

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

ЄРОШЕНКО ОЛЬГА АРТУРІВНА

УДК 615.84: 519.876.5

ДИСЕРТАЦІЯ
МЕТОД ТА ЗАСІБ АДАПТИВНОЇ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯЦІЇ
НЕЙРОМ'ЯЗОВИХ СТРУКТУР

Спеціальність: 163 – Біомедична інженерія

Галузь знань: 16 – Хімічна та біоінженерія

Подається на здобуття ступеня доктора філософії

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

_____ О.А. Єрошенко

Науковий керівник
Прасол Ігор Вікторович,
доктор технічних наук, доцент

Харків – 2023

АНОТАЦІЯ

Єрошенко О.А. Метод та засіб адаптивної електростимуляції нейром'язових структур. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття ступеня доктора філософії за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» (16 – Хімічна та біоінженерія). – Харківський національний університет радіоелектроніки, Міністерство освіти і науки України, Харків, 2023.

Дисертаційну роботу присвячено актуальній науково-технічній проблемі підвищення ефективності черезшкірної електростимуляції нейром'язових структур людини в процесі терапевтичних реабілітаційних процедур на основі математичного моделювання та зворотного зв'язку на базі електроміографічних досліджень.

Метою дисертаційної роботи є розробка методу адаптивної електростимуляції, що враховує індивідуальні особливості пацієнта, а також удосконалення існуючих апаратно-програмних засобів для електростимуляції.

Об'єкт дослідження – процеси електростимуляції скелетних м'язів людини під час проведення лікувальної терапії.

Предмет дослідження – методи проведення терапевтичних електростимуляційних процедур нейром'язових структур, математичні моделі електростимуляції, технічні засоби для електростимуляції, програмне забезпечення та методи обробки біомедичних даних.

Методи дослідження. В роботі застосовуються методи математичного аналізу, методи математичного моделювання, методи інтервального аналізу, методи нелінійного програмування, методи аналізу та синтезу елементів біотехнічних систем, методи обробки даних, методи об'єктно-орієнтованого програмування, методи аналізу біомедичних сигналів.

Основні завдання дослідження:

1. Розробка методу адаптивного впливу електростимуляції впродовж ряду сеансів із можливістю вибору індивідуальних параметрів стимулів та контролю ефективності.

2. Розробка математичних моделей залежності інтенсивності стимуляції від амплітуди, частоти та тривалості струму для визначення оптимальних значень параметрів стимулів.

3. Здійснити оцінку адекватності моделей електростимуляції у просторі зовнішніх параметрів.

4. Провести частотно-часовий аналіз електроміографічного сигналу та визначити значущі показники для прийняття рішень щодо проведення сеансів терапії.

5. Запропонувати структуру апаратно-програмного комплексу, що забезпечує можливість обліку індивідуальних особливостей пацієнтів і вибору форми і параметрів стимулюючих впливів із метою досягнення позитивного терапевтичного ефекту.

Наукова новизна дисертаційної роботи полягає у тому, що:

1. Запропоновано новий метод адаптивної електростимуляції скелетних м'язів, що враховує індивідуальні особливості пацієнта.

2. Вперше отримано аналітичні моделі, які описують залежність амплітуди та сили скорочення м'язів від амплітуди, частоти та тривалості стимулюючих впливів.

3. Вперше побудовано модель чутливості електростимуляції, яка дає змогу оцінити вплив окремих параметрів стимулів під час їхніх одночасних змін.

4. Набув подальшого розвитку метод оцінки адекватності розроблених моделей у просторі зовнішніх змінних, що дозволяє контролювати похибки в ході терапії.

5. Набув подальшого розвитку метод зворотного зв'язку на основі електроміографічних досліджень, що дозволяє контролювати ефективність процесу терапії.

6. Удосконалено структуру апаратно-програмного комплексу для електростимуляції на основі запропонованого методу.

Проведено аналітичний огляд предметної області за темою дослідження, проаналізовано механізми та вибір режимів електростимуляції, очікуваний терапевтичний ефект та можливі області застосування. Здійснено огляд сучасних існуючих технічних рішень апаратів для електростимуляції та особливості електростимуляційних впливів, різновиди стимулів та вибір їхніх параметрів, сформульовано мету та задачі дослідження дисертаційної роботи.

Сформульовано завдання адаптивної електростимуляції як визначення відкритої множини станів та встановлення на ньому зв'язків за критеріями проблемної адаптації, організованими у вигляді адапторів кроку та маршруту, що реалізується за допомогою ряду станів пацієнта та прийомів, які використовують у процесі терапії.

Запропоновано аналітичні моделі електроміостимуляційних характеристик, які описують залежність амплітуди та сили скорочення м'язів від амплітуди, частоти та тривалості стимулів. Розраховано оптимальні значення коефіцієнтів моделей, що забезпечують мінімум помилки моделювання. Отримано аналітичні вирази для розрахунку оптимальних параметрів електричних стимулів. Отримано модельні траєкторії об'єкта електростимуляції, порівняння яких з експериментальними даними дозволяє оцінити точність моделей.

Побудовано модель чутливості електростимуляції, яка дає змогу оцінити вплив окремих параметрів стимулів під час їхніх одночасних змін.

Запропоновано оцінку області адекватності розроблених моделей в просторі зовнішніх параметрів, заснованої на використанні інтервальних методів. Введено інтервальну оцінку точності моделювання певної характеристики, яка зводиться до перевірки виконання групи нерівностей. Такий метод оцінки похибки дає можливість контролювати адекватність

моделі, оскільки впродовж ряду сеансів характеристики електростимуляції можуть істотно змінитися.

Обґрунтовано використання алгоритмів адаптації під час проведення терапевтичних процедур на етапах вибору способів терапії по дереву рішень, вибору методик терапії, вибору моделей та параметрів стимулів з метою досягнення оптимального ефекту.

Досліджено модель електричного сигналу м'яза як суми імпульсних випадкових сигналів, відповідних сигналам рухових одиниць. Проаналізовано сигнал, який утворено сумою обмеженої кількості імпульсних сигналів. Отримано структуру спектра ЕМС, який представлено у вигляді суми зміщених за часом відносно один одного періодичних імпульсів. Встановлено зв'язок між статистичними властивостями випадкової різниці фаз та видом спектра потужності сигналу, що дозволяє розрахувати спектральну щільність електроміографічного сигналу залежно від кількості рухових одиниць та різних фазових зрушень між ними.

Запропоновано використати амплітудно-частотний критерій – показник відношення середньої амплітуди ЕМГ-сигналу до ефективної ширини спектра, що дає змогу проводити ефективну експрес-діагностику функціонального стану нервово-м'язової системи у процесі терапії.

Проведено аналіз процесу обробки параметрів викликаних потенціалів стимуляційної електроміограми в ході адаптивної електростимуляції з метою контролю її ефективності або встановлення діагнозу під час деяких захворювань нервово-м'язової системи.

Запропоновано структуру апаратно-програмного комплексу електростимуляції м'язів опорно-рухового апарату людини зі зворотним зв'язком на основі реєстрації сигналу ЕМГ пацієнта і подальшої його обробки, що дозволяє здійснити поточний контроль ефективності терапевтичних впливів. Сформульовано медичні та технічні вимоги щодо окремих елементів апаратно-програмного комплексу.

Розроблено підсистему отримання медико-біологічних параметрів на основі пристроїв із ZigBee та Wi-Fi мережними протоколами з метою контролю за поточним станом пацієнта.

Удосконалено роботу електричної принципової схеми підсилювача біопотенціалів для заглушення мережної завади, а також розраховано коефіцієнт режекції вхідного ланцюга еквівалентної схеми. Запропоновано вимоги до модуля реєстрації сигналу ЕМГ.

Розроблено спосіб виправлення помилок інтерпретації одного з якісних параметрів, що підвищує завадостійкість постановки діагнозу, дозволяє простежувати динаміку зміни стану пацієнта та стежити за ефективністю лікування. Такий спосіб обробки даних знижує ймовірність помилки інтерпретації вимірювань та висновків щодо стану нервово-м'язової системи, що дозволить суттєво полегшити лікарю процес вибору відповідної терапії.

Розроблено відповідні програмні додатки для реалізації методу адаптивної електростимуляції.

Практичне значення результатів роботи. Отримані в дисертаційній роботі результати можуть бути використані під час проведення адаптивних процедур терапевтичної електростимуляції, в ході побудови адаптивних пристроїв електростимуляції, а також комплексів апаратно-програмних засобів. Сфера використання – центри медичної реабілітації, спортивна медицина, лікувальна косметологія.

Отримані результати використовуються в освітньому процесі Харківського національного університету радіоелектроніки в навчальних дисциплінах «Діагностичні та терапевтичні апарати» й «Алгоритми та структури даних» для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти, в ДУ "Інститут медичної радіології та онкології ім. С.П. Григор'єва НАМН України", та на Державному підприємстві «Новатор» (м. Хмельницький).

Матеріали дисертації викладено у 32-х наукових працях автора за темою дисертації, у тому числі: 7 статей в журналах, серед яких дві статті у виданні, включеного до переліку наукових фахових видань України з присвоєнням категорії «А» та індексованому базою Scopus; 5 статей у періодичних виданнях, включених до переліку наукових фахових видань України з присвоєнням категорії «В»; одна стаття у інших виданнях та 24 – в матеріалах міжнародних конференцій, серед них дві доповіді, що опубліковані в матеріалах міжнародних наукових конференцій, які індексуються базою Scopus.

Ключові слова: морфологічний аналіз, порівняльний аналіз, біомедичні сигнали, скелетні м'язи, поріг збудливості м'язової тканини, фізична реабілітація, опорно-руховий апарат, обробка, метод, функціональний метод, електростимуляція, стимуляція, оптимальні параметри стимулів, електрод, мікроелектроди, перетворення Фур'є, ймовірно-часовий граф, структурна схема, модель, математична модель, модель чутливості, порівняння моделей, апаратний комплекс, апарати терапії, інформаційна система, програмне забезпечення.

Список публікацій здобувача

1. Єрошенко О.А. Побудова біотехнічної системи м'язової електростимуляції / О.М. Дацок, І.В. Прасол, О.А. Єрошенко // Вісник НТУ "ХПІ". Серія: Інформатика та моделювання. – Харків: НТУ "ХПІ". – 2019. – № 13 (1338). – С. 165 – 175. (Належить до категорії Б).
2. Yeroshenko O. Simulation of an electromyographic signal converter for adaptive electrical stimulation tasks / O. Yeroshenko, I. Prasol, O. Datsok // Innovative Technologies and Scientific Solutions for Industries. – 2021. – № 1 (15). – С. 113–119. (Належить до категорії Б).
3. Yeroshenko O. Modeling of electrostimulation characteristics to determine the optimal amplitude of current stimuli / O. Yeroshenko, I. Prasol, M. Suknov // Radioelectronic and Computer Systems. – 2022. – № 2(102). – P. 191–

199. (Належить до категорії А, входить до міжнародної наукометричної бази Scopus).

4. Yeroshenko O. Simulation of the electrical signal of the muscles to obtain the electromiosignal spectrum / O. Yeroshenko, I. Prasol // *Technology Audit and Production Reserves*. – 2022. – №2 (64). – P. 38 – 43. (Належить до категорії Б).

5. Єрошенко О.А. Моделювання залежності інтенсивності електростимуляції від частоти слідування стимулів / І.В. Прасол, О.А. Єрошенко // *Радіотехніка*. – 2022. – №209. – С.192–199. (Належить до категорії Б).

6. Yeroshenko O. Method of diagnosing some diseases of the neuromuscular system and features of data processing in software. / I. Prasol, O. Dovnar, O. Yeroshenko // *Technology Audit and Production Reserves*. – 2023. – №1 (69). – P. 20–25. (Належить до категорії Б).

7. Yeroshenko O. Modeling and estimating the model adequacy in muscle tissue electrical stimulator designing / I. Prasol, O. Yeroshenko // *Radioelectronic and Computer Systems*. – 2023. – № 2(106). – P. 18–26. (Належить до категорії А, входить до міжнародної наукометричної бази Scopus).

8. Yeroshenko O. Information Technology For Identification Of Electric Stimulating Effects Parameters / V. Fedorchenko, I. Prasol, O. Yeroshenko // *CEUR Workshop Proceedings*. – 2021. – P. 189–195. (Належить до міжнародної наукометричної бази Scopus).

9. Yeroshenko O. Method of Diagnostic Parameters Analysis and Software Features / I. Prasol, O. Dovnar, O. Yeroshenko // *2022 IEEE 3rd KhPI Week on Advanced Technology (KhPIWeek)*. – 2022. – P. 716–719. (Належить до міжнародної наукометричної бази Scopus).

10. Yeroshenko O. Organization of a Wireless System for Individual Biomedical Data Collection / O. Yeroshenko, I. Prasol, O. Trubitsyn, and L. Rebezyuk // *International Journal of Innovative Technology and Exploring Engineering*. – 2020. – Vol. 9. – Issue 4. – P. 2418–2421.

11. Єрошенко О.А. Комплекс для електростимуляції м'язів на основі міографічних даних / І.В. Прасол, Г.І. Круковський, О.А. Єрошенко // Dynamics of the development of world science. Abstracts of the 2nd International scientific and practical conference. Perfect Publishing. – Vancouver, Canada. – 2019. – Р. 371–375.

12. Єрошенко О.А. Метод обробки електроміографічних сигналів для побудови системи електростимуляції / О.А. Єрошенко, І.В. Прасол // II Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ИСМ–2019): зб. наук. пр. Харків: Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т». – 2019. – С. 186–188.

13. Єрошенко О.А. Розробка медико-технічного комплексу збору даних індивідуального призначення / І.В. Прасол, О.А. Єрошенко // I Міжнародна науково-практична інтернет-конференція «Стратегії розвитку сучасної освіти і науки». 28 лютого 2020 р. – Бердянськ: БДПУ. – 2020. – С.92–94.

14. Єрошенко О.А. Дистанционная передача сигнала ЭМГ / А.Л. Тарасова, О.А. Єрошенко // Матеріали 24 Міжнародного молодіжного форуму «Радіоелектроніка та молодь у ХІХ столітті». – Харків: ХНУРЕ. – 2020. – С.163–164.

15. Єрошенко О.А. Электромиографические характеристики при выполнении прицельных движений / И.В. Прасол, О.А. Єрошенко // Застосування інформаційних технологій у підготовці та діяльності сил охорони правопорядку: матеріали Міжнар. наук.-практ. конф. 17 бер. 2020 р. – Харків: НАНГУ. – 2020. – С.178–179.

16. Єрошенко О.А. Метод оцінювання стану нервово-м'язової системи спортсмена / І.В. Прасол, О.М. Дацок, О.А. Єрошенко // Застосування інформаційних технологій у підготовці та діяльності сил охорони правопорядку: матеріали Міжнар. наук.-практ. конф. 17 березня 2020 р. – Харків: НАНГУ. – 2020. – С.183–185.

17. Єрошенко О.А. Организация беспроводной системы сбора медико-биологических данных с использованием элементов умной одежды / А.А.

Трубицын, О.А. Ерошенко // Застосування інформаційних технологій у підготовці та діяльності сил охорони правопорядку: матеріали Міжнар. наук.-практ. конф. 17 березня 2020 р. – Харків: НАНГУ. – 2020. – С. 179–181.

18. Ерошенко О.А. Апаратні засоби реєстрації електроміографічних сигналів / О.А. Ерошенко, І.В. Прасол, О.М. Дацок // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: тези доповідей XXVIII міжнародної науково-практичної конференції MicroCAD-2020. – Харків. – 2020. – С. 340.

19. Ерошенко О.А. Комп'ютерна система оцінки м'язового навантаження / І.В. Прасол, О.М. Дацок, О.А. Ерошенко // Сучасні напрями розвитку інформаційно-комунікативних технологій та засобів управління: тези доповідей десятої міжнародної науково-технічної конференції 9-10 квітня 2020 року. – Баку, Харків, Жиліна. – 2020. – С. 70.

20. Ерошенко О.А. Аналіз факторів, що впливають на процес реєстрації ЕМГ сигналів м'язів людини / І.В. Прасол, О.М. Дацок, О.А. Ерошенко // ПИМ-2020: тези доповідей. – 2020. – С. 74.

21. Ерошенко О.А. Бездротова передача медико-біологічних даних / О.А. Ерошенко, І.В. Прасол // III Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ИСМ–2020): зб. наук. пр. Харків: Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т». –2020.– С. 184 –185.

22. Ерошенко О.А. Деякі аспекти математичного моделювання нестационарних процесів м'язової активності / І.В. Прасол, О.М. Дацок, О.А. Ерошенко // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: тези доповідей XXVIII міжнародної науково-практичної конференції MicroCAD-2021. – 2021. – С.335.

23. Ерошенко О.А. Способ оптимизации вторичных параметров усилителя биопотенциалов / И.В. Прасол, О.В. Григорьева, О.А. Ерошенко // Наукові дослідження: парадигма інноваційного розвитку: VII Міжнародна

наукова конференція. 31 березня 2021 року. – Прага, Чехія. – 2021. – С.39 – 42.

24. Ерошенко О.А. Построение полиномиальной математической модели электростимуляции / О.А. Ерошенко, И.В. Прасол // Інформаційні системи та технології в медицині: IV Міжнародна науково-практична конференція: зб. наук. пр. Харків: Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т». – 2021. – С. 80–81.

25. Yeroshenko O. Collection and primary processing of medical and biological data / O. Yeroshenko, I. Prasol // Проблеми інформатизації: тези доповідей 9-ї міжнародної науково-технічної конференції. – 2021. – С.26.

26. Єрошенко О.А. Деякі питання моделювання електричного сигналу м'язів / І.В. Прасол, О.А. Єрошенко, О.М. Дацок // Інформатика, управління та штучний інтелект: Тези восьмої міжнародної науково-технічної конференції.– 2021. – С. 115.

27. Yeroshenko O. Model for calculation spectral density electromyographic signal during electrostimulation / I. Prasol, O. Yeroshenko // Modern scientific research: achievements, innovations and development prospects. Proceedings of the 10th International scientific and practical conference. MDPC Publishing. Berlin, Germany. – 2022. – P. 73–76.

28. Єрошенко О.А. Моделювання електричного сигналу м'язів / О.А. Єрошенко, І.В. Прасол // Сучасні напрями розвитку інформаційно-комунікаційних технологій та засобів управління: тези доповідей 12 міжнародної науково-технічної конференції. 27-28 квітня 2022 року. – Баку, Харків, Жиліна. – 2022. – С.39.

29. Єрошенко О.А. Комп'ютерна система обробки електроміографічних сигналів / О.А. Єрошенко, І.В. Прасол, О.М. Дацок // Сучасні напрями розвитку інформаційно-комунікаційних технологій та засобів управління: тези доповідей 12 міжнародної науково-технічної конференції. 27-28 квітня 2022 року. – Баку, Харків, Жиліна. – 2022. – С.38.

30. Yeroshenko O. Method for determining optimum frequency of stimules during electrical stimulation of skeletal muscles / O. Yeroshenko, I. Prasol // XXII Всеукраїнській науково-технічній конференції молодих учених, аспірантів та студентів «Стан, досягнення та перспективи інформаційних систем і технологій». – Одеса. – 2022. – С. 228–230.

31. Єрошенко О.А. Побудова моделі чутливості при електростимуляції нейром'язових структур / Прасол І.В., Єрошенко О.А. // Проблеми інформатизації: тези доповідей 10-ї міжнародної науково-технічної конференції. – 2022. – С.84.

32. Єрошенко О.А. Алгоритми адаптації під час проведення реабілітаційних процедур / О.А. Єрошенко, І.В. Прасол // Сучасні напрями розвитку інформаційно-комунікаційних технологій та засобів управління: тези доповідей 12 міжнародної науково-технічної конференції. 26-27 квітня 2023 року. – Баку, Харків, Жиліна. – 2023. – С.92.

ABSTRACT

Yeroshenko O. Method and Mean Adaptive Electrical Stimulation of Neuromuscular Structures. – Qualification scientific work as a manuscript copyright.

Thesis submitted for the degree of Doctor of Philosophy in the specialty 163 "Biomedical engineering" (16 – Chemical and bioengineering). – Kharkiv National University of Radio Electronics, Ministry of Education and Science of Ukraine, Kharkiv, 2023.

The dissertation is devoted to the current scientific and technical problem of increasing the efficiency of transcutaneous electrical stimulation of human neuromuscular structures in the process of therapeutic rehabilitation procedures based on mathematical modeling and feedback based on electromyographic studies.

The aim of the dissertation is to develop a method of adaptive electrical stimulation that takes into account the individual characteristics of the patient, as well as to improve the existing hardware and software for electrical stimulation.

The **object** of research is the processes of electrical stimulation of human skeletal muscles during medical therapy.

The **subject** of research is methods of conducting therapeutic electrostimulation procedures of neuromuscular structures, mathematical models of electrical stimulation, technical means for electrical stimulation, software and methods of processing biomedical data.

Research methods. The work uses methods of mathematical analysis, methods of mathematical modeling, methods of interval analysis, methods of nonlinear programming, methods of analysis and synthesis of elements of biotechnical systems, methods of data processing, methods of object-oriented programming, methods of analysis of biomedical signal.

The main tasks of the research:

1. Development of a method of adaptive influence of electrical stimulation during a number of sessions with the possibility of choosing individual parameters of stimuli and control of effectiveness.
2. Development of mathematical models of the dependence of stimulation intensity on the amplitude, frequency and duration of the current to determine the optimal values of the stimulus parameters.
3. Assess the adequacy of electrical stimulation models in the space of external parameters.
4. Conduct a time-frequency analysis of the electromyographic signal and determine significant indicators for making decisions about conducting therapy sessions.
5. To propose the structure of the hardware and software complex, which provides the possibility of accounting for the individual characteristics of patients and the choice of the form and parameters of stimulating effects in order to achieve a positive therapeutic effect.

The scientific novelty of the dissertation is as follows:

1. A new method of adaptive electrical stimulation of skeletal muscles is proposed, which takes into account the individual characteristics of the patient.
2. For the first time, analytical models were obtained that describe the dependence of the amplitude and force of muscle contraction on the amplitude, frequency and duration of stimulating effects.
3. For the first time, a model of the sensitivity of electrical stimulation was built, which makes it possible to evaluate the influence of individual stimulus parameters when they change simultaneously.
4. The method of assessing the adequacy of developed models in the space of external variables has been further developed, which allows controlling errors during therapy.
5. The method of feedback based on electromyographic studies has been further developed, which allows monitoring the effectiveness of the therapy process.
6. The structure of the hardware and software complex for electrical stimulation based on the proposed method has been improved.

An analytical review of the subject area by research topic was conducted, the mechanisms and choice of electrostimulation modes, the expected therapeutic effect and possible areas of application were analyzed. An overview of modern existing technical solutions of electrostimulation devices and features of electrostimulation effects, types of stimuli and the selection of their parameters was carried out, the purpose and tasks of the dissertation research were formulated.

The task of adaptive electrical stimulation is formulated as the definition of an open set of states and the establishment of connections on it according to the criteria of problematic adaptation, organized in the form of step and route adapters, which is implemented with the help of a number of patient states and techniques used in the therapy process.

Analytical models of electromyostimulation characteristics are proposed, which describe the dependence of the amplitude and force of muscle contraction

on the amplitude, frequency and duration of stimuli. The optimal values of the model coefficients, which provide a minimum of modeling errors, were calculated. Analytical expressions for calculating the optimal parameters of electrical stimuli were obtained. The model trajectories of the object of electrical stimulation were obtained, the comparison of which with experimental data makes it possible to assess the accuracy of the models.

A model of the sensitivity of electrical stimulation was built, which makes it possible to assess the influence of individual parameters of stimuli with their simultaneous changes.

An assessment of the area of adequacy of the developed models in the space of external parameters, based on the use of interval methods, is proposed. An interval assessment of the accuracy of modeling a certain characteristic is introduced, which is reduced only to checking the execution of a group of inequalities. This method of error estimation makes it possible to control the adequacy of the model, since during a number of sessions the characteristics of electrical stimulation can change significantly.

The use of adaptation algorithms during therapeutic procedures at the stages of choosing methods of therapy based on a decision tree, choosing therapy methods, choosing models and parameters of stimuli in order to achieve the optimal effect is substantiated.

