодо зниження шуму і вібрацій. Важливим є раціональне планування підприємств і цехів, зміна напрямку випромінювання шуму в протилежну сторону від робочого столу або житлового будинку за допомогою різноманітних екранів. Дуже ефективною природною перепоною для шуму і вібрацій є чагарники, дерева - зелені насадження.

8.3 Електромагнітне забруднення довкілля, викликане роботою системою відбору електроміографічних сигналів

При роботі системи потрібно виконувати зазначені вимоги у відповідності з інструкцією по експлуатації. З метою забезпечення заходів безпеки осіб, які

здійснюють ремонт апарата забороняється розкривати апарат раніше ніж через три години після відключення його від джерела живлення. Також забороняється ремонтувати апарат фахівцям, які не мають допуску до робіт при напругах понад 1000 В. В цілях безпеки пацієнта і обслуговуючого персоналу забороняється порушувати порядок роботи з апаратом, встановлений інструкцією по експлуатації, усувати будь-які несправності в апараті, підключати апарат до джерела живлення при знятому корпусі, підключати апарат до джерела живлення, що не перевіривши візуально стан шнурів і електродів.

Зважаючи на те, що накопичувальний конденсатор заряджається до напруги 4 кВ, то при підключенні апарату до джерела живлення необхідно переконатися, що перемикач доз впливу на електроді-дозаторі знаходиться в положенні "0". Не варто допускати також випадкового натискання кнопки заряду на електроді-дозаторі, так як при встановленні перемикача доз впливу в будь-яке інше положення і утримуючи кнопку заряду починається заряд накопичувального конденсатора до високої напруги. Оскільки до електродів апарату в режимі дефібриляції підводиться напруга 4 кВ, тому обслуговуючий персонал повинен не допускати при зарядженому апараті випадкового спільного натискання кнопок дефібриляції, розташованих на рукоятках держателів електродів; не допускати при підключеному до апарату джерела живлення випадкового торкання електродів, а також електродами металевих поверхонь. Ізолювальна частина електродів повинна бути сухою.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

В результаті виконання роботи отримано наступні результати:

Встановлено, що актуальним для області реабілітаційної медицини є розроблення високофункціональних протезів кисті руки з метою максимально повної компенсації втрачених функцій ампутованої кисті руки. Встановлено, що на ринку протезного обладнання практично відсутні високофункціональні біокеровані протези кисті руки вітчизняного виробництва (в Україні лише 58 підприємств виготовляють протези і лише 6 з них виготовляють високофункціональні протези). Це пов'язано із складністю забезпечення необхідної кількості окремих рухів протеза, яка визначається засобами відбору та методами опрацювання біосигналів залишкової м'язової активності ампутованої кінцівки. Стосовно закордонних аналогів, то вони є високовартісними та передбачають встановлення, налаштування і подальшого обслуговування протезів виключно за кордоном.

Для реалізації принципів біокерування перспективним є застосування залишкових ЕМГ сигналів. Такий спосіб керування є неінвазивним та не потребує хірургічного вживлення електродів в ділянки кукси пацієнта. Розглянуто особливості проведення електроміографічних досліджень та особливості отримуваних при цьому ЕМГ сигналів.

Проведено аналіз типів електродів, що використовуються для відбору біосигналів для виявлення можливості використання їх для відбору поверхневих ЕМГ високої роздільної здатності, а також типів артефактів, що виникають в процесі відбору. Проаналізовано способи накладання електродів при проведенні поверхневих ЕМГ сигналів та запропоновано накладати електроди радіально на рівні передпліччя.

В якості конструкції електрода пропонується використати електроди з голчастою поверхнею самого електрода, які покриті хлоридом срібла.

Для підвищення вхідного опору електродів пропонується інтегрувати всередину кожного електрода операційних підсилювачів, які включені за схемою повторювачів напруги.

З усіх розглянутих матеріалів найбільше для виготовлення поверхневих ЕМГ електродів підходить наповнювач для 3-D друку типу ABS Antistatic, оскільки в структурі електрода буде інтегровано операційний підсилювач як буферний елемент, відповідно опір матеріалу електрода має бути максимально високим, а наявність поверхневих зарядів що виникатимуть на електроді за рахунок незначного тертя об поверхню шкіри чи волосяні покриви, призведе до появи значних шумів в структурі відібраного ЕМГ сигналу. Зазначеним вимогам відповідає саме наповнювач ABS Antistatic.

Запропоновано структурну схему блока відбору ЕМГ сигналів, яка виконана на інструментальних підсилювачах AD620, між якими включено фільтр низьких частот. Схему реалізовано у вигляді окремого модуля.

В силу того, що конструкція електродів для відбору ЕМГ сигналів є запропонована але не реалізована практично через підвищену собівартість матеріалів та необхідність наявності 3-D принтера на цьому етапі для відбору ЕМГ сигналів використано одноразові ЕМГ електроди та блоку попереднього підсилення.