The model of the electrical signal of the muscle as a sum of impulse random signals corresponding to the signals of motor units was investigated. The signal formed by the sum of a limited number of pulse signals was analyzed. The structure of the EMC spectrum was obtained, which is represented as a sum of periodic pulses shifted in time relative to each other. A relationship was established between the statistical properties of the random phase difference and the type of signal power spectrum, which allows calculating the spectral density of the electromyographic signal depending on the number of motor units and various phase shifts between them.

It is proposed to use the amplitude-frequency criterion - an indicator of the ratio of the average amplitude of the EMG signal to the effective width of the spectrum, which makes it possible to carry out effective express diagnostics of the functional state of the neuromuscular system during therapy.

An analysis of the process of processing the parameters of evoked potentials of the stimulation electromyogram during adaptive electrostimulation was carried out in order to control its effectiveness or establish a diagnosis in some diseases of the neuromuscular system.

The proposed structure of the hardware and software complex of electrical stimulation of the muscles of the human locomotor system with feedback based on the registration of the patient's EMG signal and its subsequent processing, which allows for the current control of the effectiveness of therapeutic effects. Medical and technical requirements for individual elements of the hardware and software complex have been formulated.

Розроблено підсистему отримання медико-біологічних параметрів на основі пристроїв із ZigBee та Wi-Fi мережними протоколами з метою контролю за поточним станом пацієнта.

The operation of the electric principle circuit of the biopotential amplifier for suppressing network interference has been improved, and the rejection coefficient of the input circuit of the equivalent circuit has been calculated. The requirements for the EMG signal registration module are proposed.

A method of correcting errors in the interpretation of one of the qualitative parameters has been developed, which increases the reliability of diagnosis, allows you to track the dynamics of changes in the patient's condition and monitor the effectiveness of treatment. This method of data processing reduces the probability of an error in the interpretation of measurements and conclusions regarding the state of the neuromuscular system, which will significantly facilitate the process of choosing the appropriate therapy for the doctor.

Appropriate software applications have been developed for the implementation of the adaptive electrical stimulation method.

Practical significance of work results. The results obtained in the dissertation can be used in the course of adaptive procedures of therapeutic electrostimulation, in the construction of adaptive devices of electrical stimulation, as well as hardware and software complexes. Field of use – medical rehabilitation centers, sports medicine, therapeutic cosmetology.

The obtained results are used in the educational process of the Kharkiv National University of Radioelectronics in the educational disciplines "Diagnostic and therapeutic devices" and "Algorithms and data structures" for students of the first (bachelor's) level of higher education, in the State University "Institute of Medical Radiology and Oncology named after S.P. Grigoriev National Academy of Sciences of Ukraine", and at the State Enterprise "Novator" (Khmelnyskyi).

The materials of the dissertation are quite fully presented in 32 scientific works of the author on the topic of the dissertation, including: 7 articles in journals, including 2 articles in the publication included in the list of scientific specialized publications of Ukraine with the assignment of category "A" and indexed by the Scopus database; 5 articles in periodicals included in the list of specialized scientific publications of Ukraine with the assignment of category "B"; 1 article in other publications and 24 in the materials of international conferences, among them 2 reports published in the materials of international scientific conferences indexed by the Scopus database.

Keywords: morphological analysis, comparative analysis, biomedical signals, skeletal muscles, threshold of muscle tissue excitability, physical rehabilitation, musculoskeletal system, processing, method, functional method, electrical stimulation, stimulation, optimal stimulus parameters, electrode, microelectrodes, Fourier transform, probability-time graph, structural diagram, model, mathematical model, sensitivity model, model comparison, hardware complex, therapy devices, information system, software.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	21
ВСТУП	22
1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ ЗА ТЕМОЮ ДОСЛІДЖЕННЯ	29
1.1 Електростимуляція органів та тканин людини	29
1.1.1 Електростимуляція м'язів	29
1.1.2 Аналіз механізмів та вибір режимів електростимуляції	31
1.1.3 Терапевтичний ефект електростимуляції. Области використання та очікувані результати.....	38
1.2 Особливості електростимуляційних впливів. Різновиди стимулів та вибір їхніх параметрів.....	39
1.3 Аналіз параметрів імпульсів.....	42
1.4 Аналіз сучасних існуючих технічних рішень апаратів для електростимуляції.....	49
1.5 Постановка завдань дослідження.....	52
1.6 Висновки за першим розділом.....	54
2 РОЗРОБКА МЕТОДУ АДАПТИВНОЇ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯЦІЇ.....	55
2.1 Загальна методика адаптивної електростимуляції.....	55
2.2 Моделювання залежності інтенсивності стимуляції від амплітуди струму та визначення оптимальних значень амплітуди стимулів.....	61
2.3 Моделювання залежності інтенсивності стимуляції від частоти стимулів та визначення оптимальних значень частоти.....	71
2.4 Моделювання залежності сила-тривалість від тривалості імпульсів та визначення оптимальних значень тривалості.....	81

2.4.1. Отримання кривої сила-тривалість	81
2.4.2 Моделювання залежності сила-тривалість.....	83
2.5 Побудова моделі чутливості при одночасних варіаціях параметрів стимулів.....	86
2.6 Оцінка адекватності розроблених моделей у просторі зовнішніх параметрів.....	89
2.7 Дослідження та обґрунтування вибору алгоритмів адаптації під час проведення терапевтичних процедур.....	100
2.7.1 Дослідження алгоритмів адаптації.....	100
2.7.2 Проблема уявлення в адаптивних алгоритмах.....	107
2.8 Висновки за другим розділом	109
3 РОЗРОБКА МЕТОДУ КОНТРОЛЮ ЕФЕКТИВНОСТІ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯЦІЇ У ЧАСІ.....	111
3.1 Аналіз структури спектра електроміосигналу.....	111
3.2 Частотно-часовий аналіз сигналу ЕМГ	116
3.3 Визначення параметрів сигналу та встановлення їхніх зв'язків із відхиленнями.....	119
3.4 Застосування електростимуляційної електроміографії та аналіз викликаних потенціалів.....	123
3.5 Висновки за третім розділом.....	126
4 АПАРАТНО-ПРОГРАМНИЙ КОМПЛЕКС ЗАСОБІВ ДЛЯ РЕАЛІЗАЦІЇ МЕТОДУ АДАПТИВНОЇ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯЦІЇ.....	127
4.1 Побудова структури апаратно-програмного комплексу адаптивної м'язової електростимуляції.....	127
4.1.1 Загальна структура апаратно-програмного комплексу	127
4.1.2 Медичні та технічні вимоги щодо окремих елементів комплексу адаптивної електростимуляції.....	129
4.2 Розробка підсистеми збирання параметрів на основі пристроїв із ZigBee та Wi-Fi протоколів.....	133

4.3 Удосконалення та машинний аналіз підсилювача біопотенціалів для підсилення електроміографічного сигналу.....	137
4.3.1 Аналіз особливих вимог до перетворювача електроміографічного сигналу.....	137
4.3.2 Аналіз схеми підсилювача біопотенціалів.....	140
4.4 Розробка способу обробки даних у програмах встановлення можливого діагнозу.....	141
4.5 Розробка програмного забезпечення інформаційної підсистеми для адаптивної електростимуляції.....	144
4.5.1 Розробка бази даних.....	145
4.5.2 Вибір середовища реалізації програмного забезпечення електроміографічних досліджень.....	147
4.5.3 Реалізація програмного застосунку у Microsoft Visual C#.....	150
4.5.4 Організація захисту інформації.....	152
4.6 Висновки за четвертим розділом.....	154
ВИСНОВКИ.....	156
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	159
Додаток Акти про впровадження результатів дисертаційної роботи.....	179

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АА – автомат адаптації

БО – біологічний об'єкт

ЕМГ – електроміографія

ІАА – інтелектуальний автомат адаптації

КПЗ – комплекс програмних засобів

КТЗ – комплекс технічних засобів

ЛФК – лікувальна фізкультура

НМА – нервово-м'язовий апарат

ОПР – особа, яка приймає рішення

РП – реакція переродження

СМТ – синусоїдальні модульовані струми

ХЕД – хронаксиметрична електродіагностика

ВСТУП

Актуальність теми дослідження.

Електростимуляція м'язів – один із способів фізіотерапевтичного впливу, який спрямовано на відновлення функції м'язової та нервової тканини після пошкодження.

При електростимуляції м'язів використовують імпульсні струми різної сили та частоти. За допомогою електростимуляції фізіотерапевти відновлюють або покращують трофічні функції нервових волокон, покращують процес іннервації м'язів, їхню скоротливість.

Фізіологічний ефект електростимуляції залежить від вибору параметрів сигналу, що впливає, які повинні бути адекватні функціональному стану стимульованих м'язів.

Електростимуляція впливає на організм за рахунок імпульсів різної тривалості. Незважаючи на те, що під час процедури пацієнт не рухається, цей вплив ідентичний до звичайної роботи м'язів під час їхньої активності. Струм проходить крізь тканини, збуджує клітини та стимулює активну роботу м'яза, а в період пауз вона розслаблюється.

Струм, завдяки такому ритму роботи, не дратує шкіру під електродами і епідерміс не ушкоджується. Під час впливу електричного струму на м'язи чи нерви змінюється їхня біоактивність. Імпульси провокують скорочення м'язових волокон, що їх зміцнює та приводить у дію. Якщо м'яз перенапружений, електростимуляція добре знімає таку напругу.

Отже, *актуальним* є проблема підвищення ефективності надшкірної електростимуляції нейром'язових структур людини в процесі терапевтичних реабілітаційних процедур на основі математичного моделювання та зворотного електроміографічного зв'язку.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.
Дисертаційна робота виконана на кафедрі Біомедичної інженерії Харківського національного університету радіоелектроніки згідно з планом

наукових робіт, а деякі розділи в рамках держбюджетної НДР «Розробка принципів мультипараметричної оцінки антиоксидантної активності біологічних зразків хемі- та електрохемілюмінесцентними методами» (ДР № 0122U001533).

Мета та задачі дослідження. Метою дисертаційної роботи є розробка методу адаптивної електростимуляції, що враховує індивідуальні особливості пацієнта, а також удосконалення існуючих апаратно-програмних засобів для електростимуляції.

Для досягнення цієї мети поставлено такі задачі:

1. Розробка методу адаптивного впливу електростимуляції впродовж ряду сеансів із можливістю вибору індивідуальних параметрів стимулів і контролю ефективності.

2. Розробка математичних моделей залежності інтенсивності стимуляції від амплітуди, частоти та тривалості струму для визначення оптимальних значень параметрів стимулів.

3. Здійснити оцінку адекватності моделей електростимуляції у просторі зовнішніх параметрів.

4. Провести частотно-часовий аналіз електроміографічного сигналу та визначити значущі показники для прийняття рішень щодо проведення сеансів терапії.

5. Запропонувати структуру апаратно-програмного комплексу, що забезпечує можливість обліку індивідуальних особливостей пацієнтів і вибору форми та параметрів стимулюючих впливів із метою досягнення позитивного терапевтичного ефекту.

Об'єкт дослідження – процеси електростимуляції скелетних м'язів людини під час проведення лікувальної терапії.

Предмет дослідження – методи проведення терапевтичних електростимуляційних процедур нейром'язових структур, математичні моделі електростимуляції, технічні засоби для електростимуляції, програмне забезпечення та методи обробки біомедичних даних.

Методи дослідження. В роботі застосовуються методи математичного аналізу, методи математичного моделювання, методи інтервального аналізу, методи нелінійного програмування, методи аналізу та синтезу елементів біотехнічних систем, методи обробки даних, методи об'єктно-орієнтованого програмування, методи аналізу біомедичних сигналів.

Наукова новизна результатів дисертаційної роботи:

1. Запропоновано новий метод адаптивної електростимуляції скелетних м'язів, що враховує індивідуальні особливості пацієнта.

2. Вперше отримано аналітичні моделі, які описують залежність амплітуди та сили скорочення м'язів від амплітуди, частоти та тривалості стимулюючих впливів.

3. Вперше побудовано модель чутливості електростимуляції, яка дає змогу оцінити вплив окремих параметрів стимулів під час їхніх одночасних змін.

4. Набув подальшого розвитку метод оцінки адекватності розроблених моделей в просторі зовнішніх змін, що дозволяє контролювати похибки в ході терапії.

5. Набув подальшого розвитку метод зворотного зв'язку на основі електроміографічних досліджень, що дозволяє контролювати ефективність процесу терапії.

6. Удосконалено структуру апаратно-програмного комплексу для електростимуляції на основі запропонованого методу.

Практичне значення отриманих результатів. Отримані в дисертаційній роботі результати можуть бути використані під час проведення адаптивних процедур терапевтичної електростимуляції, індивідуального вибору її параметрів та виходу на оптимальний режим протягом ряду сеансів реабілітації. Це дає можливість використовувати їх в процесі інженерної діяльності в ході побудови адаптивних пристроїв електростимуляції, а також створювати ефективні комплекси апаратно-програмних засобів, які

реалізують цей метод. Сфера використання – центри медичної реабілітації, спортивна медицина, лікувальна косметологія.

Отримані результати щодо адаптивного методу електростимуляції м'язових структур на основі аналізу електроміосигналу, способів отримання оптимальних параметрів електростимуляційних впливів, аналітичних моделей електростимуляції та принципів побудови адаптивної технічної системи електростимуляції, які враховують індивідуальні особливості пацієнтів, використовуються в освітньому процесі Харківського національного університету радіоелектроніки, зокрема, у навчальних дисциплінах «Діагностичні та терапевтичні апарати» і «Алгоритми та структури даних» для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти, в ДУ "Інститут медичної радіології та онкології ім. С.П. Григор'єва НАМН України", та на Державному підприємстві «Новатор» (м. Хмельницький), про що свідчать відповідні акти (Додаток).

В [1, 20] запропоновано та отримано побудову біотехнічної системи м'язової електростимуляції; в [2, 18] запропоновано і випробувано схему підсилювача біопотенціалів; в [3, 24] запропоновано аналітичну модель залежності інтенсивності стимуляції від амплітуди струму та визначення оптимальних значень амплітуди стимулів, отримано модельну траєкторію об'єкта електростимуляції; в [4, 27, 30] досліджено модель електричного сигналу м'яза як суми імпульсних випадкових сигналів, відповідних сигналам рухових одиниць; в [5] запропоновано аналітичну модель залежності інтенсивності стимуляції від частоти стимулів та визначення оптимальних значень частоти; в [6, 9] запропоновано аналітичну залежності сила-тривалість від тривалості імпульсів та визначення оптимальних значень тривалості; в [7, 22, 32] запропоновано алгоритм моделювання, що дає можливість враховувати зміни параметрів стимуляційних впливів; в [8, 12] проведено аналіз структури електроміографічного сигналу, отримано графічну візуалізацію амплітудної, частотної та часової складових сигналу у режимі реального часу; в [10, 13, 14, 17, 21] розроблено підсистему збирання

параметрів на основі пристроїв із ZigBee та Wi-Fi протоколів; в [11] розроблено комплекс, що забезпечує можливість обліку індивідуальних особливостей пацієнтів і вибору форми і параметрів стимулюючих впливів із метою досягнення позитивного терапевтичного і тренувального ефекту; в [15] проаналізовано застосування в процесі тренування дослідження електричної активності м'язів; в [16] визначено застосування електричної стимуляції нервово-м'язового апарата спортсмена системою з біотехнічним зворотним зв'язком; в [19] запропоновано структуру на основі пристрою зняття ЕМГ-сигналу і набору датчиків, яка дозволяє щодня контролювати стан організму людини і передавати медико-біологічну інформацію на пристрій обробки з метою діагностування можливих порушень і контролю за терапевтичними процедурами в ході реабілітації; в [23] сформульовано етапи оптимізації параметрів підбору компонентів; в [25] сформульовано складові збору інформації; в [26] запропоновано моделювання електричного сигналу м'язів, що визначило шляхи можливого виділення сигналу на тлі синусоїдальних та шумових перешкод; в [28] досліджено модель електричного сигналу м'яза як суми імпульсних випадкових сигналів, відповідних сигналам рухових одиниць; в [29] сформульовано показники ЕМГ для підбору конкретних параметрів стимулюючого впливу; в [30] визначено значення показників моделі чутливості.

Особистий внесок здобувача. Всі основні результати дисертаційної роботи, які виносяться на захист, отримано автором особисто. В роботах [1], [2], опублікованих у співавторстві, автору належать побудова та моделювання біотехнічної системи м'язової електростимуляції; в [2], [18] – моделювання схеми підсилувача біопотенціалів; в [2], [4], [5], [6], [7], [9], [22], [24], [27], [30], [32] – розробка математичної моделі та її структурно-параметрична ідентифікація, вибір та використання програмних засобів для моделювання та представлення результатів, аналіз результатів, візуалізація; в [8], [12] – аналіз структури електроміографічного сигналу, графічна візуалізація амплітудної, частотної та часової складових сигналу у режимі

реального часу; в [10], [13], [14], [17], [21] – розробка підсистеми збирання параметрів на основі пристроїв із ZigBee та Wi-Fi протоколів; в [11] – розробка комплексу, що забезпечує можливість обліку індивідуальних особливостей пацієнтів і вибору форми та параметрів стимулюючих впливів із метою досягнення позитивного терапевтичного і тренувального ефекту; в [15], [16] – аналіз застосування в процесі тренування дослідження електричної активності м'язів, визначення застосування електричної стимуляції нервово-м'язового апарата спортсмена системою з біотехнічним зворотним зв'язком; в [19] – розробка структури на основі пристрою зняття ЕМГ-сигналу і набору датчиків, яка дозволяє щодня контролювати стан організму людини і передавати медико-біологічну інформацію на пристрій обробки з метою діагностування можливих порушень і контролю за терапевтичними процедурами в ході реабілітації; в [23] – сформування етапів оптимізації параметрів підбору компонентів; у [25] – визначення складових збору інформації; в [26] – моделювання електричного сигналу м'язів, що визначає шляхи можливого виділення сигналу на тлі синусоїдальних та шумових перешкод; у [28] – дослідження моделі електричного сигналу м'яза як суми імпульсних випадкових сигналів, відповідних сигналам рухових одиниць; в [29] – формування показників ЕМГ для підбору конкретних параметрів стимулюючого впливу; в [30] – визначення значення показників моделі чутливості.

Апробація результатів дисертації.

Основні положення дисертаційної роботи представлено на таких міжнародних конференціях і форумах:

- на 2-й Міжнародній науково-практичній конференції «Інформаційні системи та технології в медицині» (Харків, 2019);
- на 3-й Міжнародній науково-практичній конференції «Інформаційні системи та технології в медицині» (Харків, 2020);
- на 8-й Міжнародній науково-технічній конференції «Інформатика, управління та штучний інтелект» (Харків, 2021);

- на CEUR Workshop Proceedings (Одеса, 2021);
- на 4-й Міжнародній науково-практичній конференції «Інформаційні системи та технології в медицині» (Харків, 2021);
- на 12-й Міжнародній науково-практичній конференції «Проблеми інформатизації» (Баку, Бельско-Бяла, Харків, 2022);
- на 3-й IEEE KhPI Week on Advanced Technology (KhPIWeek) (Харків, 2022);
- на 12-й Міжнародній науково-технічній конференції «Сучасні напрями розвитку інформаційно-комунікаційних технологій та засобів управління» (Баку, Харків, Жиліна, 2023).

Публікації. Матеріали дисертації досить повно викладено у 32-х публікаціях, з них – 7 статей у фахових періодичних виданнях України з технічних наук, з яких дві – категорії А (індексується в Scopus), 5 – категорії Б; одна стаття у інших виданнях, 24 тез доповідей у матеріалах міжнародних наукових конференцій, серед них дві доповіді, що опубліковані в матеріалах міжнародних наукових конференцій, які індексуються базою Scopus.

Структура та обсяг роботи. Дисертація складається із вступу, чотирьох розділів, висновків, переліку використаних джерел, додатка. Загальний обсяг роботи складає 183 сторінки тексту, що містять 178 сторінок основного тексту, анотації на 16 сторінках, 46 рисунків, 11 таблиць, перелік використаних джерел з 154 найменування на 20 сторінках, один додаток на п'яти сторінках.

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ ЗА ТЕМОЮ ДОСЛІДЖЕННЯ

Одним із методів сучасної терапії є електростимуляція (ЕС). Область застосування електростимуляції різна. Як самостійна методика в медичній практиці – електродіагностика, електросон, електронаркоз та інші види впливу на центральну нервову систему, електрошокова терапія, електростимуляція серця, скелетної та гладкої мускулатури, вегетативної нервової системи, кісток, залоз внутрішньої секреції та інших органів, а також під час підготовки спортсменів і косметології.

1.1 Електростимуляція органів та тканин людини

Електростимуляція – це апаратна процедура з використанням імпульсних струмів для посилення діяльності певних органів і систем. Така терапія застосовується для відновлення роботи органів, м'язів і нервів, які втратили свої функції [34]. Для електростимуляції використовують постійні та імпульсні струми з різною формою імпульсів, з різною тривалістю модуляції їх у серії різної тривалості та частоти, з різною інтенсивністю.

1.1.1 Електростимуляція м'язів

Електростимуляція м'язів, як правило, це лікувальне застосування електричного струму з метою посилення рухової активності скелетних м'язів, а також гладких м'язів внутрішніх органів. Електростимуляція – це спосіб фізіотерапевтичного впливу, спрямованого на відновлення або збільшення функціональних можливостей м'язових та нервових тканин після їхнього пошкодження. Суть методу в тому, що регулярна рухова активність, викликана електричним струмом, знижує ризик атрофії м'язів, тому що відновлюється «живлення» та виведення продуктів метаболізму, а м'язові

волокна «працюють», що стимулює їхнє відновлення, при цьому відбувається «зворотний зв'язок» з корою головного мозку.

Мета електростимуляції – отримання оптимального фізіологічного ефекту (м'язового скорочення) за найменших побічних явищ. Для електростимуляції найчастіше використовуються види струмів, які були визначені як оптимальні в процесі попередньої електродіагностики (трикутний, експоненціальний, напівсинусоїдальний або синусоїдальний, прямокутний, переривчастий гальванічний та ін. у вигляді одиночних імпульсів або серії імпульсів з паузами між ними, діадинамічні, синусоїдальні модульовані струми, ритмічний постійний струм, а також інші струми, що наближаються до параметрів біопотенціалів стимульованих м'язів або органів) [34 – 35].

Такі струми викликають рухове збудження та скорочення м'язів, рефлекторно посилюють крово- та лімфообіг, а також весь комплекс обмінно-трофічних процесів, спрямованих на енергетичне та пластичне забезпечення працюючих м'язів [36 – 37].

При електростимуляції імпульси струму мають досить велику силу і, проходячи через м'яз, надають збуджуючі дії не тільки на м'язові та рецепторні структури даного м'яза, але і на вегетативні волокна, що знаходяться в цьому м'язі. Згідно з уявленнями [38], часті електричні імпульси, необхідні для отримання великих м'язових зусиль, не відповідають низькій лабільності вегетативних волокон і можуть викликати в них поступове подовження рефрактерних періодів і як наслідок зниження амплітуди і частоти потенціалів дії, що проводяться. На рис. 1.1 в узагальненій формі наведено сукупність процесів, що протікають у м'язі та в організмі, під час проведення електростимуляції.

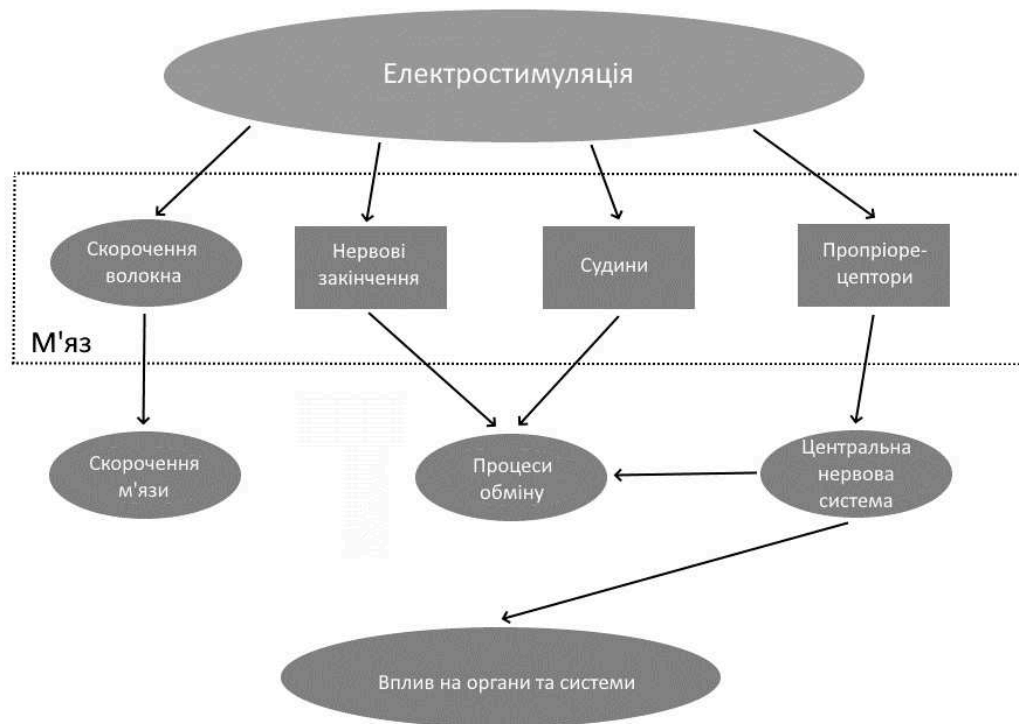


Рисунок 1.1 – Сукупність фізіологічних реакцій під час електростимуляції

1.1.2 Аналіз механізмів та вибір режимів електростимуляції

Електростимуляція дозволяє подразнювати нерви протягом часу і реєструвати так звані викликані потенціали, тобто ті, які виникають штучно у дослідницьких цілях.

Закони подразнення відображають певну залежність між дією подразника і реакцією збудливої тканини у відповідь. До законів роздратування належать: закон сили, закон «все або нічого», закон акомодатії (Дюбуа-Реймона), закон сили-часу (сили-тривалості), закон полярної дії постійного струму, закон фізіологічного електротону [39].

Закон сили: в певних межах чим більше сила подразника, то більше величина відповідної реакції. Відповідно до цього закону функціонують складні структури, наприклад, скелетний м'яз. Це обумовлено тим, що скелетний м'яз складається з множини м'язових волокон, які мають різну збудливість. Тому на порогові подразники відповідають ті м'язові волокна,

які мають найвищу збудливість, амплітуда м'язового скорочення при цьому мінімальна. Зі збільшенням сили подразника в реакцію залучається дедалі більша кількість м'язових волокон і амплітуда скорочення м'яза постійно збільшується. Але, коли в реакцію залучені всі м'язові волокна, – подальше збільшення сили подразника не призводить до збільшення амплітуди скорочення.

Закон «все або нічого»: підпорогові подразники не викликають реакції у відповідь («нічого»), на порогові подразники виникає максимальна реакція у відповідь («все»). За законом «все або нічого» скорочуються серцевий м'яз і одиночне м'язове волокно. Закон «все або нічого» не абсолютний. По-перше, на подразники підпорогової сили не виникає видимої реакції у відповідь, але в тканині відбуваються зміни мембранного потенціалу спокою у вигляді виникнення місцевого збудження (локальної відповіді); по-друге, серцевий м'яз, розтягнутий кров'ю, під час наповнення нею камер серця, реагує за законом «все або нічого», але амплітуда її скорочення буде більшою порівняно зі скороченням серцевого м'яза, не розтягнутим кров'ю.

Закон роздратування Дюбуа-Реймона (акомодації): дратівлива дія постійного струму залежить не тільки від абсолютної величини сили струму, але й від швидкості наростання струму в часі. В процесі дії подразника, що повільно наростає, збудження не виникає, тому що відбувається пристосування збудливої тканини до дії цього подразника, що отримало назву акомодації. Акомодація обумовлена тим, що при дії подразника, яка повільно наростає, в мембрані збудливої тканини відбувається підвищення критичного рівня деполяризації. Зі зниженням швидкості наростання сили подразника до деякого мінімального значення потенціал дії взагалі не виникає. Причина в тому, що деполяризація мембрани є пусковим стимулом на початку двох процесів: швидкого, що веде до підвищення натрієвої проникності, і тим самим зумовлює виникнення потенціалу дії, і повільного, що призводить до інактивації натрієвої проникності і, як наслідок, – закінчення потенціалу дії.

Закон сили-тривалості: дратівлива дія постійного струму залежить не тільки від його величини, а й від часу, протягом якого він діє. Чим більший струм, тим менше часу він має діяти для виникнення збудження.

Дослідження залежності сили-тривалості показали, що остання має гіперболічний характер. З цього випливає, що струм нижче деякої мінімальної величини не викликає збудження, як би тривало він не діяв, і чим коротші імпульси струму, тим меншу дратівливу здатність вони мають. Причиною такої залежності є мембранна ємність. Дуже «короткі» струми просто не встигають розрядити цю ємність до критичного рівня деполяризації. Мінімальна величина струму, здатна викликати збудження при необмежено тривалій його дії, називається реобазою. Час, протягом якого діє струм, рівний реобазі, і викликає збудження, називається корисним часом.

Закон полярної дії постійного струму: під час замикання струму збудження виникає під катодом, а під час розмикання – під анодом. Проходження постійного електричного струму через нервові чи м'язові волокна викликає зміну мембранного потенціалу спокою. Так, в області застосування до збудливої тканини катода позитивний потенціал на зовнішній стороні мембрани зменшується, виникає деполяризація, яка швидко досягає критичного рівня та викликає збудження. В області застосування анода позитивний потенціал на зовнішній стороні мембрани зростає, відбувається гіперполяризація мембрани і збудження не виникає. Але при цьому під анодом критичний рівень деполяризації зміщується до рівня потенціалу спокою. Тому під час розмикання ланцюга струму гіперполяризація на мембрані зникає і потенціал спокою, повертаючись до вихідної величини, досягає зміщеного критичного рівня, виникає збудження.

Закон фізіологічного електротону: дія постійного струму на тканину супроводжується зміною її збудливості. Під час проходження постійного струму через нерв або м'яз поріг роздратування під катодом і сусідніх з ним ділянках знижується внаслідок деполяризації мембрани – підвищується

збудливість. В області застосування анода відбувається підвищення порога подразнення, тобто зниження збудливості внаслідок гіперполяризації мембрани. Ці зміни збудливості під катодом та анодом отримали назву електротону (електротонічна зміна збудливості). Підвищення збудливості під катодом називається кателектротонном, а зниження збудливості під анодом – анелектротонном.

З електроміофізіології відомо (табл. 1.1), що оптимальні частоти і, відповідно, тривалості імпульсів для викликання оптимальних скорочень скелетних м'язів лежать в області 40 – 100 Гц. Конкретне значення частоти залежить від маси здорового нервово-м'язового апарату (НМА). Для гладком'язових утворень найбільш оптимальними частотами імпульсних струмів є область 0,5 – 30 Гц [40]. Що стосується живих функціональних систем взагалі, то цей діапазон простягається набагато ширше, і становить приблизно 0,5 – 10000 Гц [41].

Таблиця 1.1 – Залежність значення частоти від області впливу

Область впливу	Частота, Гц
Для викликання оптимальних скорочень скелетних м'язів	40 – 100
Для гладком'язових утворень	0,5–30
Що стосується живих функціональних систем	0,5–10000

За даними [39] частоти імпульсного струму для м'язового скорочення, що перевищують 1000 Гц, є надзвичайними. Так, якщо при одній і тій самій пороговій силі струму (в мА) на частотах від 200 до 1000 Гц і вище відбувається візуально виражене м'язове скорочення, то йдеться про стан гіпертонусу (НМА і, зокрема, скелетного м'яза). В цьому випадку детальні електродіагностичні дослідження не проводяться, а робляться спроби до

зниження м'язового гіпертонусу: безперервна подача струму високої частоти, тепло, різні джерела інфрачервоного (теплого) випромінювання (табл. 1.2).

Зокрема для м'язів щелепно-лицьової області вони варіюються в межах 200 – 10 – 1 Гц (0,01 – 10 мс), дрібних скелетних м'язів 150 – 1 Гц (0,02 – 50 мс), великих скелетних м'язів – 100 – 40 – 1 Гц або поодинокі імпульси (0,05 – 500 мс) [39].

Таблиця 1.2 – Залежність часу безперервної подачі струму від області впливу

Область впливу	Час безперервної подачі струму, мс
Для м'язів щелепно-лицьової області	0,01–10
Для дрібних скелетних м'язів	0,02–50
Для великих скелетних м'язів	0,05–500

При цьому змінюється форма імпульсів електричного струму. У деяких випадках, з настанням повної реакції переродження (РП), реакція у відповідь може наступити лише на одиночних скороченнях прямокутного або навіть гальванічного переривчастого струму. Ці струми, діючи за принципом удару молотком, можуть викликати реакцію м'яза у відповідь найчастіше у вигляді червоподібного скорочення. У будь-якому випадку електродіагностичні дослідження починаються з найбільш фізіологічних трикутних або експоненціальних імпульсів електричного струму. Лише при негативній реакції у відповідь вивчення електрозбудливості здійснюють на прямокутних імпульсах або з використанням гальванічного струму.

Не завжди справедливі зауваження щодо того, що зі зменшенням больових відчуттів у хворих з повною РП необхідно завжди збільшувати амплітудне значення струму для виклику реакції у відповідь, тобто. скорочення. Як показує досвід, випадання чутливої сфери завжди повністю збігається з виключенням рухових функцій. Встановлено, що з постійним збільшенням інтенсивності імпульсного струму в чутливих аферентних

системах спрацьовують процеси адаптації і акомодатії, тобто пристосувальної реакції НМА.

Інтенсивність струму, що використовується під час електростимуляції, також визначається станом м'яза. При дуже ослабленому м'язі не потрібно добиватися її чітких скорочень. Вони мають бути легкими. Однак, у міру зміцнення м'яза та адаптації НМА до електричного впливу, сила струму має бути достатньою (спочатку середньою, а далі – вираженою безболісною) для викликання чітких явних скорочень, оскільки струми малої інтенсивності не забезпечують помітного успіху. Використання струму реобазиса взагалі не дає ніяких позитивних зрушень.

Важливою особливістю проведення електростимуляції при вираженій РП є та обставина, що на ділянці шкірної проекції рухової точки стимульованого м'яза як активний електрод має знаходитися катод. Тільки таке розташування електродів може забезпечити більш швидке та фізіологічне відновлення електрозбудливості ураженого НМА.

Стимуляцію м'язів, як і електродіагностику, потрібно проводити з розтягнутого вихідного стану м'язів, щоб під впливом струму вони мали змогу повніше скорочуватися.

Під час стимулювання м'яза з порушеною іннервацією спочатку тіло або кінцівка розташовуються так, щоб полегшити скорочення м'яза, наприклад, за допомогою підтягування стопи, гомілки, стегна гумовим бинтом з урахуванням тяжкості кінцівки і ступеня РП НМА. У міру збільшення обсягу рухів та сили м'яза необхідно вводити додаткове навантаження у вигляді подолання тяжкості, опору пружини або гуми. У таких умовах, окрім участі вольових зусиль хворого, обов'язковим є проведення ЛФК, масаж під час та після процедур електростимуляції, рефлексотерапії та іншої фізіотерапії, тому що тільки комплексне лікування забезпечує найбільш повне відновлення електрозбудливості НМА.

Встановлено, що процедури електростимуляції невеликої тривалості ефективніші, ніж тривалі щодо розвитку атрофії. Їх потрібно проводити 3 – 4

рази у день. Початковий час дії 1 – 3 хвилини, залежно від ступеня РП. Надалі, у міру зміцнення м'яза та зростання його маси та сили, час збільшується до 10-хвилинних впливів на кожен м'яз. Тривалість паузи (відпочинку) спочатку у 8–10 разів перевищує час подачі струму. Надалі, у міру відновлення електрозбудливості, час відпочинку скорочується і в кінцевому підсумку стає лише в 1,2 – 2 рази більше часу подачі струму. При ураженні кількох м'язів загальний максимальний час електростимуляційних процедур має перевищувати 30 – 40 хвилин. Тривалість електростимуляції великого скелетного зміцнілого м'яза може бути доведена до 15 – 20 хвилин з невеликими 2 – 3-хвилинними перервами в процесі процедури.

Кількість процедур курсу електростимуляції також залежить від ступеня порушення електрозбудливості. Так, при кількісних ураженнях НМА на курс лікування зазвичай призначають 8 – 10 щоденних процедур по 3 – 4 рази у день, процедури проводяться щодня. У разі потреби повторний курс електростимуляції може бути проведений через 30 днів. При РП типу А максимальна кількість процедур курсу лікування досягає 15 – 20. Повторні стимулювання призначають не пізніше, ніж через 14 – 15 днів, щоб уникнути відновлення первинного стану порушення електрозбудливості. При РП типу Б кількість процедур курсу лікування не менше 20 – 25, іноді 30, повторний курс через 7 – 10 днів. Зрештою, у випадках повної РП, максимальна кількість щоденних процедур на курс доводиться до 30 – 40, а перерва між курсами не має перевищувати 7 днів. Кількість таких курсів до повної реіннервації залежить від ступеня РП і може досягати 2 – 20 – 30, а іноді й вище, тому що, наприклад, процеси реіннервації великих рухових нервів дуже тривалі за часом.

Електростимуляцію гладкої мускулатури внутрішніх органів частіше проводять шляхом непрямого впливу імпульсним струмом через поверхню шкіри. Дещо рідше, хоча такий спосіб і більш ефективний, застосовують порожнинні методики із зануренням електродів у порожнисті органи (шлунок, стравохід, пряму та сигмоподібну кишку). Найбільш оптимальними

тут визнані імпульси струмів експоненційної форми з тривалістю 100 – 500 мс та частотою 0,5 – 30 Гц. Добре в цьому відношенні зарекомендували себе синусоїдальні модульовані струми (СМТ), а також середньонизькочастотні складномодульовані струми від апарату "Олімп-М".

1.1.3 Терапевтичний ефект електростимуляції. Області використання та очікувані результати

Електричні імпульсні струми, які викликають рухове збудження та скорочення м'язів, одночасно рефлекторно посилюють кровопостачання та весь комплекс обмінно-трофічних процесів, спрямованих на енергетичне забезпечення працюючих м'язів. Одночасно підвищується активність регулюючих систем, зокрема клітин кори мозку (терапевтична домінанта вібрації у корі). Поряд з поліпшенням кровообігу м'язів, що стимулюються, активізуються пластичні процеси, синтез нуклеїнових кислот, у тому числі РНК [42], а в місці впливу продукуються біоактивні гістаміноподібні сполуки, що підтримують розширення мікросудинного русла та трофіка НМА. Скорочення м'язів, що викликається імпульсним електричним струмом, активізує кровообіг та обмінно-трофічні процеси, що обумовлює неспецифічне посилення основних функцій єдиного організму [43]. Такі явища спостерігаються навіть при повній перерві провідності по руховому нерву, хоча значно меншою мірою. При цьому гальмується розвиток атрофії та склеротичних процесів у м'язі.

Черезшкірна стимуляція нервів збуджує сенсорні нервові волокна, пригнічуючи проведення нервових імпульсів ЦНС. Реалізується за рахунок двох механізмів, або блокується сам нерв, або висхідні шляхи в спинному мозку за рахунок викиду опіоїдних гормонів. Для деяких пацієнтів комбінація механізмів призводить до кращого знеболювання.

Крім того, електростимуляція впливає на судини, посилюючи кровотік. При цьому досягається зниження набрякості; поліпшення трофіка та регенерації; зменшення запального процесу; нормалізація метаболізму.

Електрична стимуляція успішно поєднується з традиційною лікарською терапією, а в ряді випадків дозволяє домогтися лікувального ефекту там, де інші методи лікування не дають результату. Методи ЕС, що застосовуються в медицині, залежать від конкретного об'єкта впливу.

За даними досліджень під час проведення електростимуляції у хворих з ішемічним інсультом м'язова сила рук та ніг збільшувалася, що суттєво зменшило загальний руховий дефіцит порівняно з контрольною групою (рис.1.2).

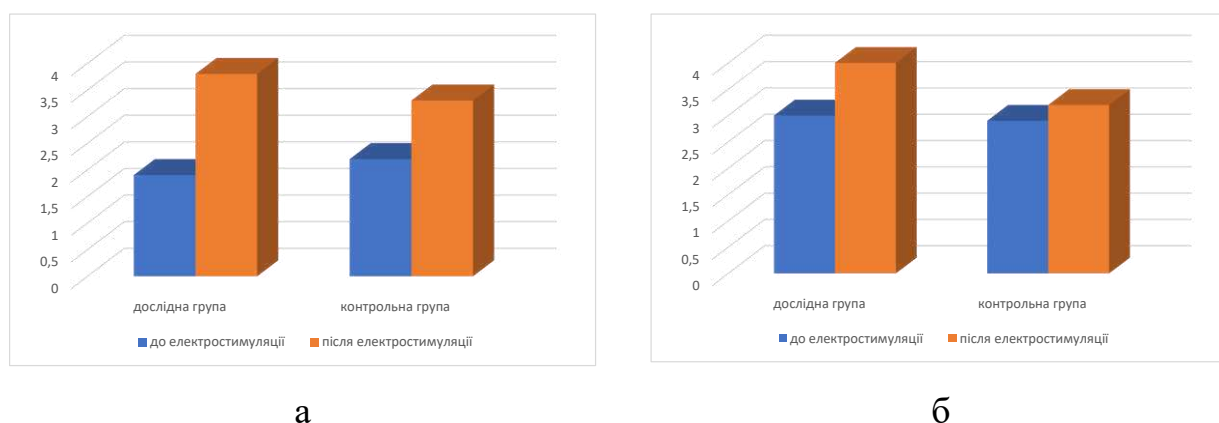


Рисунок 1.2 – Динаміка рухового дефіциту у хворих з ішемічним інсультом при електростимуляції

а – збільшення сили рук в умовних одиницях, б – збільшення сили ніг в умовних одиницях

1.2 Особливості електростимуляційних впливів. Різновиди стимулів та вибір їхніх параметрів

В основі дослідження м'язів лежить визначення параметрів потенціалів окремих рухових одиниць, що є функціональним елементом кожного

скелетного м'яза. Основними параметрами потенціалів рухових одиниць (ПРО) є їхня тривалість і амплітуда [44].

Залежно від амплітуди сигналів і порога збудження нервово-м'язової структури, що стимулюється, розрізняють підпороговий режим електростимуляції, пороговий і надпороговий [45].

Підпороговий режим впливу не викликає скорочення м'яза, який реєструється візуально або за допомогою датчиків. Пороговий режим – це такий вплив, за якого відбувається ледь реєстроване скорочення стимульованого м'язу. Надпороговий режим – це вплив, за якого скорочення м'язу, що стимулюється, більше порогового, з різним ступенем вираженості. Безпосередній вплив на нервово-м'язові структури виявляється сильнішим, чітко виражений еферентний вплив на всі рівні рухового аналізатора і цілісний організм. Викликане максимальне скорочення м'яза може підтримуватися довше і повторюватися більшу кількість разів, ніж при довільних зусиллях. Порівняно зі звичайним тренуванням електростимуляція нервово-м'язового апарату має певні переваги [45]. Для реалізації адаптивної електром'язової стимуляції необхідно використовувати пороговий режим.

Важливою властивістю нервово-м'язових структур під час подразнення електричними сигналами є залежність збуджуваності від швидкості зміни амплітуди стимулюючого сигналу [46].

Під час проведення ЕС необхідно враховувати особливості процесів, пов'язаних зі зміною міжелектродного опору. Опір шкіри і підшкірних тканин суттєво розрізняються. Ділянки м'язової тканини, що знаходиться під біполярними електродами, умовно можна вважати гомогенними, проте різні органи і частини тіла не можна характеризувати однаковими значеннями питомого опору, оскільки між далеко розташованими електродами виявляються різнорідні тканини і органи. Доцільним є біполярне накладення пари електродів одного каналу електростимулятора на м'яз, що стимулюється, і небажано (навіть неприпустимо) їхнє рознесення на різні групи м'язів і тим більше на одноіменні м'язи протилежної сторони тіла.

Опір міжелектродного кола залежить від сили струму, характер залежності відповідає розчину електроліта – чим менша щільність струму, тим більший опір кола.

Електростимуляцію починають із використання оптимальних параметрів електричного струму, встановлених під час попередньої розширеної електродіаностики (РЕД), хронаксиметричної електродіагностики (ХЕД) або оцінної електродіагностики. У ряді випадків без електродіагностики стимулюють (непрямо) мускулатуру бронхів та міжреберні м'язи з метою посилення відхаркувального ефекту, а також діафрагми з метою поглиблення акту дихання. У всіх цих випадках НМА як така не страждає, і тому можуть бути застосовані параметри імпульсного струму, найбільш характерні для цих утворень (50 – 70 Гц). Тут найбільш фізіологічною виявляється експоненційна форма імпульсу тривалостей 1–5–10 мс. Аналогічно надходять при стимуляції м'язової стінки вен (20 – 30 – 50 Гц) або артерій (30 – 50 Гц), користуючись при цьому додатковими сегментарними впливами та складномодульованими імпульсами електричного струму.

У процесі проведення електростимуляції, залежно від типу реакції переродження (РП), кожні 5 – 10 процедур здійснюють контрольну електродіагностику для уточнення параметрів подальшої електростимуляції. На сьогодні, на жаль, більшість навіть досвідчених фізіотерапевтів не мають техніки ні РЕД, ні ХЕД, ні оцінної електродіагностики. У таких випадках часто доводиться користуватися послугами більш кваліфікованих фахівців, а вибір оптимальних параметрів проводити за вже заданими методиками.

При виборі оптимальних параметрів електростимуляції, як і електродіагностики, необхідно враховувати деякі особливості для того, щоб отримати оптимальні параметри електричних струмів під час проведення електродіагностичних досліджень РЕД та ХЕД.

На рисунку 1.3 схематично розташовані імпульси струму різної форми в міру зменшення фізіологічності електричного впливу. Встановлено, що

найбільш фізіологічними формами є трикутний та експоненційний струм. Проміжне положення займають імпульси напівсинусоїдальної форми [40]. Найбільш «грубими» у фізіологічному відношенні виявляються прямокутні імпульси або уривчастий гальванічний струм.

Дійсно, якщо розглянути на рисунку 1.3 кожен з форм імпульсів струму, то виявляється, що найменша зона стимулюючої дії має трикутний, а найбільша – прямокутний струм. Такі дані узгоджуються з теорією електростимуляційних досліджень Лапіка.

Однак, згідно з останніми дослідженнями, імпульсний міологічний сигнал має більш складну модульовану форму, яка більшістю дослідників – фізіотерапевтів мало вивчена.

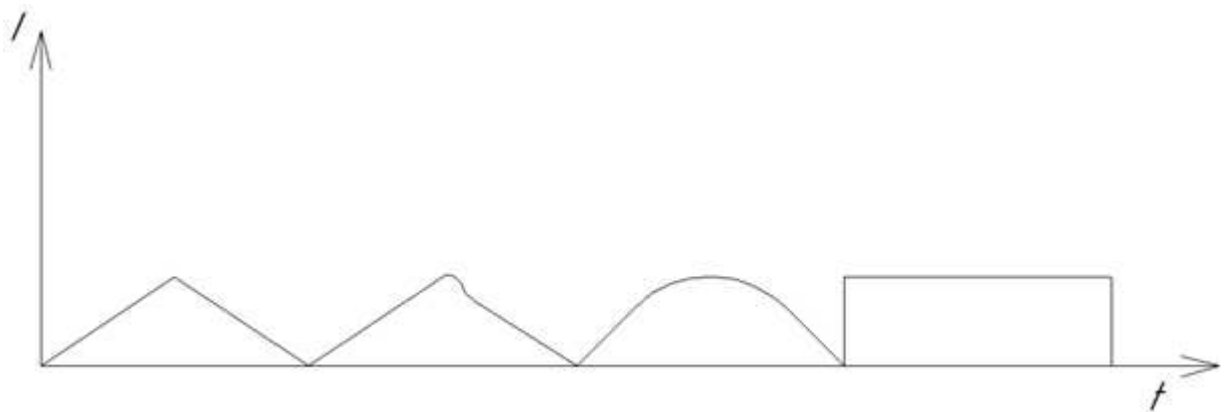


Рисунок 1.3 – Фізіологічність імпульсів низькочастотних струмів

Таким чином, під час проведення ЕС нервово-м'язового апарату важливий раціональний вибір її режимів і поєднання тонічних і кінетичних скорочень, це суттєво впливає на збільшення маси, розвиток сили, підвищення збудливості і працездатності м'язів.