Проведено відбір ЕМГ сигналів із використанням одноразових ЕМГ електродів та розробленого блоку відбору. Проведено завантаження та попередню обробку таких сигналів в середовищі Matlab.

Бібліографія

1. Деякі питання протезування та ортезування виробами підвищеної функціональності та/або спеціальними виробами для занять спортом за новітніми технологіями та технологіями виготовлення, які відсутні в Україні, окремих категорій громадян, які брали участь в антитерористичній операції чи у здійсненні заходів із забезпечення національної безпеки і оборони, відсічі і стримування збройної агресії Російської Федерації у Донецькій та Луганській областях, та/або забезпеченні їх проведення і втратили функціональні можливості кінцівки або кінцівок / [Електронний ресурс] // <https://zakon.rada.gov.ua/laws/main/518-2014-%D0%BF>
2. Архипов М. В. Обзор состояния робототехники в восстановительной медицине / М. В. Архипов, В. Ф. Головин, В. В. Журавлев // Механотроника, автоматизация, управление. – № 8. – Москва, 2011. – С. 42–50.
3. Методы биомехатроники тренажера руки человека / А. К. Платонов [и др.] // Препринты ИПМ им. М. В. Келдыша. – 2012. – № 82. – 40 с. URL: <http://library.keldysh.ru/preprint.asp?id=2012-82>
4. [Электронный ресурс]. – Режим доступа : <http://www.computerra.ru/56032/bionic/> – Бионические протезы.
5. [Электронный ресурс]. – Режим доступа : <http://yvek.ru/киборнизация/бионические-протезы-5-органов> которые можно заменить на электронные.
6. Словник української мови: в 11 тт. / АН УРСР. Інститут мовознавства; за ред. І. К. Білодіда. — К.: Наукова думка, 1970—1980. — Т. 11. — С. 670.
7. <https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%91%D1%96%D0%BE%D0%BD%D1%96%D0%BA%D0%B0>
8. Савчук А.В., Попов А.О. Методи та засоби інтелектуального управління протезами верхніх кінцівок. - ElectronCommun, Біомедичні прилади та системи. – 2017. - Vol.22. - №2. – P.33-42.

9. Francesco V. Tenore and R. Jacob Vogelstein. Revolutionizing Prosthetics: Devices for Neural Integration. - JOHNS HOPKINS APL TECHNICAL DIGEST. – Vol.30. - №3(2011). – P.230-239.

10. Сафин Д., Пильщиков И., Ураксеев М., Мигранова Р. Современные Системы управления протезами. Конструкции электродов и усилителей биосигналов. - Электроника для медицины. Электроника: Наука, Технология, Бизнес. – 2009. – С.60-68.

11. Сафин Д.Р., Пильщиков И.С., Гусев В.Г., Ураксеев М.А. Оценка эффективности различных конструкций электродов и усилителей биосигналов в системах управления протезами. - Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки. - №2(10). – 2009. – С.88-101.

12. M. S. Fifer, G. Hotson, B. A. Wester, D. P. McMullen, Y. Wang, M. S. Johannes, K. D. Katyal, J. B. Helder, M. P. Para, R. J. Vogelstein, W. S. Anderson, N. V. Thakor, and N. E. Crone. Simultaneous neural control of simple reaching and grasping with the modular prosthetic limb using intracranial EEG. - IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 22(3). - 2014. – P.695–705.

13. B. Jarosiewicz, N. Y. Masse, D. Bacher, S. S. Cash, E. Eskandar, G. Friehs, J. P. Donoghue, and L. R. Hochberg. Advantages of closed-loop calibration in intracortical brain-computer interfaces for people with tetraplegia. - J Neural Eng, 10(4). - 2013.

14. Сафин Д.Р., Пильщиков И.С., Ураксеев М.А., Мигранова Р.М. Применение имплантируемых микроэлектродов в системах управления протезами. – Вестник УГАТУ, Уфа. – 2010. - Т.14. - № 2. – С.104-109.

15. Max Jair Ortiz-Catalan. Towards Natural Control of Artificial Limbs. Doktorsavhandlingar vid Chalmers tekniska högskola. Ny serie, no.: Institutionen för signaler och system, Medicinska signaler och system, Chalmers tekniska högskola. - 2014.

16. Чернышев А.А., Мустецов Н.П. Алгоритм управления многофункциональным протезом руки. - Системы обработки информации. — 2014. — № 6(122). – С. 167-172.