1.3 Аналіз параметрів імпульсів

Оптимальним електростимулюючим імпульсом, що викликає скорочення м'яза, є імпульс, який має мінімальну потужність і найменший

вплив на шкіру та її рецептори. Для досліджень зручна прямокутна форма імпульсу, що полегшує кількісний аналіз, дозування стимулів та допускає досить просту конструкцію апаратури. Подразнення імпульсами однієї полярності призводить до «хімічного» пошкоджуючого ефекту. Щоб уникнути явищ електролізу в системі електроди- шкіра треба використовувати імпульси полярності, що чергуються.

Можливі варіанти імпульсів полярності:

– один високоамплітудний імпульс викликає скорочення м'яза, а йому передує (або прямує за ним) низькоамплітудний протилежної полярності, але рівної енергії (рис. 1.4, а, б);

– чергується полярність однакових за параметрами прямокутних імпульсів (рис. 1.4, в). Окремим випадком може бути чергування полярності парних імпульсів (рис. 1.4, г), які використовуються для того, щоб знизити амплітуду стимулів і тим самим зменшити дратівливу дію на рецептори шкіри.

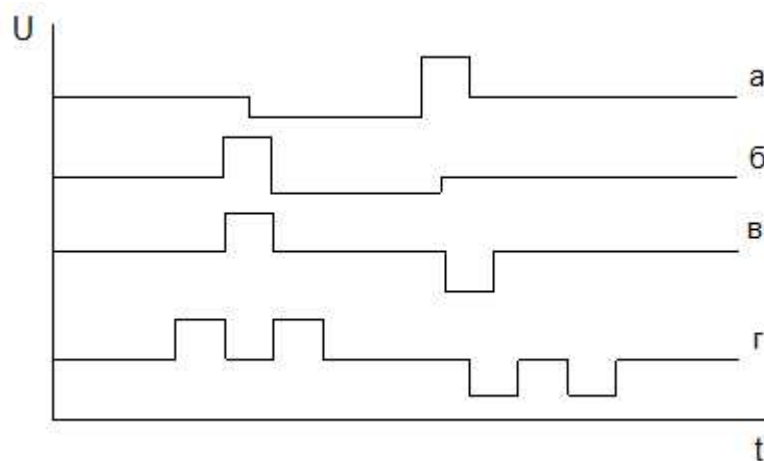


Рисунок 1.4 – Прямокутні імпульси з полярністю, що чергується, і рівною енергією

Вважається, що найбільш енергетично вигідною є експонентна форма імпульсу струму, при прямокутній формі імпульсу збудження виникає з витратами потужності, що перевищують оптимальні на 22%. Для скелетної

мускулатури оптимальна тривалість імпульсу за мінімальної енергії подразнення становить 0,064 – 1,23 мс, що відповідає тривалості потенціалу дії рухових нервових волокон. Це стосується інервованих ними здорових м'язів або м'язів, що знаходяться в спастичному стані в результаті центральних парезів і паралічів. При периферичних рухових порушеннях тривалість стимулу має бути більшою (до сотень мілісекунд) [47 – 48].

У низці досліджень порівнювали енергію подразнення з енергією надпорогового тетанічного скорочення м'яза, варіюючи по чергово частоту, амплітуду та тривалість стимулюючих імпульсів. Якщо при цьому один із зазначених параметрів змінювався, а два інших залишалися постійними, то можна було отримати оптимальні значення частоти, сили та тривалості. При цьому реакція у відповідь визначалася енергією подразнення. Однак такий підхід справедливий лише до того моменту, поки не настане м'язова втома, за якого сила скорочення м'язів падає при тих самих параметрах подразнення. Важливою властивістю нервово-м'язових структур під час подразнення електричними сигналами є залежність збудливості швидкості зміни амплітуди стимулюючого сигналу, тобто похідний du/dt . Відома робота, в якій збудження W виражається у вигляді функції ряду характеристик електричного стимулу, до яких належать енергетична та інформаційна компоненти, швидкість зміни амплітуди та ін. [48]:

$$W = f[u(t); u'(t); u''(t); \int u(t)dt] \quad (1.1)$$

Кількісне значення кожної з компонентів пропонується визначати з рівняння

$$\alpha u''(t) + \beta u'(t) + \gamma \int_{\tau}^0 u(t)dt + \eta u(t) = 1, \quad (1.2)$$

де $\alpha, \beta, \gamma, \eta$ – вагові коефіцієнти.

За період електростимуляційного впливу T_0 показники біологічних тканин змінюються незначно. Відомо, що оптимальним електростимулюючим імпульсом, що викликає скорочення м'яза, є імпульс, який має мінімальну потужність і має найменший вплив на шкіру та рецептори [47]:

$$\min \frac{P_{ел}}{P_M} = \min \frac{\int_0^{T_c} u(t) \cdot i(t) dt}{\frac{1}{T_0} \int_0^{T_c} F(t) \cdot V(t) dt}, \quad (1.3)$$

де $P_{ел}$ - потужність сигналу електростимуляції, P_M - потужність, що розвивається відповідним м'язом, $u(t)$ - падіння напруги на електродах у процесі електростимуляції, $i(t)$ - струм, що проходить через електроди, T_c - період сигналу, $F(t)$ - сила, що розвивається м'язом, $V(t)$ - швидкість скорочення м'яза, t - поточний час сеансу електростимуляції.

Цей критерій справедливий при виборі сигналів для м'язів, основною функцією яких є скорочувальна. Функціонування внутрішніх органів пов'язане не тільки зі скороченням відповідних гладких або поперечно-смугастих м'язів; має складніший характер, оскільки пов'язані з діяльністю різних фізіологічних систем і може включати безліч фізіологічних зворотних зв'язків. Так, наприклад, стан шлунково-кишкового тракту визначається моторною, моторно-евакуаторною та секреторною функціями травної системи. У зв'язку з цим для вибору оптимальних сигналів стимуляції внутрішніх органів пропонується такий енергетичний критерій [48]:

$$f \rightarrow \min \frac{P_{ел}}{P_{см} + P_{ф}}, \quad (1.4)$$

де P_{cm} - потужність, що визначається скорочувальною здатністю відповідних м'язів органу, P_{ϕ} - потужність, що характеризує функціонування цього органу (виконання відповідної функції).

Значення P_{cm} може бути знайдено за допомогою визначення проінтегрованої електроактивності м'яза A за одиницю часу, або через вимір сили $F(t)$ та швидкості $V(t)$. Як правило, на інтервалі T_o потужність P_{cm} є безперервною функцією часу. Потужність P_{ϕ} має періодичний характер, з періодичністю функціонування самого органу. Тому для оцінки потужності P_{ϕ} запропоновано використати відношення часу функціонування органу T_{ϕ} (проявляється виділенням потужності P_{ϕ} і P_{cm}) до часу T_e , протягом якого присутні лише скорочення м'язів у навколоселектродній ділянці (виділення потужності P_{cm}). Тоді енергетичний критерій вибору сигналів електростимуляції набуває вигляду [48]:

$$f \rightarrow \min \frac{\int_0^{T_c} u(t) \cdot i(t) dt}{\frac{K_1}{T_0} \int_0^{T_0} A(t) dt + \frac{K_2 T_{\phi}}{T_s}}, \quad (1.5)$$

де K_1 , K_2 – емпіричні коефіцієнти пропорційності, що визначаються індивідуально для кожного органу.

Поріг больового відчуття, що викликається електричними подразниками, змінюється залежно від форми імпульсів, причому її рівень залежить від щільності та місця застосування струму. Щоб дослідити різноманітність місцевих та загальних реакцій організму на електростимуляцію, недостатньо використовувати лише прямокутні імпульси. З метою оптимізації форми імпульсів були випробувані стимули різної форми (прямокутні, синусоїдальні, трикутні, трапецієподібні, експоненційні та дзвоноподібні) та тривалості (від мікросекунд до десятків мілісекунд), однофазні та двофазні з різною тривалістю фронту та зрізу,

частотою і амплітудно-частотною модуляцією, з виходом за напругою та струмом. Було встановлено, що в діапазоні частот від 1 до 150 Гц найменш болючі імпульси, які моделюють форму струму дії нервового волокна, що генерується в області перехоплення Ранв'є, тривалістю 0,7 – 0,8 мс (тривалість фронту 25 – 100 мкс, зрізу 600 – 700 мкс). Зі збільшенням тривалості імпульсу понад 1 мс при дії через шкіру на нервово-м'язові структури ці стимули викликають у людини дискомфорт при частотах прямування 1 – 20 Гц. Зменшення тривалості стимулюючих імпульсів до 0,1 – 0,2 мс не призводить до виникнення неприємних відчуттів, але потребує збільшення амплітуди [45, 47 – 49].

Застосування низькочастотних імпульсів для ЕС нервово-м'язових структур дає певний лікувальний ефект. Вони мають порівняно невелику потужність, і шляхом зміни їхніх параметрів можна домогтися узгодження з лабільністю стимульованих структур (це не стосується діадинамічних струмів). Однак ці процедури болючі, оскільки значна частина енергії стимулів поглинається поверхневим шаром шкіри, що призводить до подразнення рецепторів (відчувається поколювання та печіння) [49].

Доцільне використання для ЕС змінних струмів звукового діапазону (2–20 кГц). Зменшення повного опору поверхневого шару шкіри з підвищенням частоти змінного струму дозволяє рівномірно розподілити енергію стимулів між епідермісом і підшкірними тканинами. Відзначаються такі особливості цих струмів [45]:

- специфічний механізм збудження, пов'язаний із появою деполяризації в обох електродів;
- асинхронне збудження волокон, що наближає імпульсацію до існуючої в природних умовах;
- менше розгалуження струмів, що дозволяє вибірково стимулювати м'язи;
- повільний розвиток акомодатції м'язів;

– переважне подразнення струмом м'язів, а не рецепторів шкіри, звідси менша болючість.

При цьому можливе як блокування рецепторів, так і проведення збудження у чутливих нервових волокнах. Неприємні відчуття під час електростимуляції в основному можуть бути пов'язані з потужним тетанічним скороченням м'яза, що виникає [45].

Форма імпульсу, що виникає в перехопленні Ранв'є нервового волокна, як огинаюча для отримання радіоімпульсного стимулу (несуче коливання – синусоїдальний струм із частотою 10 кГц); такий стимул викликає практично безболісні скорочення м'язів. Залежно від збудливості стимульованих тканин (особливо при периферичних рухових розладах) регулюють крутість фронту та зрізу імпульсу. Серед вивчених електричних стимулів, що викликають безболісне скорочення м'яза за мінімальної енергії, цей імпульс виявився оптимальним [45]. Проведено порівняння потужності різних імпульсів, що викликають граничне скорочення. Дослідження проводилося шляхом впливу синусоїдальним струмом в діапазоні частот від 200 до 15000 Гц. Було встановлено, що на частотах 10 ± 2 кГц болючі відчуття вже мінімальні. В ході застосування амплітудної модуляції стимулу різко зменшувалася потужність, необхідна для отримання скорочення м'язів такої ж величини, порівняно з немодульованими коливаннями. Тривалість імпульсів становила 1 мс лише на рівні 0,1 амплітудного значення, тобто знаходилася в межах оптимальних тривалостей, що дозволяють отримати скорочення м'яза при мінімальній енергії подразнення. При порівнянні потужності стимулів різної форми, що викликають граничне скорочення двоголового м'яза плеча (частота проходження 75 Гц, площа електродів 15 см^2 , відстань між електродами 5 см), отримано такі порогові значення: $(7,6 \pm 0,8)$ мВт для прямокутного відеоімпульсу, $(4,0 \pm 1,1)$ мВт для трапецієподібного відеоімпульсу з тривалістю фронту 0,3 мс; $(2,3 \pm 0,5)$ мВт для відеоімпульсу з крутим фронтом (25 мкс) та експоненційним зрізом; $(1,1 \pm 0,3)$ мВт для радіоімпульсу з аналогічною попередньою формою та з несучою частотою 10 кГц.

Потужність прямокутного радіоімпульсу становила $(3,5 \pm 1,8)$ мВт при частоті 1 кГц; $(4,6 \pm 0,7)$ мВт при частоті 5 кГц і $(8,3 \pm 1,2)$ мВт при частоті 10 кГц [45, 48].

З розглянутих стимулів енергетично найвигідніший радіоімпульс виду $f(t) = e^{-at} \sin \omega t$ з крутим фронтом (тривалістю 25 мкс), експоненційним зрізом (975 мкс) та несучою частотою 10 кГц. Цей імпульс викликає мінімальні болючі відчуття.

1.4 Аналіз сучасних існуючих технічних рішень апаратів для електростимуляції

Електростимулятори сьогодні мають достатньо певні переваги та деякі недоліки.

Багатофункціональний електричний стимулятор DMZ-I (рис. 1.5) – це професійний фізіотерапевтичний апарат, який має шість каналів стимуляції [50].

Апарат міостимуляції АЕСТ-01 – це двоканальний апарат для електростимуляції м'язів тіла. Апарат призначений для відновлення або профілактики функції нервово-м'язового апарату, вплив здійснюється імпульсними струмами [51].

TENS Unit + EMS Muscle Stimulator by iReliev – це апарат для черезшкірної електричної стимуляції нервів. Має 8 режимів TENS (черезшкірної електричної стимуляції нервів): для полегшення болю та артриту. Має 6 режимів EMS (електричної стимуляції м'язів): для тренування м'язів, сили, витривалості, розминки та відновлення м'язів [52].



Рисунок 1.5 – Багатофункціональний електричний стимулятор DMZ-I

Belifu Dual Channel TENS EMS – це багатофункціональний масажер Tens із 24-ма заздалегідь запрограмованими режимами масажу для полегшення болю та м'язів. Апарат TENS допомагає зменшити біль та м'язові спазми, спричинені широким спектром захворювань, включаючи: артрит, біль у колінах, біль у шиї, біль у спині, спортивні травми. Його також використовують як метод знеболювання під час пологів [53].

Електростимулятор впливає на нервові закінчення тіла та м'язову тканину за допомогою електричних імпульсів певної частоти, які проводяться через спеціальні електроди [19].

Miosti-1000 – апарат міостимуляції новітнього покоління. Можливість індивідуальних параметрів роботи – головна відмінність апарату міостимуляції Miosti-1000 від інших моделей, які здатні працювати лише в режимах заводських шаблонів.

Пристрій забезпечений:

1. Генератором електроімпульсів змінної полярності.

2. 24-ма накладними електродами. При цьому автономним трансформатором забезпечена кожна пара контактів – їх можна використовувати відразу всі і вибірково.

3. П'ятьма базовими функціональними програмами.

Апарат електростимуляції Chattanooga Wireless Professional 4CH (рис. 1.6) є рішенням для оптимізації функціональної реабілітації шляхом включення управління рухом, рухливості і швидкості в кожен конкретний вид діяльності, що дозволяє пацієнту повернутися до свого рівня до травми під час одночасного зниження ризику рецидивів травми. Використовує технологію mi-Technology (Muscle Intelligence Technology TM) для автоматичної індивідуалізованої електротерапії, яка адаптована до фізіології кожного пацієнта. Доступні функції mi-SCAN, mi-TENS, mi-RANGE і mi-ACTION. Забезпечує вибір оптимальних параметрів для індивідуального плану лікування пацієнта відповідно до 71 унікальних програм.



Рисунок 1.6 – Апарат електростимуляції Chattanooga Wireless Professional 4CH

У таблиці 1.3 наведено порівняння параметрів деяких електростимуляторів.

Таблиця 1.3 – Порівняння апаратів

Назва	Джерело живлення	Споживча потужність, Вт	Час впливу	Ціна
Багатофункціональний електричний стимулятор DMZ-I	220 В	9	залежить від режиму	4 100 грн
Апарат міостимуляції АЕСТ-01	220 В	20	1-99 хв.	17 000 грн
TENS Unit + EMS Muscle Stimulator by iReliev	USB	1,5	5-60 хв.	99,90 \$
Belifu Dual Channel TENS EMS	USB	1,5	10-60 хв.	35,99 \$
Miosti-1000	220 В	40	обумовлено програмою	50100 грн
Chattanooga Wireless Professional 4CH	USB+ Li-ion Акб	15	обумовлено програмою	64000 грн

Усі ці та інші апарати мають низку стандартних режимів, вибір яких здійснюється кваліфікованим спеціалістом.

1.5 Постановка завдань дослідження

На основі аналізу сучасного стану розвитку методу електростимуляції нейром'язових структур людини в ході терапевтичних реабілітаційних процедур можна зробити висновок щодо актуальності дослідження такої електростимуляції та необхідності подальшого дослідження з метою підвищення її ефективності.

У зв'язку з цим метою дисертаційної роботи є розробка методу адаптивної електростимуляції, що враховує індивідуальні особливості пацієнта, а також удосконалення існуючих апаратно-програмних засобів для електростимуляції. Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі завдання:

- провести аналіз сучасного стану проблеми та наявних технічних засобів;
- розробити методику адаптивного впливу електростимуляції впродовж ряду сеансів із можливістю вибору індивідуальних параметрів стимулів та контролю ефективності;
- отримати математичну модель залежності інтенсивності стимуляції від амплітуди струму для визначення оптимальних значень амплітуди стимулів;
- отримати математичну модель залежності інтенсивності стимуляції від частоти стимулів для визначення оптимальних значень частоти;
- отримати математичну залежність сила-тривалість від тривалості імпульсів для визначення оптимальних значень тривалості;
- запропонувати модель чутливості при одночасних змінах ряду параметрів стимулів;
- здійснити оцінку адекватності моделей електростимуляції у просторі зовнішніх параметрів;
- обґрунтувати вибір алгоритмів адаптації;
- для отримання спектра міосигналу дослідити модель електричного сигналу м'яза як суми імпульсних випадкових сигналів, відповідних сигналам рухових одиниць;
- провести частотно-часовий аналіз електроміографічного сигналу;
- сформулювати значущі показники ЕМГ для прийняття рішень щодо проведення сеансів терапії;
- обґрунтувати застосування електростимуляційної електроміографії та аналіз викликаних потенціалів;

– розробити структуру апаратно-програмного комплексу, що забезпечує можливість обліку індивідуальних особливостей пацієнтів і вибору форми та параметрів стимулюючих впливів із метою досягнення позитивного терапевтичного і тренувального ефекту;

– розробити підсистему збирання медико-біологічної інформації на основі пристроїв із бездротовими протоколами передачі на пристрій обробки з метою діагностування можливих порушень і контролю за терапевтичними процедурами в ході реабілітації;

– розробити відповідне програмне забезпечення.

Вирішенню поставлених завдань, що виникають в процесі розробки методу адаптивної електростимуляції, присвячено наступні розділи.

1.6 Висновки за першим розділом

1. Електростимуляція є досить ефективним сучасним методом електротерапії з мінімальними технічними витратами.

2. Ефективність електростимуляції обмежується відсутністю урахування індивідуальних особливостей пацієнта.

3. Наявність стандартних режимів електростимуляції не дозволяє достатньою мірою обрати оптимальні параметри стимулів для конкретного пацієнта або групи м'язів.

4. На основі аналізу особливостей електростимуляційних впливів, різновидів стимулів та їхніх параметрів, а також огляду сучасних існуючих технічних рішень апаратів для електростимуляції сформульовано мету та задачі дослідження дисертаційної роботи.

Перелік використаних джерел у даному розділі наведено у повному переліку використаних джерел під номерами: 33–53.

2 РОЗРОБКА МЕТОДУ АДАПТИВНОЇ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯЦІЇ

2.1 Загальна методика адаптивної електростимуляції

Метод адаптивної м'язової ЕС полягає у реалізації деякого алгоритму чи послідовності дій, набір яких, і навіть їхня послідовність, залежить від конкретного пацієнта чи його стану під час сеансів відновної терапії. Причому відмінності можуть полягати у вибраних методиках, виборі параметрів стимулів, кількості сеансів, досягнутої ефективності та багато ін.

Позначимо множину можливих діагнозів як $D=(d_1, d_2, \dots, d_{n_d})$, де $d_i(i=\overline{1, n_d})$ – деякий діагноз, n_d – число діагнозів; множина методик лікування $M=(m_1, m_2, \dots, m_{n_m})$, де $m_i(i=\overline{1, n_m})$ – деяка методика, n_m – число методик; C – множина параметрів ЕС, $C=(c_1, c_2, \dots, c_{n_c})$, $c_i(i=\overline{1, n_c})$ – деякий параметр ЕС, n_c – кількість параметрів; $P=(p_1, p_2, \dots, p_{n_p})$ – множина параметрів, що характеризують стан нервово-м'язового апарату пацієнта, $p_i(i=\overline{1, n_p})$ – деякий параметр, n_p – кількість параметрів; $S=(s_1, s_2, \dots, s_{n_s})$ – множина медико-біологічних параметрів людини, $s_i(i=\overline{1, n_s})$ – деякий параметр, n_s – кількість параметрів; $Q=(q_1, q_2, \dots, q_{n_q})$ – множина зовнішніх параметрів ЕС, $q_i(i=\overline{1, n_q})$ – деякий зовнішній параметр; n_q – кількість зовнішніх параметрів; n_t – кількість сеансів терапії; ε – деякий показник ефективності терапії.

Тоді завдання адаптивної ЕС формується так: для конкретного пацієнта в рамках множин D і M визначити склад множини C так, щоб у ході сеансів терапії n_t та контролю параметрів P і S показник ефективності терапії був максимально великим: $\varepsilon \rightarrow \varepsilon_{max}$. При цьому можуть будуватися моделі ЕС, адекватні у просторі Q .

Якщо стан пацієнта та використовуваних прийомів у процесі терапії

подати у вигляді кортежу $M = \langle S, C, \varepsilon \rangle$, де S – структура (категоріями структури будуть, наприклад, стан здоров'я, стан патології, стан одужання, стан погіршення здоров'я та ін.); $C = (c_1, c_2, \dots, c_n)$ – вектор параметрів як впливів, так і параметрів життєдіяльності; $\varepsilon_0 \leq \varepsilon \leq \varepsilon_m$ – деякі показники досягнутої ефективності, то відновлювальний процес можна подати так, як на рисунку 2.1. Тут $M_0 = \langle S_0, C_0, \varepsilon_0 \rangle, M_1 = \langle S_1, C_1, \varepsilon_1 \rangle, \dots$ – послідовні стани. Повернення від M_7 до M_6 відбувається через зниження показника ефективності.

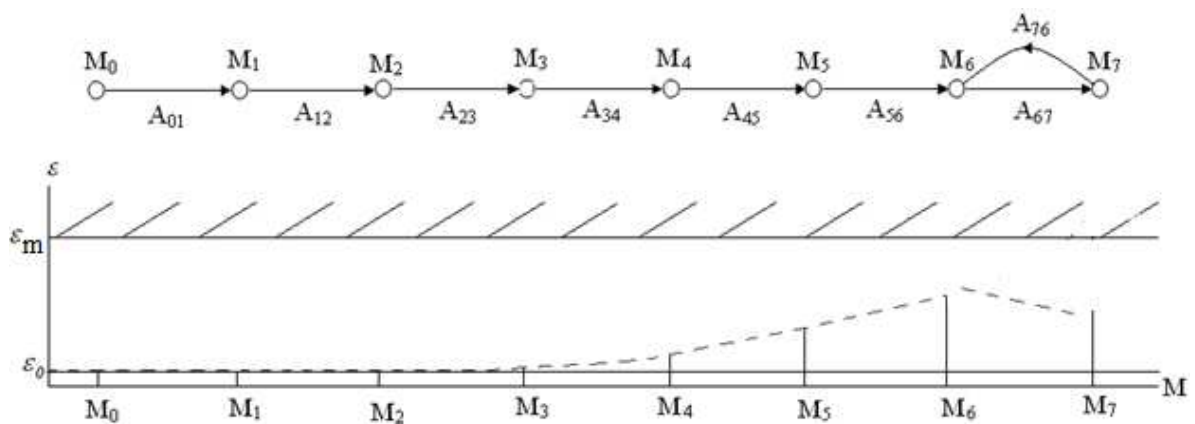


Рисунок 2.1 – Ілюстрація процесу адаптивної ЕС

Кінцевий стан залежить від рівня досягнення передбачуваного результату. Тоді процес терапії можна у вигляді орієнтованого графа, вершини якого відповідають станам, а дуги – крокам, які переходять з одного стану до іншого. Дуга спрямована від попереднього стану до наступного, а її вага визначається алгоритмом, який обслуговує крок. Таким чином, кожен наступний стан визначається попереднім станом та алгоритмом, що обслуговує перехід з одного стану в інший.