17. Попадюха Ю. Особливості біонічних протезів верхніх кінцівок. 2017р.
[електронний ресурс] /
<http://esnuir.eenu.edu.ua/bitstream/123456789/13204/1/Yuriy%20Popadiukha.pdf>.
18. <https://www.ottobock.ru/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/bebionic-hand/>.
19. Модель ЭМГ. Изучение принципов работы электромиографа // Методическое руководство по выполнению лабораторных работ. – Тула: НПО учебной техники «ТУЛАНАУЧПРИБОР», 2012. – 59 с.
20. Николаев С. Г. Атлас по электромиографии. – Иваново, 2010. – 488 с.
21. Касаткина Л. Ф. Электромиографические методы исследования в диагностике нервно-мышечных заболеваний. Игольчатая электромиография / Касаткина Л. Ф., Гильванова О. В. – М., 2010. – 416 с.
22. Орлов Ю.Н. Исследование характеристик биоэлектрических электродов / Ю.Н. Орлов, О.Н. Суглобова // Метод. Указания к выполнению лабораторных работ по курсу «Измерительные преобразователи и электроды». – М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2008. – 44 с.
23. Методичні вказівки для виконання лабораторних робіт з дисципліни “Вимірювальні перетворювачі біофізичних величин та електроди” для студентів напряму підготовки 6.050902 – Радіоелектронні апарати. / Уклад.: Р.А. Ткачук, В.Г.Дозорський, Л.Є. Дедів. – Тернопіль: ТНТУ, 2012 – 99 с.
24. [Электронный ресурс]. – <http://edurobots.ru/2017/01/3d-printing-materials/>
25. <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>
26. Лазарев, Ю. Начала программирования в среде Matlab : учеб пособ. // Ю. Лазарев. – Киев – НТУУ “КПИ”, 2003. – 425 с.
27. Ануфриев, И.Е. MATLAB 7. – СПб.: БХВ-Петербург, 2005. – 1104 с.
28. Вайнштейн, С.Я., Безпека і охорона праці на підприємствах машинобудування. – К.: Техніка, 1967.
29. Охрана окружающей среды: учеб. для техн. спец. вузов под ред Белова С.В. – М.: В/ш, 1996.

30. Кучерявий, В.П. Екологія :Підручник – Львів: Світ, 2001 – 500 с: іл.

ДОДАТКИ

УДК 612.741.1:519.218

С. Ковалик, В. Николайчук, В. Дозорський

(Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя)

ВІДБІР БІОСИГНАЛІВ ДЛЯ ЗАДАЧІ БІОПРОТЕЗУВАННЯ КИСТІ РУКИ

Враховуючи значне зростання кількості людей із ампутованою кінцівкою, зокрема постраждалих в зоні проведення антитерористичної операції військовослужбовців, є максимально повне відновлення функціональних можливостей кінцівки шляхом протезування. Згідно статистичних даних більше 50% від загальної кількості випадків протезування припадають на протезування після ампутування верхньої кінцівки на рівні передпліччя, при цьому в Україні більше 12 тис. осіб потребують протезування кисті руки. Щорічно цей показник зростає, зокрема у осіб, які постраждали внаслідок проведення бойових дій на сході України. Однак, на ринку протезного обладнання практично відсутні високофункціональні біокеровані протези кисті руки вітчизняного виробництва. Це пов'язано із складністю забезпечення необхідної кількості окремих рухів протеза, яка визначається засобами відбору та методами опрацювання біосигналів, що зареєстровані із ділянок усічених м'язів кукси (частини кінцівки, що залишилася після ампутації), які є залишковими сигналами електричної активності м'язів втраченої кінцівки – електроміографічних (ЕМГ) сигналів. При цьому актуальним є розроблення ефективних засобів відбору, оскільки від якості зареєстрованих біосигналів залежатиме кількість відтворюваних протезом рухів а також їхня точність та швидкість.

В дослідженнях пропонується спосіб реєстрації біосигналів м'язової активності кукси руки, який включає застосування для відбору активних сухих електродів, виготовлених методом 3-D друку з біологічно стійких антистатичних матеріалів, що мають голчасту поверхню із заокругленими вершинами голок, та покриті струмопровідним матеріалом. При цьому, необхідним є обґрунтування структури та способів технічної реалізації активних електродів для забезпечення можливості багаторазового відбору ЕМГ сигналів в структурі біокерованого протеза кисті руки, оскільки: застосування одноразових електродів, які присутні на медичному ринку, є громіздким та ускладнює необхідність забезпечення однорідності умов відбору ЕМГ сигналів; використання багаторазових електродів передбачає необхідність регулярного нанесення додаткових матеріалів для покращення контакту поверхні електрода з поверхнею шкіри пацієнта (використання контактних гелів, додаткове змочування) та усунення (за наявності) волоссяного покриву на шкірі в ділянках відбору ЕМГ сигналів; застосування імплантованих електродів потребує хірургічного втручання та регулярного контролю стану контакту електрод – нервові волокна. Розроблення ж електродів з голчастою поверхнею із заокругленою формою голок, що покриті хімічно стійкими (до дії біологічних чинників) струмопровідними матеріалами, зокрема хлорним сріблом, забезпечить надійність контакту чутливої поверхні електрода з поверхнею шкіри без усунення волоссяного покриву. Використання попередніх підсилювачів біопотенціалів, що інтегровані в структуру електрода, уможливить зниження рівня завад, що виникають в комутаційних кабелях системи реєстрації цих біосигналів, а також забезпечення збільшення вхідного опору електрода, що відповідно уможливить уникнення необхідності використання контактних гелів чи змочування поверхні електродів.