Послідовність станів, що проходять у процесі терапії, утворює маршрут реабілітаційних процедур. Так, деякий маршрут $(M_0, M_1, \{\{M_2, M_3\}, M_4\}, M_5)$ на рисунку 2.2 обслуговується алгоритмами $A_{01}, A_{12}, A_{23}, A_{25}, A_{32}, A_{34}, A_{42}$ і A_{45} . Стани $\{M_2, M_3\}$ та $\{M_2, M_3, M_4\}$

укладені у фігурні дужки, це означає, що вони можуть повторюватися багаторазово внаслідок ітераційного характеру процедур.

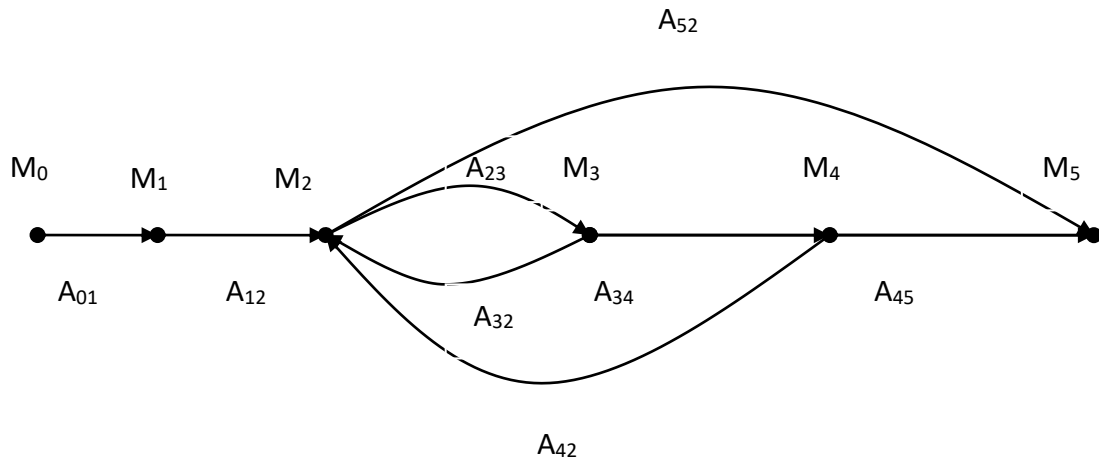


Рисунок 2.2 – Фрагмент графа процесу терапії

Зазначені на графі алгоритми у своїй сукупності представляють алгоритмічне забезпечення відновлювальної процедури:

$$ОП_k = (A_{01}, A_{12}, A_{23}, A_{25}, A_{32}, A_{34}, A_{42}, A_{45}).$$

У ряді випадків залежно від особливостей двох сусідніх станів M_i і M_j переведення з одного стану в інший можна здійснити не одним алгоритмом A_{ij} , а деякою підмножиною алгоритмів $\{A^{(k)}_{ij}\}$. Така ситуація виникає, наприклад, якщо стани M_i і M_j розрізняються значеннями балів моторики та чутливості за шкалою ASIA (American Spinal Injury Association). Тоді $A^{(k)}_{ij}$ – підмножина алгоритмів одного і того ж призначення, що відрізняються параметрами стимулів, їхньою інтенсивністю, локалізацією електродів, використанням роботизованих тренажерів, спроба здійснити поряд з ЕС певних рухів.

Алгоритми того самого призначення утворюють підмножину конкуруючих алгоритмів. Кожен з них орієнтований на переведення зі стану

M_i в M_j , але ефективність розв'язання цього завдання залежить від особливостей стану M_i . У кожному конкретному випадку виникає проблема вибору з підмножини конкуруючих алгоритмів найбільш ефективного алгоритму, що вирішується на основі критеріїв проблемної адаптації.

Зазвичай, представник підмножини конкуруючих алгоритмів вибирається на основі групи критеріїв, що утворюють деяку ієрархічну послідовність, яка організовується в певний адаптор кроку.

Адаптор кроку та маршруту – це процедура, що визначає черговість застосування критеріїв адаптації на множині конкуруючих алгоритмів та виконує обробку необхідної при цьому допоміжної інформації. Якщо адаптор кроку вибирає алгоритм на основі вихідної інформації, говорять про апіорну адаптацію. В іншому випадку вибір алгоритму здійснюється в стані M_i , тобто, на основі апостеріорної інформації, що формується в процесі проходження терапії (апостеріорна адаптація).

Адаптор кроку та маршруту – процедура прийняття рішення про методику терапії на основі аналізу досягнутої ефективності ε_i : за правилами:

$$M = \begin{cases} M_{i+1}, \varepsilon_{i-1} < \varepsilon_i \\ M_i, \varepsilon = \varepsilon_m \\ M_{i-1}, \varepsilon_{i-1} > \varepsilon_i \end{cases} .$$

Така організація дозволяє пройти той самий маршрут різними поєднаннями алгоритмів.

На основі введених понять задачу адаптивної ЕС можна сформулювати як визначення відкритої множини станів та встановлення на ньому зв'язків за критеріями проблемної адаптації, організованими у вигляді адапторів кроку та маршруту. В результаті утворюється граф можливостей, що відбиває організацію процесу терапії.

Тоді загальна методика адаптивної електростимуляції нейром'язових

структур матиме наступний вигляд. Вона включає низку етапів та процедур.

Етап I. Попередній. На цьому етапі відбувається збір анамнезу та попереднє дослідження пацієнта, яке включає одержання ЕМГ, стимуляційної ЕМГ, індивідуальних стимуляційних та інших характеристик.

Етап II. Постановка попереднього діагнозу. На основі отриманих на Етапі I даних відбувається постановка можливого діагнозу, який під час відновлювальної терапії може уточнюватися.

Етап III. Прогностичний. Визначення способу відновлювального лікування, алгоритмів терапії, вибір видів впливів та індивідуальних параметрів тощо.

Етап IV. Початкової відновлювальної терапії. Проводиться декілька сеансів процедури електростимуляції з необхідним інтервалом.

Етап V. Уточнюючий. Після процедур знову знімаються ЕМГ, розраховуються необхідні параметри ЕМГ, проводиться стимуляційна електроміографія, та оцінка ефективності терапії. Якщо є позитивний ефект, проводять процедури Етапу VI. Якщо позитивного ефекту немає, здійснюється перехід до етапу VII.

Етап VI. Етап відновлювальної терапії за прийнятими алгоритмами із заданими параметрами з подальшим спостереженням та оцінкою ефективності.

Етап VII. Етап коригування терапії. Отримують нові індивідуальні криві ЕС, підбираються нові оптимальні скориговані параметри, здійснюється перевірка адекватності моделей. У разі потреби здійснюється коригування моделей. Перехід до Етапу VI.

Етап VIII. Завершальний. Здійснюється завершення відновлювальної терапії з оцінки досягнутої ефективності або з деяких інших міркувань. Встановлення остаточного діагнозу та вироблення рекомендацій щодо подальших дій.

Така сукупність етапів може мати різну часову послідовність залежно від індивідуальних особливостей пацієнта та його патології. Можливу графічну інтерпретацію процесу наведено на рисунку 2.3.

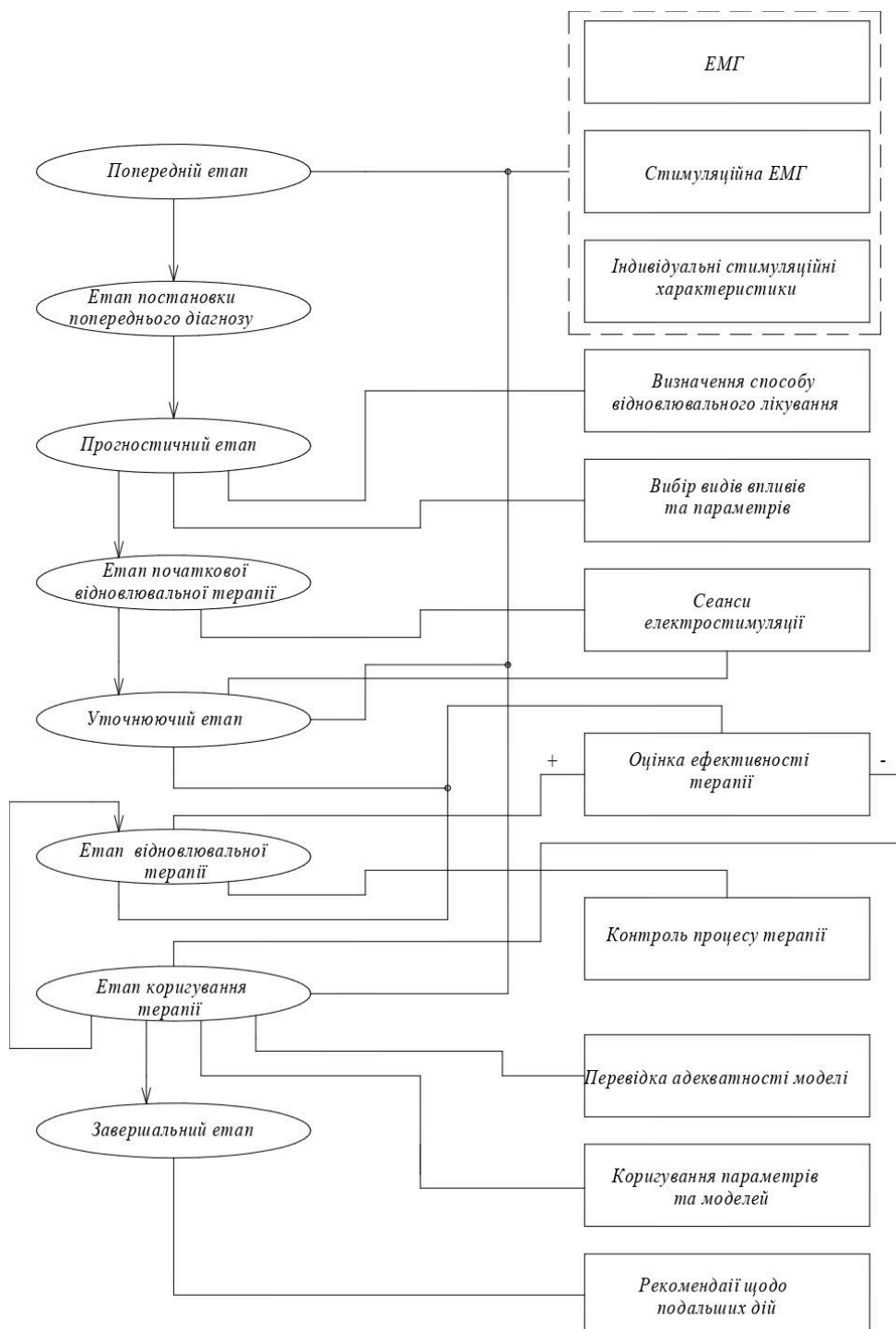


Рисунок 2.3 – Можлива графічна інтерпретація процесу адаптивної ЕС

2.2 Моделювання залежності інтенсивності стимуляції від амплітуди струму та визначення оптимальних значень амплітуди стимулів

Відомо, що кожне окреме м'язове волокно підпорядковується закону Франка-Старлінга «все або нічого», тобто при силі подразнення вище деякого порогового рівня відбувається повне скорочення з максимальною для даного волокна силою і підвищення сили скорочення зі збільшенням сили роздратування неможливо (рис. 2.1, а) [54 – 56].

Оскільки м'яз складається з безлічі волокон з різним рівнем чутливості до збудження, то амплітуда скорочення скелетного м'яза в цілому залежить від сили подразнення і підпорядковується градуальному закону: чим більша сила надпорогового подразника, тим більша амплітуда скорочення (рис. 2.4, б). На підпорогові за силою подразники м'яз не реагує скороченням. При дії порогових стимулів скорочувальна реакція мінімальна. Це зумовлено залученням у процес збудження та скорочення лише найбільш збудливих м'язових волокон. Принаймні збільшення інтенсивності стимулу амплітуда скорочення м'язи зростає, оскільки у процес збудження залучається дедалі більше менш збудливих м'язових волокон. При максимальному скороченні процес збудження і скорочення залучені всі волокна м'яза. Тому подальше підвищення інтенсивності стимулу не супроводжується підвищенням амплітуди скорочення [55–58].

Таким чином, для прояву специфічної функції м'язової тканини необхідно, щоб подразник, що впливає, мав певну силу, рівну або перевищує відому критичну величину, яку називають пороговою (рис. 2.5). Подразники, які мають силу більше порогового, називають надпороговими (субмаксимальними). При їхньому впливі величина відповіді тканини зростає до певної межі. Мінімальний за силою подразник, що викликає найбільшу відповідь тканини, називають максимальним подразником. Подразники, сила яких перевершує силу максимальних подразників, називають супермаксимальними подразниками. Усі подразники, що дають максимальну

відповідь, називають оптимальними. Подразники, більші за величиною, ніж оптимальні, але викликають меншу відповідь, ніж при оптимальному подразненні, називають песимальними [61 – 63].

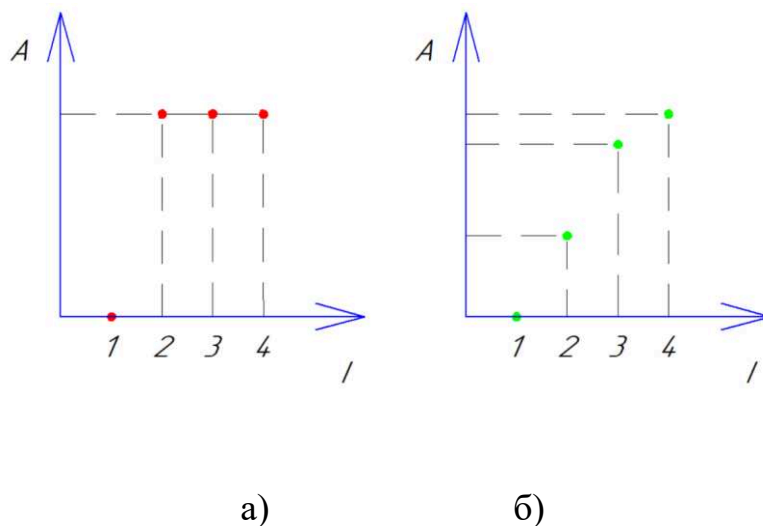


Рисунок 2.4 – Залежність амплітуди скорочення від інтенсивності стимуляції:

а – ізольоване м'язове волокно, б – м'яз у цілому.

- 1) підпороговий подразник, 2) пороговий подразник, 3) субмаксимальний надпороговий подразник, 4) максимальний надпороговий подразник

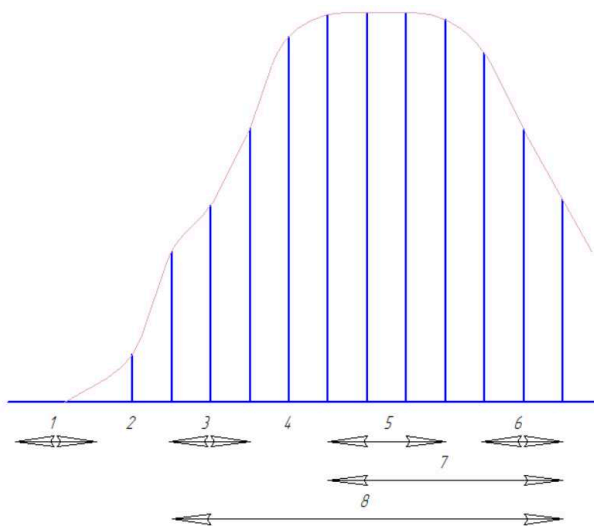


Рисунок 2.5 – Реакція у відповідь м'яза під час дії подразників:

- 1 – підпорогового; 2 – порогового; 3 – субмаксимального;
4 – максимального; 5 – оптимального; 6 – песимального;
7 – супермаксимального; 8 – надпорогового

Виходячи з вищевикладеного, можна отримати наступну залежність амплітуди скорочення м'язів від амплітуди стимулюючих імпульсів (рис.2.6).

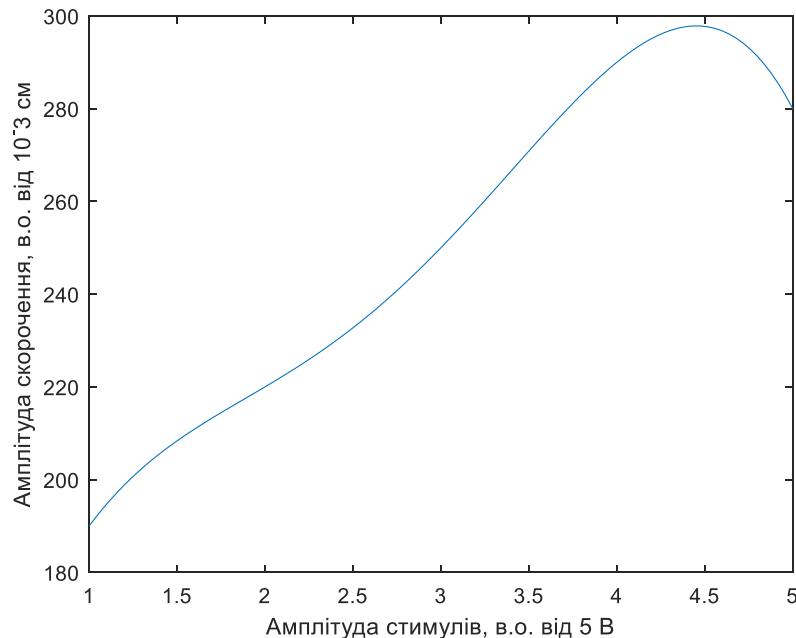


Рисунок 2.6 – Залежність амплітуди скорочення м'яза від інтенсивності електростимуляції

Терапевтична електростимуляція має супроводжуватися оптимальними параметрами стимулюючих імпульсів для кожного конкретного пацієнта або групи м'язів, що стимулюються. Це викликає необхідність моделювання кривої електростимуляції для проведення апріорних аналітичних розрахунків [64 – 66].

Сьогодні існує низка моделей електростимуляції. Так, модель [66 – 68] враховує багато біофізичних процесів, але її важко застосовувати на практиці. В [69] запропоновано узагальнену модель дослідження активності м'язів, яка базується на синтезі трьох складових: електричної схеми заміщення м'язової клітини, біомеханічної моделі функціонування верхньої кінцівки, математичної моделі формування електроміографічного сигналу, що дозволяє відтворити потенціал дії окремої рухової одиниці з урахуванням

індивідуальних особливостей нервово-м'язової системи людини, що також дозволяє аналізувати особливості процесу м'язової активності, але не дозволяє застосовувати для практичних розрахунків.

У [70] проведено докладний огляд чисельних моделей електростимуляції, які потребують організації спеціальних обчислювальних процедур. Разом з тим, у ряді випадків необхідно мати оцінну модель електростимуляції, побудовану за принципом «чорної скриньки». Такою моделлю може служити апроксимуючий аналітичний вираз, що зв'язує амплітуду стимулу та амплітуду реакції.

Завдання апроксимації – це подання довільних складних функцій $f(x)$ більш простими та зручними для застосування на практиці функціями $\varphi(x)$ так, щоб відхилення отриманої нової функції $F(x)$ від $f(x)$ у деякій області визначення Ω були найменшим за певним критерієм. Тобто для функції $f(x)$ необхідно побудувати функцію $F(x)$ вигляду:

$$F(x) = a_0\varphi_0(x) + a_1\varphi_1(x) + \dots + a_n\varphi_n(x), \quad (2.1)$$

так, щоб мінімізувати зважену середню квадратичну помилку σ^2 на деякому інтервалі (a, b) :

$$\sigma^2 = \int_a^b r(x)[F(x) - f(x)]^2 dx, \quad (2.2)$$

де $r(x)$ – задана невід'ємна вагова функція.

Оскільки в даному випадку моделюється функція $f(x)$, яка задана тільки на дискретній множині $(m+1)$ точок $x_0, x_1, x_2, \dots, x_m$, то тоді треба мінімізувати виважену середню квадратичну помилку вигляду

$$\sigma^2 = \sum_{k=0}^m r_k [F(x_k) - f(x_k)]^2, \quad (2.3)$$

де γ_k – апріорі задані позитивні ваги. Зокрема, всі γ_k можуть бути прийняті рівними 1.

Це найпростіше зробити в тому випадку, коли функції $\varphi_r(x)$ є багаточленами ступеня r , попарно ортогональні з вагами γ_k на заданій безлічі точок. Тобто, коли

$$\sum_{k=0}^m \gamma_k \varphi_i(x_k) \varphi_j(x_k) = 0, \quad (i \neq j). \quad (2.4)$$

Як показали дослідження, у розглянутому випадку завдання значно спрощується і можна використовувати поліноміальні функції певного ступеня:

$$\varphi(x) = a_n x^n + a_{n-1} x^{n-1} + a_1 x + a_0, \quad (2.5)$$

де a_i – деякі коефіцієнти; n – ступінь полінома. Завдання тоді зводиться до визначення необхідного ступеня n та визначення значень $a_i (i = \overline{1, n+1})$.

Враховуючи гладкий характер залежності, що моделюється, були випробувані поліноми ступеня від 3 до 6 (рис. 2.7). Остаточний вибір було зроблено за поліномом ступеня $n = 5$, як найточніше і просто відображає криву електростимуляції і має похідну четвертого ступеня, що важливо задля подальших теоретичних розрахунків, тобто,

$$\varphi(x) = a_5 x^5 + a_4 x^4 + a_3 x^3 + a_2 x^2 + a_1 x + a_0. \quad (2.6)$$

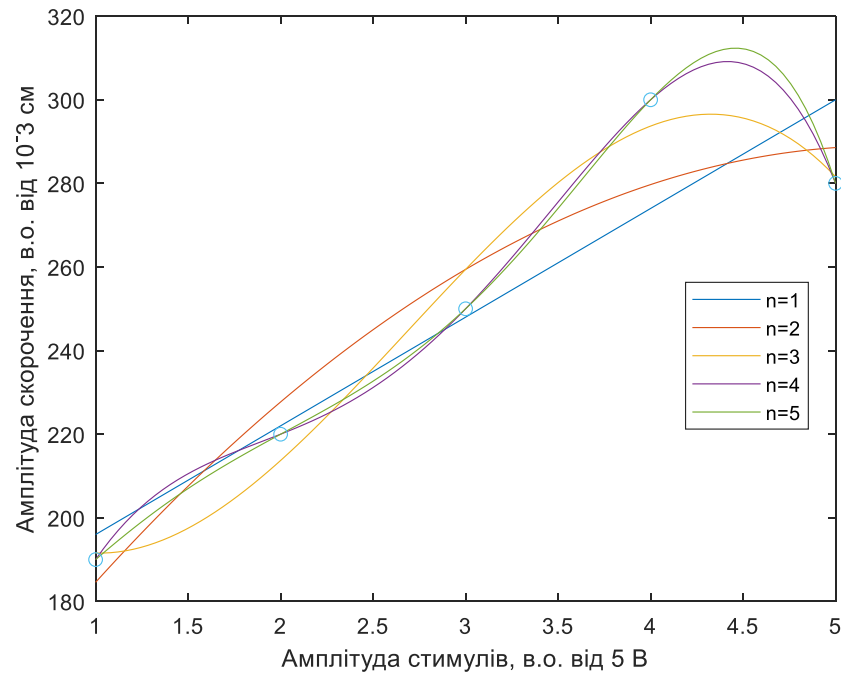


Рисунок 2.7 – До вибору оптимального ступеня полінома

Для визначення невідомих коефіцієнтів a_0, \dots, a_5 було реалізовано процедуру параметричної оптимізації за критерієм мінімізації функції помилки σ :

$$\sigma = \sqrt{\sum_{k=0}^m [f(x_k) - \varphi(x_k)]^2} \quad (2.7)$$

у просторі параметрів, що варіюються $a_i (i = \overline{0, n})$. Розмірність простору керованих параметрів дорівнює 6.

Різні методи оптимізації використовують обчислення значень цільової функції (функції помилки) та (або) значень градієнтів. Але незалежно від будь-якого методу його можна описати такою ітераційною формулою:

$$x^{k+1} = x^k + \alpha_k S^k, \quad (2.8)$$

де x^k, x^{k+1} – вектор керованих параметрів у точках k і $k+1$; S^k – напрям руху з точки x^k у точку x^{k+1} ; α_k – числовий коефіцієнт величини кроку у напрямі S^k .

Для знаходження екстремуму цільової функції використано метод випадкових напрямів. Відповідно до цього методу з обраної початкової точки x^0 відбувається перехід у наступну точку x^1 за випадковим напрямом відповідно до формули:

$$x^1 = x^0 + \alpha_0 S^0, \quad (2.9)$$

де $\alpha_0 > 0$; $S^0 = [S_1^0, S_2^0, S_3^0, S_4^0, S_5^0, S_6^0]^t$ – випадковий напрям, компонентами якого є S_i^0 , які нормально розподілені на інтервалі $[-1, 1]$.

Критерієм зупинки процесу було виконання умови:

$$\frac{|x^{k+1} - x^k|}{|x^k|} < E, \quad (2.10)$$

де E – вектор, компоненти якого є рівнем помилки кожного керованого параметра.

В результаті було отримано такий аналітичний вираз для апроксимуючої функції:

$$F_m(x) = a_5 x^5 + a_4 x^4 + a_3 x^3 + a_2 x^2 + a_1 x + a_0, \quad (2.11)$$

де x – обрана поточна амплітуда стимулів; $a = (a_0, a_1, a_2, a_3, a_4, a_5)$ – вектор параметрів моделі.

Для визначення оптимальної амплітуди стимулюючого впливу знайдемо першу похідну від функції:

$$F'(x) = a_1 + 2a_2 x + 3a_3 x^2 + 4a_4 x^3 + 5a_5 x^4. \quad (2.12)$$

Як відомо, деяка точка x^* є точкою екстремуму функції $F(x)$, якщо у цій точці похідна дорівнює нулю, або немає. Тому прирівнюємо $F'(x)$ нулю, отримуємо рівняння 4-го ступеня

$$a_1 + 2a_2x + 3a_3x^2 + 4a_4x^3 + 5a_5x^4 = 0 \quad (2.13)$$

і вирішуємо його щодо x , щоб знайти значення оптимальної величини стимулу.

Як відомо (теорема Абеля-Руффіні), четвертий ступінь рівняння алгебри є найвищою, за якої існує аналітичне рішення в радикалах у загальному вигляді (тобто за будь-яких коефіцієнтів). Для цього може бути використана теорема Вієта, розв'язання через резольвенту, розв'язання Декарта-Ейлера чи Феррарі [71].

Оскільки цікавить виключно речове позитивне коріння, то треба знайти тільки дві точки $x_1^*, x_2^* > 0$.

Перепишемо рівняння (2.13) у формі:

$$ax^4 + bx^3 + cx^2 + dx + e = 0, \quad (2.14)$$

$$(a \neq 0).$$

Введемо позначення $x = y - \frac{b}{4a}$. Тоді отримуємо таке неповне рівняння:

$$y^4 + py^2 + 2y + t = 0, \quad (2.15)$$

$$\text{де } p = \frac{8ac - 3b^2}{8a^2};$$

$$y = \frac{8a^2d + b^3 - 4abc}{8a^3};$$

$$t = \frac{16ab^2c + 64a^2bd - 3b^4 + 256a^3c}{256a^4}.$$

Його розв'язання знаходять у вигляді $y = \pm\sqrt{R_1} \pm \sqrt{R_2} \pm \sqrt{R_3}$. Оскільки можливі 8 варіантів комбінацій знаків, чотири корені є зайвими. Вибираються лише ті комбінації, при яких виявляється справедливим

$$(\pm\sqrt{R_1}) \cdot (\pm\sqrt{R_2}) \cdot (\pm\sqrt{R_3}) = -\frac{q}{8}. \quad (2.16)$$

Очевидно, у цьому випадку корінням обов'язково буде комбінація $y^* = \sqrt{R_1} + \sqrt{R_2} + \sqrt{R_3}$,

де R_1, R_2, R_3 – корені кубічного рівняння

$$R^3 + \frac{p}{2}R^2 + \frac{p^2-4r}{16}z - \frac{q^2}{64} = 0. \quad (2.17)$$

Для знайденого оптимального значення ступеня полінома $n = 5$ визначено коефіцієнти полінома ($a = -0.8455 \quad 8.5158-28.5341 \quad 39.403 \quad 0 \quad 181.4599$). На цій основі побудовано модельну траєкторію об'єкта електростимуляції (рис. 2.8), яка адекватна реальній кривій електроміостимуляції (рис. 2.7). Оцінено точність моделі за допомогою модуля максимального відхилення $\varepsilon = \max|y_i - y_{mi}|$, де y_{mi} – значення відгуку, розраховані за допомогою моделі, а y_i – експериментально отримані дані. Похибка не перевищує 5%. Для розглянутої конкретної кривої на рисунку 2.8 ситуація значно спрощується, оскільки один із коефіцієнтів рівняння (2.14) дорівнює 0 і відразу можна перейти до рівняння 3-го ступеня. Його розв'язання дає значення оптимальної амплітуди стимулів $x^* \approx 4,438$, що відповідає експериментальним даним.

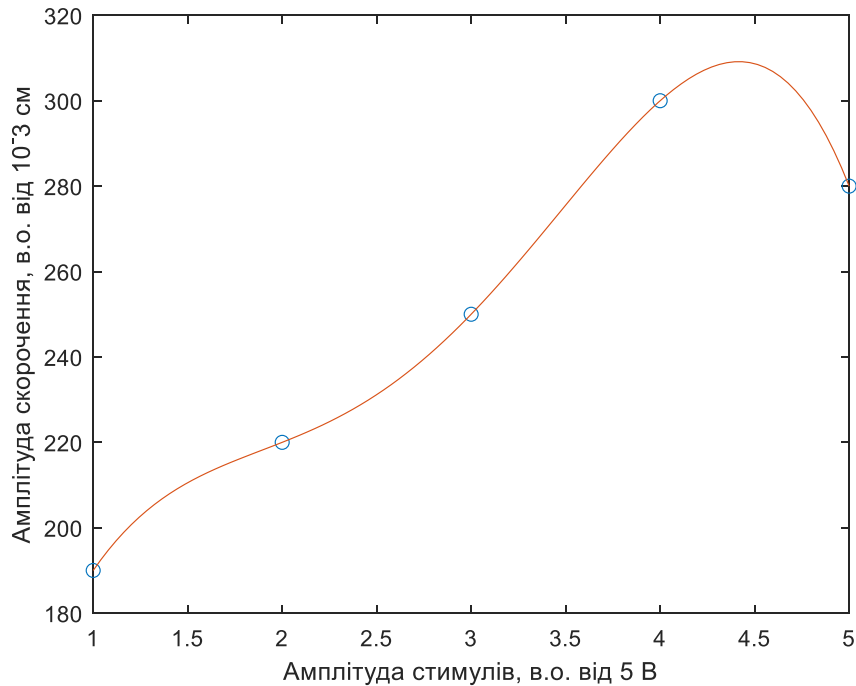


Рисунок 2.8 – Модельна траєкторія об'єкта

Перевага такого моделювання полягає у можливості використовувати дану модель з екстраполяцією результатів у ході багаторазових послідовних процедур. За результатами попередньої стимуляції прогнозується подальша поведінка так, щоб оперативно вийти на індивідуальну граничну стимуляцію. Однак, треба враховувати, що при цьому можлива зміна самої електростимуляційної характеристики. У такому випадку необхідно коригувати модель: у найпростішому випадку повторювати параметричну ідентифікацію моделі, у більш складному – використовувати структурну ідентифікацію, яка може полягати у зміні ступеня багаточлена або виборі іншої апроксимуючої функції з подальшою ідентифікацією параметрів.

2.3 Моделювання залежності інтенсивності стимуляції від частоти стимулів та визначення оптимальних значень частоти

Розглянемо особливості м'язових скорочень та вплив на них частоти сигналу. Розрізняють поодинокі та тетанічні скорочення. Поодинокі скорочення можна викликати за допомогою короткого прямокутного імпульсу напруги (тривалістю близько 1 мс) [72 – 74]. Викликане цим стимулом скорочення утворюється не відразу, а з деякою часовою затримкою близько 10 мс. Далі відбувається скорочення протягом 30 – 50 мс та розслаблення тривалістю приблизно 50 – 60 мс, а одиночне скорочення відбувається загалом за 100 мс (рис. 2.9). Цей проміжок часу різний для різних м'язів і багато в чому залежить від їхнього стану [1–2, 75–76].

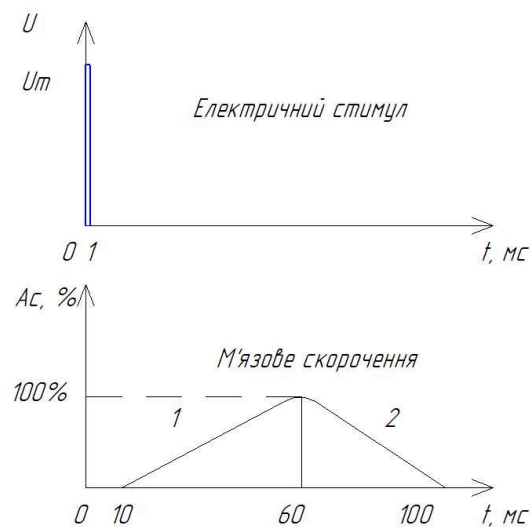


Рисунок 2.9 – Одиночне м'язове скорочення: 1 фаза укорочення; 2– фаза розслаблення

Тривалість деполяризації потенціалу дії м'язового волокна дорівнює 3–5 мс, після чого мембрана відновлює здатність збудження. Час скорочення становить близько 50 мс, тому що під час скорочення волокно може відповідати на нові стимули. Таке накладання скорочень називається

тетанічним (тетанус) [3, 77–78]. Воно має місце як в окремому м'язовому волокні, так і м'язі в цілому. Амплітуда тетануса значно більша за амплітуду одиночного скорочення, тому що періодична стимуляція викликає додаткове скорочення, яке підсумовується з попереднім.

Тетанус може бути зубчастим та гладким. Зубчастий тетанус виникає тоді, коли частота стимулів така, що кожен подальший стимул подається після скорочення (фаза укорочення 1), але до тих пір, доки розслаблення ще не закінчилося. Гладкий тетанус з'являється при більшій частоті стимулів, коли частота стимулів така, що кожен наступний стимул подається під час фази укорочення, до початку розслаблення. Так, для розглянутого на рисунку 2.7 випадку зубчастий тетанус спостерігається на частотах 10 – 20 Гц, гладкий – на частотах вище 20 Гц.

Щодо амплітуди скорочень можна сказати таке. Вона мінімальна під час одиночного скорочення, збільшується при зубчастому тетанусі та максимальна при гладкому. Однак збільшення амплітуди та сили скорочення з подальшим зростанням частоти зупиняється і збільшення частоти призводить до зменшення амплітуди скорочень. Це називається песимумом реакції у відповідь. Тобто, існує деяка оптимальна частота стимуляції м'яза. Частоти більше оптимальної є песимальними [78 – 81].

Таким чином, оптимум – це гладкий тетанус з максимальною амплітудою при оптимальній частоті подразнення, коли кожен імпульс у послідовності діє на м'яз у фазу екзальтації, коли умови для збудження та підсумовування одиночних скорочень найкращі. Песимум теж гладкий тетанус, але з мінімальною амплітудою при песимальній частоті подразнення, коли кожен імпульс у серії діє на м'яз у фазу відносної рефрактерності, коли умови для збудження та підсумовування одиночних скорочень найгірше. На рисунку 2.10 зображені залежності сили скорочення деякого м'яза від частоти проходження електричних стимулів.

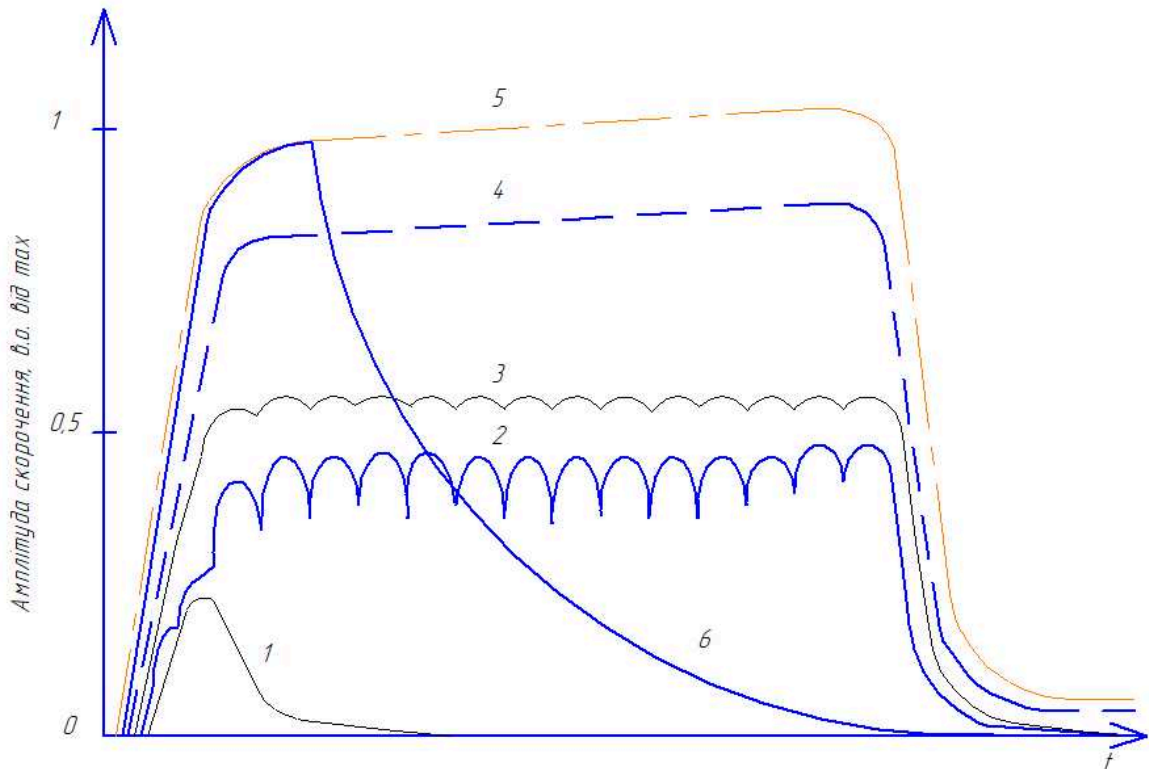


Рисунок 2.10 – Залежність сили скорочення м'язів від частоти стимулів: 1 – одиночне скорочення; 2,3 – зубчастий тетанус (частоти стимуляції 12 та 20 Гц відповідно); 4,5 – гладкий тетанус (частоти стимуляції 30 та 50 Гц відповідно); 5 – оптимум; 6 – песимум (частота стимуляції 100 Гц).

У людському організмі частота та режим посилення моторними нейронами нервових імпульсів до м'яза забезпечують асинхронне залучення у процес скорочення більшої чи меншої кількості рухових одиниць та підсумовування їхніх окремих скорочень.

З урахуванням відомих даних та узагальнюючи все сказане вище, можна отримати наступну якісну безперервну залежність амплітуди скорочення м'яза від частоти стимулюючого сигналу, яку наведено на рисунку 2.11.

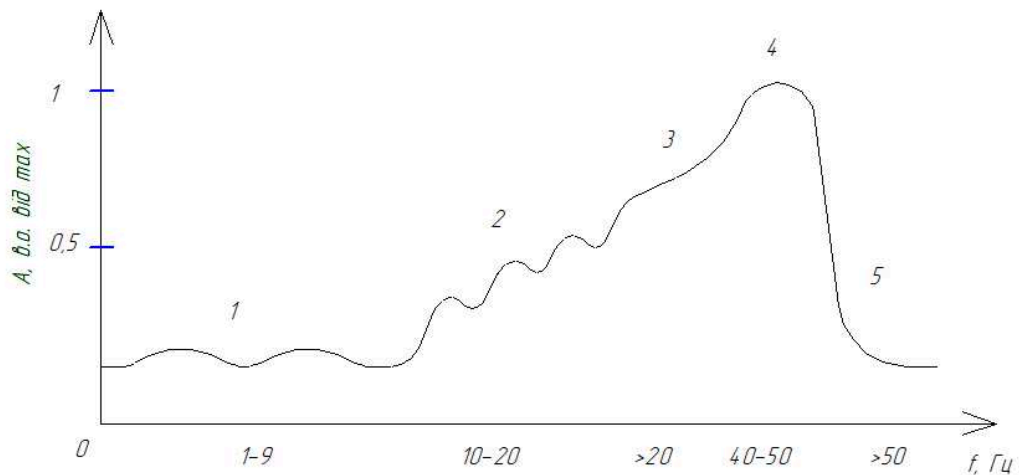


Рисунок 2.11 – Якісна безперервна залежність амплітуди скорочення м'яза від частоти стимулюючого сигналу

Видно, що зі збільшенням частоти стимулів спочатку виникають поодинокі м'язові скорочення (1), потім зубчастий тетанус (2), гладкий тетанус (3) і, нарешті, оптимум (4) і песимум (5).

У зв'язку з цим виявляється актуальною задача моделювання цих процесів з метою отримання аналітичного виразу, який дозволить апріорно знайти оптимальну частоту стимуляції. Для цього доцільно використовувати підхід типу «чорної скриньки» та розглядати тільки взаємозв'язок між вхідними та вихідними змінними, не вдаючись у деталі процесів, що відбуваються в рухових одиницях і всього м'яза в цілому.

Таким чином, необхідно отримати деякий аналітичний опис, що встановлює зв'язок між вхідними та вихідними змінними. Позначимо частоту стимулів через f (тоді циклічна частота $\omega = 2\pi f$), амплітуду скорочення через A (у відносних одиницях). Необхідно знайти певну залежність $A=F(\omega)$, таку, щоб при A і $\omega \geq 0$ вона в діапазоні значень $\omega \geq 0$ і $\omega < 300$ якісно описувала криву на рисунку 2.11, а сама функція F належала до класу r -гладких функцій з порядком гладкості $r \geq 1$, принаймні, щоб $F \in C^1(\omega)$.

Оскільки на рис. 2.11 виділено 5 різних областей, очевидно, що функція $A=F(\omega)$ може бути подана як суперпозиція $F(\omega) = F_1(\omega) + F_2(\omega) + F_3(\omega) + F_4(\omega) + F_5(\omega)$, де $F_i(\omega)$ – деякі безперервні функції частоти.

Використаємо одиничну ступінчасту функцію (функцію Хевісайда), зміщену праворуч по осі часу, яка записується у вигляді

$$1(t - \tau) = \begin{cases} 1, & t \geq \tau, \\ 0, & t < \tau. \end{cases} \quad (2.18)$$

Функція $1(t - \tau)$ має властивість відсічення, тому множення будь-якої функції $f(t)$ на функцію $1(t - \tau)$ звертає функцію $f(t)$ в нуль при $t < \tau$, і залишає незмінним значення при $t \geq \tau$.

Шляхом додавань двоступінчастих функцій можна отримати вираз для одиничного прямокутного вікна тривалістю τ_n :

$$1(\tau_n) = 1(t - \tau_1) - 1(t - \tau_2), \quad (2.19)$$

де τ_1, τ_2 – зрушення по осі часу, що відповідають початку та кінцю одиничного імпульсу.

Таким чином, якщо використовувати дуальне перетворення частоти в час, можна отримати такий опис функції $F(\omega)$:

$$F(\omega) = \sum_{i=1}^5 F_i(\omega) \cdot 1(\tau_{ni}), \quad (2.20)$$

де $1(\tau_{ni})$ – поодинокі прямокутні функції, відповідні межах ділянок 1...5 на осі часу, які отримано дуальним перетворенням осі частот.

Оскільки практичний інтерес становлять лише ділянки 3 та 4, тому що саме вони дозволяють отримати оптимальне значення частоти стимуляції, обмежимося ділянками 3 і 4. Тоді вираз для $F(\omega)$ набуває вигляду:

$$F_0(\omega) = F(\omega) \cdot 1(\tau_0), \quad (2.21)$$

де $F_0(\omega)$ – фрагмент вихідної функції, що підлягає моделюванню, $1(\tau_0)$ – одиничне прямокутне вікно, межі якого відповідають діапазону частот від 20 до 60 Гц.

Використовуючи апроксимацію функції Хевісайду у вигляді безперервної функції

$$1(t) \approx \frac{1}{2}(1 + \text{th}(kt)) = \frac{1}{1 + e^{-2kt}}, \quad (2.22)$$

де чим більший k , тим крутіший підйом функції, отримуємо вираз:

$$F_0(\omega) = F(\omega) \cdot \frac{1}{2}(1 + \text{th}(k \tau_0)). \quad (2.23)$$

Оскільки функція, яка моделюється, $F(\omega)$ задана тільки на дискретній множині $(m+1)$ точок $\omega_0, \omega_1, \omega_2, \dots, \omega_m$, то необхідно мінімізувати зважену середню квадратичну помилку вигляду

$$\sigma^2 = \sum_{k=0}^m r_k [F_M(\omega_k) - F(\omega_k)]^2, \quad (2.24)$$

де $r_k > 0$ – деякі апріорі задані ваги; $F_M(\omega_k)$ – значення, які розраховано за моделлю; ω_k – дискретний набір значень частоти.

Як показали дослідження, у даному випадку можна ефективно використовувати поліноміальні функції вигляду:

$$\varphi(\omega) = a_n \omega^n + a_{n-1} \omega^{n-1} + a_1 \omega + a_0, \quad (2.25)$$

де a_i – деякі коефіцієнти; n – ступінь полінома. Завдання тоді зводиться до визначення необхідного ступеня n та визначення значень $a_i (i = \overline{1, n+1})$.

Враховуючи гладкий характер залежності, що моделюється, було випробувано поліноми ступеня від 3 до 5 [24] (рис. 2.12). Остаточний вибір було зроблено за поліномом ступеня $n = 4$, який найбільш точно і просто відображає криву електростимуляції (крива 4) і має похідну третього ступеня, що важливо для подальших теоретичних розрахунків.

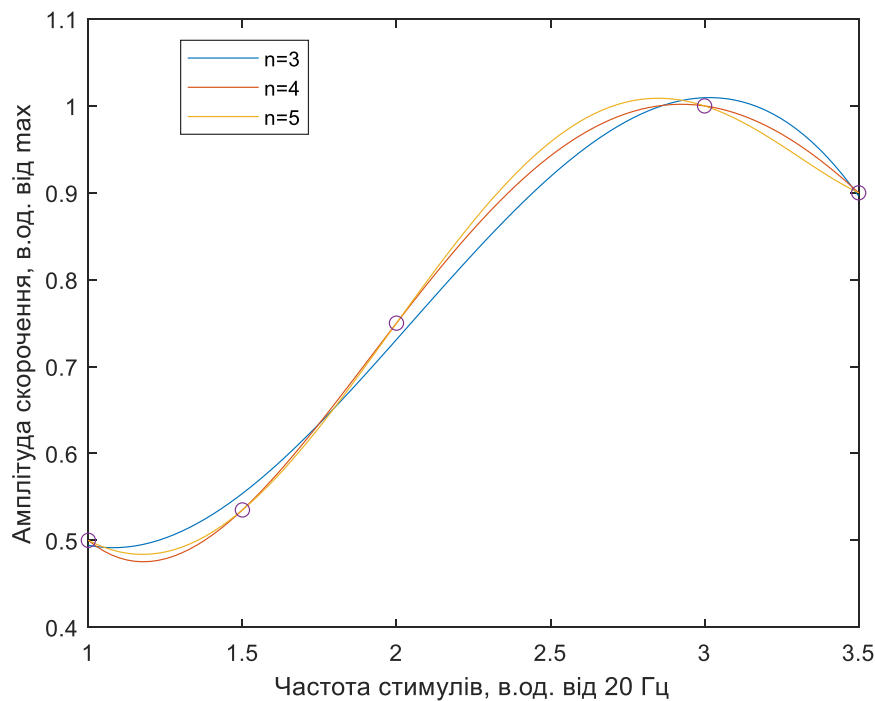


Рисунок 2.12 – Визначення оптимального ступеня полінома

Для визначення невідомих коефіцієнтів a_0, \dots, a_4 було реалізовано процедуру параметричної оптимізації за критерієм мінімальності функції помилки σ

$$\sigma = \sqrt{\sum_{k=0}^m [F(\omega_k) - \varphi(\omega_k)]} \quad (2.26)$$

у просторі параметрів, що варіюються, $a_i (i = \overline{0, n})$. Розмірність простору таких параметрів дорівнює 5.

Для знаходження екстремуму цільової функції було використано метод випадкових напрямів. Відповідно до нього з деякої точки x^k простору параметрів, що варіюються, відбувається перехід у наступну точку x^{k+1} з кроком $a_k > 0$ за випадковим напрямом $S^k = [s_1^k, s_2^k, s_3^k, s_4^k, s_5^k]^T$, компонентами якого є s_i^k , випадково розподілені на інтервалі $[-1, 1]$:

$$x^{k+1} = x^k + a_k S^k. \quad (2.27)$$

Критерієм зупинки процесу було виконання умови:

$$\frac{|x^{k+1} - x^k|}{|x^k|} < \varepsilon, \quad (2.28)$$

де ε – вектор, компоненти якого є граничні рівні помилки кожного параметра, що варіюються.

В результаті було отримано такий аналітичний вираз для апроксимуючої функції F_M :

$$F_M(\omega) = a_4 \omega^4 + a_3 \omega^3 + a_2 \omega^2 + a_1 \omega + a_0, \quad (2.29)$$

де ω – значення поточної частоти стимулів; $a = (a_0, a_1, a_2, a_3, a_4)$ – вектор параметрів моделі.

Для визначення оптимальної частоти стимулюючого впливу знайдемо першу похідну від функції:

$$F'_M(\omega) = a_1 + 2a_2\omega + 3a_3\omega^2 + 4a_4\omega^3. \quad (2.30)$$

Відомо, що певна точка ω^* є точкою екстремуму функції $F_M(\omega)$, якщо у цій точці похідна дорівнює нулю, або немає. Тому прирівнюємо $F'_M(\omega)$ нулю, отримуємо рівняння 3-го ступеня

$$a_1 + 2a_2\omega + 3a_3\omega^2 + 4a_4\omega^3 = 0 \quad (2.31)$$

і розв'язуємо його щодо ω , щоб знайти значення оптимальної частоти прямування стимулів.

Перепишемо рівняння (2.31) у вигляді:

$$\omega^3 + c\omega^2 + d\omega + e = 0, \quad (2.32)$$

$$\text{де } c = \frac{3a_3}{4a_4}; \quad d = \frac{a_2}{2a_4}; \quad e = \frac{a_1}{4a_4}.$$

Підстановка $\omega = y - \frac{c}{3}$ призводить до «неповного» кубічного рівняння

$$y^3 + py + q = 0, \quad (2.33)$$

$$\text{де } p = -\frac{c^2}{3} + d, \quad q = 2\left(\frac{c}{3}\right)^3 - \frac{cd}{3} + e.$$

Його розв'язання знаходяться так:

$$y_1 = A + B,$$

$$y_{2,3} = -\frac{A+B}{2} \pm i \frac{A-B}{2} \sqrt{3}. \quad (2.34)$$

$$\text{де } A = \sqrt[3]{-\frac{q}{2} + \sqrt{Q}}, B = \sqrt[3]{-\frac{q}{2} - \sqrt{Q}}, Q = \left(\frac{p}{3}\right)^3 + \left(\frac{q}{3}\right)^3.$$

Як A і B беруться будь-які значення кубічного коріння з відповідних комплексних чисел, що задовольняють співвідношення $AB = -p/3$. Якщо рівняння (2.32) дійсне, то (у тих випадках, коли це можливо) необхідно брати дійсні значення цього коріння. Якщо кубічне рівняння (2.32) дійсно, то воно має або один дійсний корінь і два сполучені комплексні корені, або три дійсні корені, принаймні, два з яких рівні, або три різні дійсні корені залежно від того, чи буде Q відповідно позитивно, дорівнює нулю або негативно [71].

Для знайденого оптимального значення ступеня апроксимуючого полінома $n = 4$ визначено коефіцієнти полінома $a = (1,915-3,020 \ 2,075-0,510 \ 0,040)$. Виходячи з цього, побудовано модельну траєкторію (рис. 2.13), яка адекватна експериментальній кривій електростимуляції на ділянках 3, 4 і 5 (рис. 2.11). Оцінено точність моделі за допомогою модуля максимального відхилення $\varepsilon = \max|y_i - y_{mi}|$, де y_{mi} – значення відгуку, розраховані за допомогою моделі, а y_i – експериментально отримані дані. Похибка не перевищує 5%. Розв'язок рівняння (2.30) із знайденими коефіцієнтами $a_1 - a_4$ дає значення оптимальної частоти стимулюючих сигналів у відносних одиницях $\approx 2,973$, що відповідає реальній частоті $f^* \approx 59,46$ Гц і збігається з експериментальними даними (60 Гц).

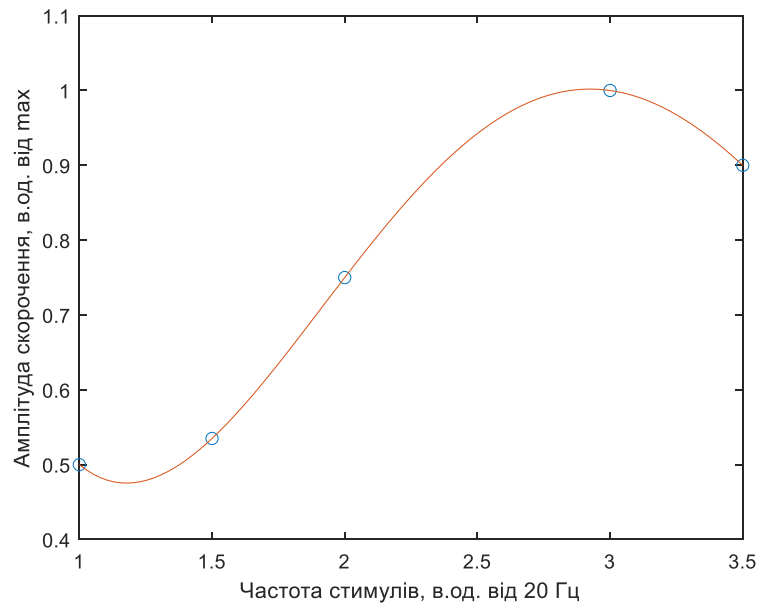


Рисунок 2.13 – Модельна траєкторія об'єкта

Перевага такого моделювання полягає у можливості використовувати дану модель з екстраполяцією результатів. За результатами попередньої стимуляції прогнозується подальша. Однак треба враховувати, що при цьому також можлива зміна форми електростимуляційної характеристики – затягування крутості фронтів, зміна значення амплітуди та ін. Тоді необхідно коригувати модель.

2.4 Моделювання залежності сила-тривалість від тривалості імпульсів та визначення оптимальних значень тривалості

2.4.1. Отримання кривої сила-тривалість

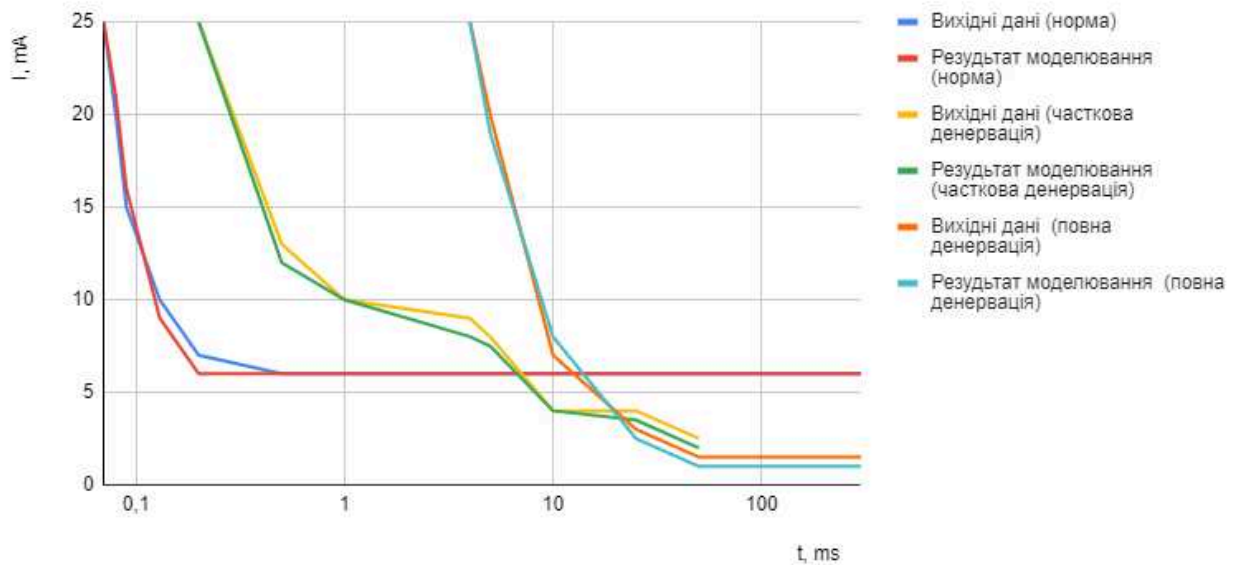
Найбільш точну кількісну характеристику нервово-м'язового апарату отримують, оцінивши здатність нерва та м'яза реагувати на імпульси певної тривалості за певних значень струму шляхом побудови кривої сила-тривалість. Фізіологічною основою цього методу є те, що при постійній амплітуді подразнення м'яз відносно нечутливий до дуже коротких імпульсів,

нерв досить чутливий до них [3 – 4, 82]. Оскільки в нормі нерв взагалі більш чутливий до струму, ніж м'яз, при стимуляції пороговими та навколопороговими імпульсами у руховій точці м'яза його скорочення є наслідком трансинаптичного збудження, що надходить від подразнених струмом терміналів нерва [83 – 84]. Таким чином, параметри сили та тривалості імпульсів, що визначаються за пороговими скороченнями, у нормі належать до нерва, а при повній денервації внаслідок дегенерації нерва ці параметри належать і до м'яза. При частковій денервації або частковій реіннервації має місце проміжний випадок.

Побудова кривої сила-тривалість здійснюється наступним чином. Знайшовши рухову точку у м'язі, визначають реобазу. Реобаза – це найменша сила струму для «нескінченної» тривалості імпульсу, що викликає мінімальне скорочення м'яза [84 – 85]. При практичному визначенні реобазу використовують імпульс струму тривалістю 300 мс. У нормі реобазу становить 4 – 8 мА [4, 82]. Отримане значення реобазу наносять на графік, де по осі абсцис відкладено значення тривалостей імпульсів у мілісекундах, по осі ординат – відповідні значення сили струму в міліамперах [82, 86]. Потім тривалість імпульсу скорочують до 100 мс і знаходять мінімальну силу струму, за якої виникає мінімальне скорочення м'яза, та наносять це значення на графік [87 – 88]. Аналогічну процедуру повторюють, зменшуючи тривалість імпульсу до 50; 30; 10; 5; 4; 3; 2; 1; 0,5; 0,4; 0,3; 0,2; 0,1; 0,05 мс [89–90]. В результаті отримують ряд точок, на основі яких будується крива сила-тривалість для даного м'яза. Отримані у такий спосіб експериментальні криві зображені на рисунку 2.14 (криві вихідні дані).

При нормальному нервово-м'язовому апараті (рис. 2.14, вихідні дані – норма) максимальна тривалість імпульсу, за якої ні за яких значень струму не викликається скорочення, становить 0,05 – 0,1 мс. Відповідна точка на графіку виявляється у лівому верхньому кутку. Крива наближається до гіперболи. Оскільки в нормі нервово-м'язовий апарат відповідає на струми

короткої тривалості, підйом кривої від реобазис починається в лівій частині графіка з тривалістю імпульсу менше 1мс.



Рисунку 2.14 – Криві сила-тривалість при нормі, частковій денервації та повній денервації

При повній денервації м'яза (рис. 2.14, вихідні дані – повна денервація) відповідь викликається шляхом прямого подразнення м'язових волокон. М'яз не реагує на короткі імпульси, тому підйом кривої струму від реобазис починається вже у правій частині графіка за тривалості імпульсу 30 – 50 мс.

При частковій денервації (рис. 2.14, вихідні дані – часткова денервація) підйом кривої починається між зазначеними значеннями тривалостей, причому можуть спостерігатися один або два злами на кривій, що відповідає алгебраїчному підсумовуванню точок кривих для нерва та м'яза.

2.4.2 Моделювання залежності сила-тривалість

Для моделювання цих залежностей необхідно отримати деякий аналітичний вираз, що встановлює зв'язок між вхідними та вихідними змінними. На початковому етапі моделювання виконується структурна

ідентифікація моделі – вибір відповідної функціональної залежності. На наступному етапі відбувається параметрична ідентифікація визначення конкретних параметрів моделі [5]. Вид моделі вибирається на основі апріорних даних, тому налаштуванню підлягає деяка кінцева кількість параметрів моделі [91]. Цей підхід пов'язано з реалізацією машинних алгоритмів оптимізації і дозволяє досить ефективно провести ідентифікацію навіть складних систем. Використаємо метод моделі, що навчається, або еталонної моделі, який належить до параметричних методів ідентифікації систем [92 – 93]. Згідно з цим методом реакція досліджуваної системи на тестовий вплив порівнюється з реакцією моделі заданого виду на такий самий вплив [9, 94]. Помилка порівняння використовується для налаштування параметрів моделі за критерієм мінімізації відхилення реакції системи і моделі.

У разі однофакторного аналізу (одна незалежна змінна), експериментальні дані, що зв'язують вхід і вихід, можна подати у вигляді:

$$\{x_i, y_i\}, \quad (2.35)$$

де x_i – вхідні дані; y_i – вихідні дані; $i=1 \dots n$, n – кількість експериментальних точок. Аналітична функція може бути записана так:

$$\hat{y} = f(x, \{a_k\}), \quad (2.36)$$

де $\{a_k\}$ – параметри функції.

Тоді відхилення експериментальних даних від відповідних значень моделі записуються у вигляді:

$$\Delta y_i = y_i - \hat{y}_i, \quad (2.37)$$

де $\hat{y}_i = f(x_i, \{a_k\})$.

Умова реалізації методу найменших квадратів:

$$\sum_{i=1}^n \Delta y_i^2 \rightarrow \min. \quad (2.38)$$

Це реалізується за допомогою машинних алгоритмів.

Внаслідок такої ідентифікації отримано такі математичні вирази:

$$y(x) = 5 + \frac{0.4}{x-0.056}; \quad (2.39)$$

$$y(x) = 4 + \frac{5}{x} + \sin(x) + \frac{\cos(\frac{x}{20})}{10x} - 0.49x; \quad (2.40)$$

$$y(x) = 1 + \frac{8}{\frac{x}{2}-1.8}; \quad (2.41)$$

де x – тривалість імпульсу; y – сила струму.

Вони використовуються для опису експериментальних залежностей на рисунку 2.14 (вихідні дані). Відповідні модельні траєкторії зображені на рисунку 2.14 (результат моделювання). Очевидно, вони досить точно повторюють експериментальні дані у діагностично значущих діапазонах впливів.

Таким чином, змодельювавши на комп'ютері емпіричні криві сила-тривалість для нормального стану нервово-м'язового апарату та різного ступеня денервації, а потім використовуючи електростимуляційні методи діагностики хворого з порушенням рухових функцій, можна простежувати динаміку зміни стану пацієнта та стежити за ефективністю лікування.

2.5 Побудова моделі чутливості при одночасних варіаціях параметрів стимулів

Терапевтичні процедури електростимуляції нейром'язових структур підвищують ефективність відновлювального процесу. Однак, для цього необхідно вибирати адекватні дії, близькі за своїми параметрами до індивідуальних природних. Для цього й проводиться математичне моделювання залежностей амплітуди скорочень від амплітуди, частоти та тривалості стимулюючих впливів (підрозділи 2.2 – 2.4).

Значний інтерес становить випадок, коли одночасно змінюються декілька параметрів електростимуляційного впливу. Це здебільшого може здійснювати більш глибокий відновлювальний вплив. Проте, зазвичай, не всі наявні параметри відіграють істотну роль. Зміна одних параметрів може значно посилити реабілітаційний процес, інші зміни не такі істотні. Оцінити результативність такого комплексного впливу, а також ступінь впливу кожного з окремо взятих параметрів стимулів можна лише за допомогою відповідної математичної моделі. Найбільш підходящим у цьому випадку буде побудова моделі чутливості, яка пов'язує між собою деякий показник ефективності стимуляції A (значущого параметра) та параметри впливу. Відповідні функції чутливості і визначатимуть ступінь впливу того чи іншого параметра стимуляції.

Для врахування впливу на показник A одночасних та незалежних один від одного змін кількох параметрів використовуємо поняття чутливості за багатьма параметрами, що відповідають градієнту вихідного показника:

$$\Delta A = \left[\frac{\partial A}{\partial \xi_1}, \frac{\partial A}{\partial \xi_2}, \frac{\partial A}{\partial \xi_3} \right]^t \quad (2.42)$$

або для відносних величин

$$\nabla(\ln A) = [\partial(\ln A)/\partial(\ln \xi_1), \partial(\ln A)/\partial(\ln \xi_2), \partial(\ln A)/\partial(\ln \xi_3)]^t. \quad (2.43)$$

Тут часткова похідна $\partial A/\partial \xi_i$ і є функцією чутливості чи коефіцієнтом впливу параметра ξ_i на показник ефективності електростимуляції A , а ξ_i ($i=1, \dots, n$) – параметри стимуляційних впливів, що змінюються.

Тоді відносну зміну показника A , обумовлену малими та незалежними відхиленнями параметрів стимулів, у першому наближенні можна визначити як наступний скалярний добуток:

$$\Delta A/A \cong (\nabla(\ln A))^t \delta \xi, \quad (2.44)$$

де $\delta \xi$ – вектор відносних змін параметрів, що змінюються, i -та складова якого дорівнює $\delta \xi_i = \Delta \xi_i / \xi_i$.

Аналогічним чином можна визначити функції чутливості другого і вищих порядків, але зараз це може становити лише теоретичний інтерес.

Запишемо градієнт вихідного показника амплітуди скорочень, використовуючи отримані в підрозділах 2.2, 2.3, 2.4 аналітичні вирази, що пов'язують його з амплітудою, частотою та тривалістю стимулів.

Оскільки встановлено та доведено в попередніх розділах, що

$$A(U_m) = a_5 U_m^5 + a_4 U_m^4 + a_3 U_m^3 + a_2 U_m^2 + a_1 U + a_0, \quad (2.45)$$

де U_m – амплітуда стимулів; $a = (-0.8455 \quad 8.5158 \quad -28.5341 \quad 39.403 \quad 0 \quad 181.4599)$;

$$A(\omega) = a_4 \omega^4 + a_3 \omega^3 + a_2 \omega^2 + a_1 \omega + a_0, \quad (2.46)$$

де ω – частота проходження стимулів; $a = (1,915 \quad -3,020 \quad 2,075 \quad -0,510 \quad 0,040)$;

$$A(t_i) = a_0 + \frac{a_1}{t_i - a_2}, \quad (2.47)$$

де t_i – тривалість стимулів; $a = (5 - 0,4 \ 0,056)$, то складові градієнта вихідного показника матимуть вигляд:

$$\Delta A = \left[\begin{array}{l} 5a_5 U_m^4 + 4a_4 U_m^3 + 3a_3 U_m^2 + 2a_2 U_m + a_1, 4a_4 \omega^3 + 3a_3 \omega^2 + 2a_2 \omega + a_1, \\ -a_1 / (t_i - a_2)^2 \end{array} \right]^t \quad (2.48)$$

Тут коефіцієнти a_i вибираються із відповідних векторів (8.5158 – 28.5341 39.403 0 181.4599) ($i=1\dots5$); (-3,020 2,075 – 0,510 0,040) ($i=1\dots4$); (-0,4 0,056) ($i=1\dots2$).

Відповідні функції чутливості оцінюються чисельним способом поблизу точки з номінальними значеннями параметрів стимуляції. Вони мають порівнюватися між собою і за показниками абсолютних значень ранжуватися. Найбільш значущі величини вказують на переважання впливу даного параметра над рештою. В окремому випадку можливий однаковий вплив різних параметрів на ефективність електростимуляції, що означає необхідність урахування всіх параметрів одночасно. Тут залишається відкритим питання закону зміни параметрів, що є об'єктом самостійного додаткового дослідження.

Найбільш простим та універсальним методом аналізу параметричної чутливості є метод прирощень. Він ґрунтується на використанні співвідношення (2.44), що відповідає розкладанню показника A , як функції змінюваних параметрів, – ряд Тейлора зі збереженням у ньому членів лише першого порядку. При цьому, якщо покласти у векторі $\delta\xi$ виразу (2.44) відмінну від нуля тільки одну k -у складову, то отримаємо співвідношення для визначення чутливості

$$S_{\xi_k}^A = \frac{\xi_k}{A} \cdot \frac{\Delta A}{\Delta \xi_k}, \quad (2.49)$$

звідки впливає простий та зручний для програмної реалізації алгоритм методом прирощень.

Для визначення за допомогою методу прирощень чутливості показників за n параметрами, що варіюються, розраховується $(n+1)$ раз значення показника. У першому варіанті використовуються номінальні, прийняті для даного випадку параметри, а кожен з наступних n варіантів відрізняється від першого тільки тим, що відповідна номеру варіанта складова вектора змінюваних параметрів відхиляється від свого номінального значення на величину $\Delta \xi_i$. Значення показника, що визначаються під час розрахунку кожного варіанта, використовуються для отримання за допомогою виразу (2.49) відповідних чутливостей, які далі порівнюються між собою та ранжуються за величиною. Вибір необхідних параметрів, що істотно впливають, здійснюється відповідним фахівцем.

Простота, універсальність, легкість програмної реалізації є перевагою такого способу збільшення. Але є й ряд недоліків, наприклад, значний обсяг обчислень, але за невеликим n це несуттєво. Вузким місцем є складність визначення кращих значень відносин $\Delta \xi_i / \xi_i$. Оскільки функції $A(\xi)$ завжди нелінійні, то для підвищення точності розрахунку необхідно зменшувати величини прирощень параметрів, що варіюються, але під час роботи з дуже малими $\Delta \xi_i$ починають даватися знаки похибки, обумовлені дискретним поданням результатів розрахунку.

2.6 Оцінка адекватності розроблених моделей у просторі зовнішніх параметрів

У попередніх підрозділах отримано моделі електростимуляційних характеристик. Однак у процесі терапії вид характеристик може змінюватися,

залежно від індивідуальних особливостей пацієнта, конкретної групи м'язів або методики стимуляції [9, 95 – 97]. У зв'язку з цим виникає необхідність періодичної корекції моделі, що використовується.

У випадку для моделювання необхідні такі операції:

1. Вибір властивостей, які має відбивати модель.
2. Отримання інформації про вибрані у п. 1 властивості.
3. Структурний синтез моделі.
4. Визначення набору чисельних значень параметрів моделі під час мінімізації похибки моделі із заданою структурою, тобто:

$$\begin{aligned} \min \varepsilon_M(X), \\ X \in X_D, \end{aligned} \quad (2.50)$$

де X – вектор параметрів моделі; X_D – допустима область зміни параметрів; ε_M – допустима похибка моделі.

5. Оцінка адекватності та точності моделі.

Тоді необхідно використовувати наступний алгоритм, схема якого наведена на рис. 2.15.

Спочатку необхідно практично отримати залежності амплітуди скорочень від амплітуди, частоти проходження стимулюючих впливів або їхньої тривалості. На основі цього проводиться структурна та параметрична ідентифікація моделі. На етапі структурної ідентифікації визначаються можливі апроксимуючі функції та ін. На етапі параметричної ідентифікації визначаються конкретні параметри (коефіцієнти) моделі. Далі визначаються конкретні оптимальні параметри стимулів та проводяться сеанси стимуляції. У разі відходу стимуляційної характеристики за певні межі [8, 88], необхідно здійснити корекцію моделі. Спочатку шляхом параметричної ідентифікації і, якщо на цьому етапі необхідна точність не отримана, необхідно виконати заново структурну ідентифікацію (як показано на рис. 2.15).

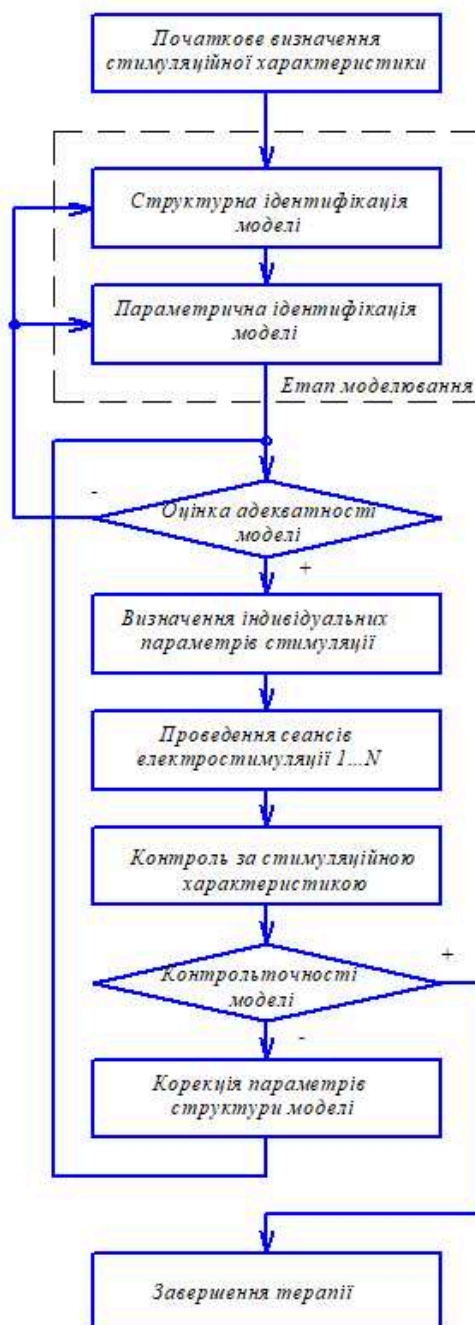


Рисунок 2.15 – Схема алгоритму корекції моделі

Таким чином, перед початком кожного сеансу доцільно емпірично визначити залежність амплітуди м'язових скорочень від амплітуди стимулюючого струму (або напруги) і частоти для кожного пацієнта. Такі залежності, отримані з урахуванням закону силових відносин, мають якісний характер. А вимірювати амплітуду скорочень м'язів практично неможливо.

У зв'язку з цим пропонується непрямий метод визначення амплітуди скорочення за ЕМГ сигналом. Для цього на досліджуваній м'яз подають стимулюючі дії та досліджується стимуляційна електроміограма. Наприклад, можуть бути використані М-відповіді (з реєстрацією порога М-відповіді, максимальної М-відповіді при максимальному та супермаксимальному подразненнях), аналіз параметрів Н-рефлексу [98 – 99] (рис. 2.16).

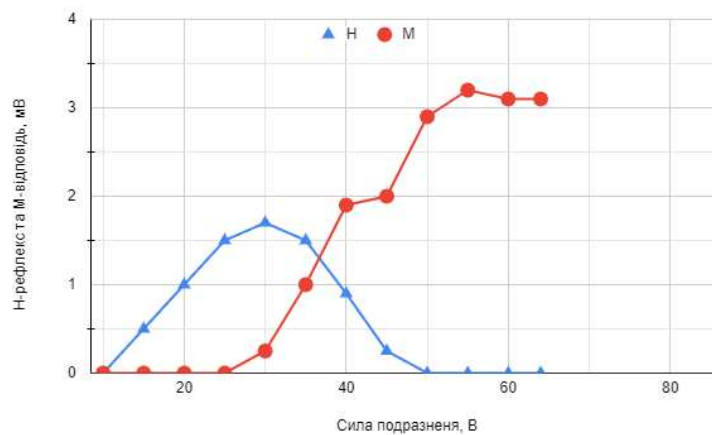


Рисунок 2.16 – М-відповідь та Н-рефлекс із зростанням сили подразнення

Адекватність моделі спостерігається лише в деякій області зміни зовнішніх параметрів, яка називається областю адекватності (ОА):

$$OA = \{Q | \varepsilon_m \leq \delta\}, \quad (2.51)$$

де $\delta > 0$ – величина гранично припустимої похибки моделі; Q – вектор зовнішніх параметрів.

Розглядаючи модель у різних аспектах її використання, можна назвати кілька ієрархічних рівнів її властивостей. Кількісно ці властивості характеризуються параметрами – внутрішніми, вихідними та зовнішніми відповідно. Набори параметрів утворюють вектори $X = (x_1, \dots, x_n)^t$, $Y =$

$(y_1, \dots, y_m)^t$, $Q = (q_1, \dots, q_k)^t$, є елементами просторів параметрів внутрішніх QI , вихідних QO та зовнішніх QE відповідно.

В ході побудови моделі із заданими діапазонами зміни зовнішніх параметрів на деякому i -му кроці виникає необхідність у побудові ОА отриманої моделі та перевірки на вкладеність у неї необхідної ОА, зазвичай поданої у вигляді гіперпаралелепіпеда

$$QP = \{Q \in QE / Q_{i\min} \leq q_i \leq q_{i\max}, i = \overline{1, k}\}. \quad (2.52)$$

Крім цих нерівностей задається точка Q^* простору QE , в якому модель будується та оптимізується у просторі внутрішніх параметрів за критерієм мінімуму похибки.

Якщо позначити вектор вихідних параметрів, визначений експериментально, через $Y_n = (y_{n1}, \dots, y_{nm})^t$, то векторна величина

$$E = (\varepsilon_1, \dots, \varepsilon_m)^t, \quad (2.53)$$

де $\varepsilon_j = (y_j - y_{nj})/y_{nj}$ – відносна похибка моделювання j -го параметра, є оцінкою ступеня точності моделі.

Часто векторну оцінку можна замінити скалярною:

$$\varepsilon_m = \|E\|, \quad (2.54)$$

де $\|E\|$ позначає векторну норму.

Тоді під областю адекватності моделі розумітимемо таку область простору QE , для якої виконується умова $\varepsilon_m \leq \delta$, де δ – максимально допустима величина похибки моделі, тобто

$$OA = \{Q \in QE | \varepsilon_m \leq \delta\}. \quad (2.55)$$

Крім номінальної ОА (ОАН), може використовуватися і ОА за чутливістю (ОАЧ). Вона визначається як

$$OAЧ = \{Q \in OAH \mid \|B - B_n\| \leq \delta_1\}, \quad (2.56)$$

де $B = \left[\frac{\partial y_j}{\partial q_k} \cdot \frac{q_k^*}{y_j(Q^*)} \right]$, $B_n = \left[\frac{\partial y_{nj}}{\partial q_k} \cdot \frac{q_k^*}{y_{nj}(Q^*)} \right]$ – матриці відносної чутливості; Q^* – номінальна точка у просторі QE .

Оскільки зазвичай ОА має складну конфігурацію, та й перевірка належності точок області адекватності потребує значних витрат. Тому на практиці використовують різні апроксимації ОА, засновані на симпліціальній апроксимації граничних гіперповерхонь ОА [100] та вписування гіперфігур у задану область [101].

Найбільш зручна на практиці апроксимація ОА (ОАА) гіперпаралелепіедом, що виконується на основі алгоритму «зростання-рух», він має надто великі обчислювальні витрати і не може бути використаний практично. Водночас апроксимація гіперпаралелепіедом, що здійснюється за критерієм максимуму мінімального апроксимуючого ребра, не гарантує позитивної відповіді на запитання про вкладеність заданої ОА в ОАА, навіть якщо вона вкладена у фактичну ОА.

$$\min_{OAA \subseteq OA} \max_{i \in [1, k]} (q_{i \max} - q_{i \min}) / q_i^* \quad (2.57)$$

Так, наприклад, у разі двовимірного простору QE з координатами $U_{вх}$ – амплітуда вхідного сигналу та f – частота вхідного сигналу ОА для $\varepsilon_m = \varepsilon^*$ має вигляд області, зображеної на рис. 2.17, а. Апроксимація цієї ОАН, виконана за критерієм (2.57), дає ОАА, зображеною заштрихованим

прямокутником (рис. 2.17, а). Там також показано випадки, коли модель втрачає в деяких випадках адекватність (рис. 2.17, б) або адекватна по всій заданій області ОАЗ (рис. 2.17, в). Вкладеність ОАЗ у фактичну ОА (ФОА) перевіряється за умовами вкладеності, заданими у вигляді нерівності

$$\begin{aligned}
 q_{i\max}^t &\leq q_{i\max}^a, \\
 q_{i\min}^t &\geq q_{i\min}^a, \\
 i &= \overline{1, m},
 \end{aligned}
 \tag{2.58}$$

де індекси «з» і «ф» належать до заданих та фактичних меж ОА відповідно, а $m=2$.

Доцільно мати оцінні апроксимації ОА, які дозволяють проводити перевірку відповідності отриманої ОА заданій. Як така апроксимація пропонується апроксимація гіперпаралелепіпедом, отримана на основі інтервальних методів.

Інтервальні методи оперують зі скалярними та векторними величинами, що становлять кінцеві інтервали дійсних чисел. У зв'язку з тим, що існують різні підходи до інтервальної математики, для певності використовуємо деякі основні інтервальні визначення та властивості [102 – 103], які будуть використані надалі.

Якщо R – безліч усіх речових чисел, то під інтервалом $A=[a_1, a_2]$, $a_1 \leq a_2$, розумітимемо замкнуту обмежену підмножину A множини R вигляду $A=[a_1, a_2]=\{x/(x \in R) \wedge (a_1 \leq x \leq a_2)\}$. Безліч усіх інтервалів позначимо через $I(R)$.

Два інтервали A і B рівні тоді, коли $a_1=b_1$, $a_2=b_2$. Відношення порядку на множині $I(R)$ визначається так: $A < B$ тоді, коли $a_2 < b_1$. Перетин $A \cap B$ інтервалів A і B порожній, якщо $A < B$ або $B < A$, в іншому випадку $A \cap B = [\max \{a_1, b_1\}, \min \{a_2, b_2\}] \in I(R)$. Шириною $w(A)$ інтервалу A називається величина $w(A)=a_2-a_1$. Середина $m(A)$ – напівсума кінців інтервалу A : $m(A)=(a_1+a_2)/2$.

Абсолютна величина $|A|$ визначається як $|A| = \max \{|a_1|, |a_2|\}$.

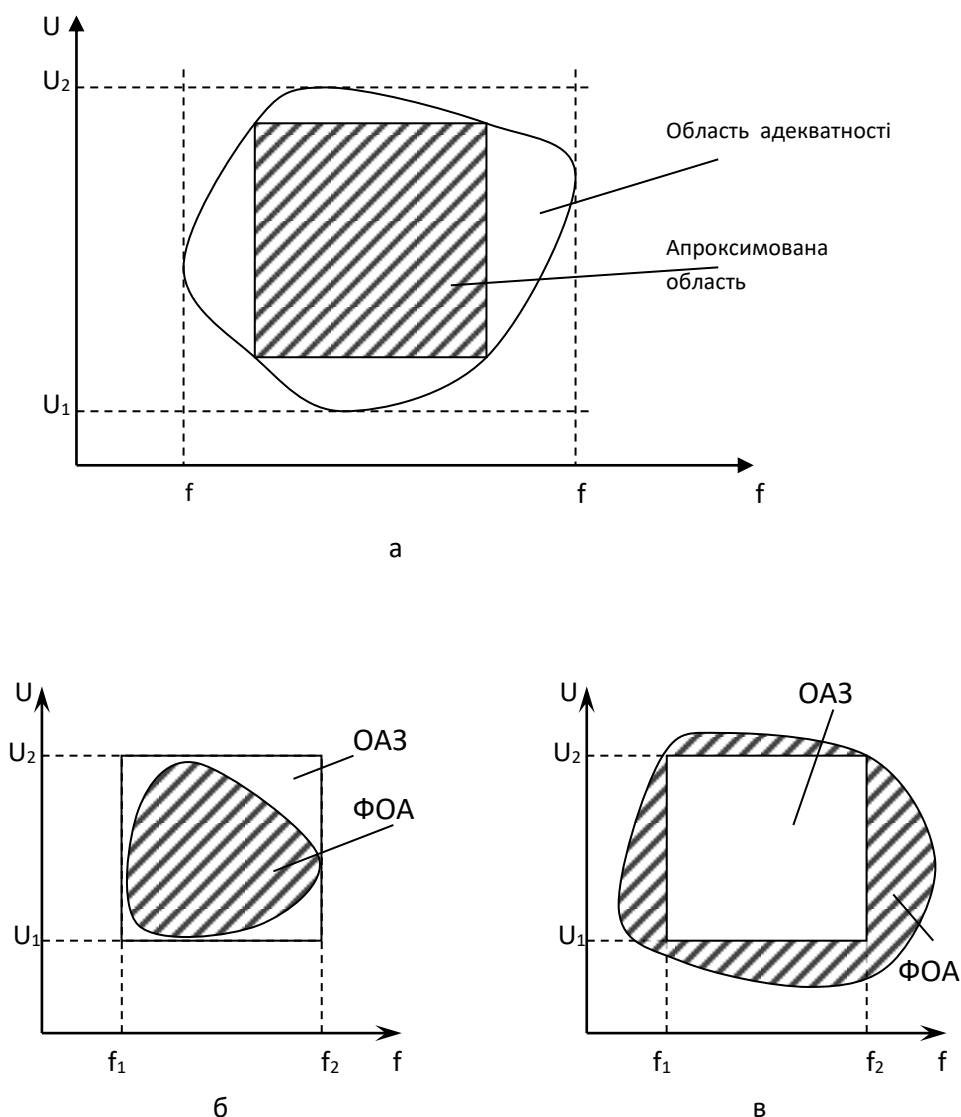


Рисунок 2.17 – Визначення області адекватності моделі

Арифметичні операції над інтервальними числами визначаються таким чином. Нехай $* \in \{+, -, /\}$, $A, B \in I(R)$. Тоді

$$A * B = \{a * b | a \in A, b \in B\}. \quad (2.59)$$

Важливою властивістю інтервально-арифметичних операцій є невиконання закону дистрибутивності – рівність $A(B+C) = AB+AC$ не завжди

має місце. Однак, завжди справедливе включення $A(B+C) \subset AB+AC$, що називається субдистрибутивністю. Основною властивістю інтервальних обчислень є монотонність включення.

Використовуємо також поняття об'єданого та інтервального розширень функції. Нехай f – функція, задана при $x \in A = (A_1 \dots A_n)$ зі значеннями в R або $I(R)$. Об'єданим розширенням функції $f(X)$ називається функція $\bar{f}(X) = \bar{f}(X_1, \dots, X_n)$, $X_i \subset A_i$, $i = \overline{1, n}$, задається рівністю $\bar{f}(X) = \bigcup_{x \in X} f(x_1, \dots, x_n)$, $i = \overline{1, n}$.

Якщо $f(X)$ – безперервна функція, то $\bar{f}(X) \in I(R)$, при $X \subset A$. Важливою властивістю об'єданих розширень є те, що з $X^{(1)} \subset X^{(2)}$ з цього випливає $\bar{f}(X^{(1)}) \subset \bar{f}(X^{(2)})$.

Інтервальним розширенням функції $f(X)$ називається інтервальнозначна функція F інтервальних змінних X_1, \dots, X_n така, що:

- 1) $F(X) = F(X_1, \dots, X_n) \supset \bar{f}(X \dots X_n) = \bar{f}(X) = \{f(x_1 \dots x_n) : (x_1, \dots, x_n) \in X\}$;
- 2) $F(x_1, \dots, x_n) = f(x_1, \dots, x_n)$, $x_i \in X_i$, $i = \overline{1, n}$.

Інтервальне розширення безперервної речової функції є монотонним за включенням. Для речової раціональної функції можна побудувати природне інтервальне розширення. Воно виходить, якщо всі речові змінні замінити інтервалами, а речові арифметичні операції – інтервально-арифметичними. Природне інтервальне розширення включає об'єдане розширення.

Тоді QP можна розглядати як інтервальний вектор

$$QP = (Q_1, \dots, Q_k)^t, \quad (2.60)$$

де $Q_i = [q_{i \min}, q_{i \max}]$, $i = \overline{1, k}$.

Його ширина дорівнює:

$$w(QP) = \|\|w(Q_1), \dots, w(Q_k)\|\|, \quad (2.61)$$

де $w(Q_i)$ позначає ширину i -го інтервалу.

Рівняння запишемо у вигляді

$$F_n(X_n, Y, Q_n) = 0; \quad (2.62)$$

$$F_m(X_m, Y, Q_m) = 0, \quad (2.63)$$

де F_n, F_m – оператори моделей відповідно, а $Q_m \leq Q_n$.

Замінив компоненти вектора Q_n відповідними компонентами інтервального вектора QP , із (10) отримуємо інтервальне рівняння, розв'язання якого інтервальними методами дає інтервальне значення вихідного вектора Y^n з компонентами

$$Y_i = [y_{li}^n, y_{vi}^n], \quad i = \overline{1, m}, \quad (2.64)$$

де y_{li}^n, y_{vi}^n – нижня і верхня межа i -го інтервалу відповідно.

Аналогічним чином, розв'язуючи рівняння (2.63), отримуємо інтервальний вектор Y^m .

Введемо інтервальну оцінку похибки моделювання i -ї вихідної характеристики $\varepsilon_i = [\varepsilon_{li}, \varepsilon_{vi}]$, де $\varepsilon_{li} = (y_{li}^n - y_{li}^m)/y_{li}^n$, $\varepsilon_{vi} = (y_{vi}^n - y_{vi}^m)/y_{vi}^n$ – допустимі похибки, що відповідають нижній і верхній межі інтервалу i -ї вихідної характеристики. Для монотонних характеристик перевірка збереження адекватності АМ зводиться до виконання умов

$$\varepsilon_{li}^z \geq \varepsilon_{li}^\phi, \quad \varepsilon_{vi}^z \geq \varepsilon_{vi}^\phi. \quad (2.65)$$

Сьогодні відомі інтервальні методи розв'язання лінійних рівнянь як з інтервальними коефіцієнтами, так і з інтервальною правою частиною. Ці методи можна застосувати і до систем диференціальних рівнянь [104 – 106]. При цьому для підвищення точності оцінок необхідно враховувати як

інтервальні лише ті параметри, зміни яких призводять до незалежних варіацій елементів матриці моделі.

Наприклад, оцінюючи ОА частотної моделі з монотонними характеристиками, будується гіперпаралелепіпед у просторі QE, що не містить вимірювання, що відповідає частоті вхідного сигналу. Розв'язання інтервальних рівнянь (2.62), (2.63) проводиться для фіксованого набору частот з діапазону $[\omega_{\min}, \omega_{\max}]$. Це не дозволяє уникнути багатоваріантного аналізу, але значно скорочує обсяг обчислень. З урахуванням запропонованого вище методу було перевірено, чи виконується умова адекватності такої моделі в діапазоні частот $0 \leq \omega \leq 2000$ Гц у ході зміни двох зовнішніх параметрів при допустимому рівні відносної помилки 3%. Параметр 1 та параметр 2 – еквівалентна ємність та опір, які моделюють зміни постійного часу релаксації струму під електродами. Зміни постійної релаксації струму можуть відбуватися при змінах інтенсивності периферичного кровотоку в процесі терапії. Тому в даному випадку вони будуть зовнішніми.

Використовуючи звичайну інтервальну арифметику та розширення функцій, отримуємо інтервальні значення коефіцієнта передачі моделі для набору частот у заданому діапазоні (табл. 2.1).

Таблиця 2.1 – Частотна характеристика моделі

Частота, Гц	Кп, Параметр 1	Кп, Параметр 2	ε , %
0	0.7576,0.7937	0.7576,0.7937	0,0
500	0.5757,0.6031	0.5785,0.6061	-0.5,0.5
1000	0.3821,0.7400	0.3861,0.4045	-1,1
1500	0.2745,0.2876	0.2789,0.2922	-1.6,1.6
2000	0.2117,0.2273	0.2164,0.2268	-2.2,2.2

Тут параметр 1 змінюється у діапазоні $0,05 \mu\text{F} \leq C_e \leq 0,1 \mu\text{F}$, а параметр 2 – в діапазоні $10 \text{ кОм} \leq R_e \leq 20 \text{ кОм}$, інтервали коефіцієнтів передачі для кожного значення частоти наведені в стовпцях 2 і 3 відповідно, а інтервали відносної помилки – в стовпці 4. Очевидно, для постійного струму інтервал помилки нульовий, зі зростанням частоти він збільшується через зміну часу релаксації. Але не перевищує заданого значення 3%.

Значення інтервальної похибки показує, що фактична ОА вкладена в задану. Тобто, модель у всьому діапазоні зберігає адекватність.

Але точність розглянутого підходу знижується зі збільшенням розмірності простору QE .

2.7 Дослідження та обґрунтування вибору алгоритмів адаптації під час проведення терапевтичних процедур

2.7.1 Дослідження алгоритмів адаптації

У технічних системах є два підходи до організації адаптаційних процесів [107]. За першого адаптивні процеси підтримують об'єкт у стані, що визначається метою та, у цьому сенсі, адаптація є управлінням. За другого підходу адаптивні процеси пов'язані з максимізацією ефективності функціонування деякого об'єкта. Тут адаптація сприймається як оптимізація.

В адаптивних системах управління інформація про об'єкт та зовнішні впливи збирається в ході функціонування, відразу ж обробляється і використовується для вироблення керуючих впливів. Це дозволяє підвищити якість управління в умовах невизначеності та нестабільності об'єкта та середовища функціонування. Методи адаптивного управління у складних системах на сьогоднішній день вже досить розвинені [108 – 109].

При другому підході розв'язання задачі адаптації зводиться до визначення такого керуючого впливу, за якого досягається максимальна ефективність роботи об'єкта і одночасно виконуються всі вимоги, які

висуваються до цього об'єкта. Таке завдання є завданням оптимізації (максимізації ефективності) в умовах обмежень.

Зазвичай адаптація в БТС [7] розглядається як адаптація у складній системі, що складається з чотирьох основних компонентів: комплексу технічних засобів (КТЗ), комплексу програмних засобів (КПЗ), біологічного об'єкта (БО) та особи, яка приймає рішення (ОПР) – кваліфікованого медичного працівника.

Основним засобом адаптації є КПЗ та математичне забезпечення, на основі якого розроблено прикладні програми, що належать до КПЗ, а також ті з технічних засобів, які забезпечують інформаційну підтримку для ухвалення рішення. Об'єктом адаптації виступає БО або його частина, за якою здійснюється терапевтичний вплив.

Як зовнішнє середовище, до якого адаптується КПЗ, в основному розглядається безліч БО, хоча, в більш загальному випадку, можуть розглядатися й інші компоненти.

Адаптація КПЗ до БО означає здатність БТС пристосовуватися до конкретного БО в умовах, що змінюються в часі, з метою досягнення оптимального терапевтичного ефекту на основі наявності апріорної та апостеріорної інформації. Досягнення мети адаптації здійснюється шляхом зміни видів та параметрів впливів, зміна методик їхнього проведення та ін.

З іншого боку, процес терапії може бути поданий як адаптивний пошуковий процес, метою якого є досягнення БО деякого оптимального стану, за якого оцінки ефективності досягають найкращих значень. І тут як об'єкт адаптації виступає сам БО. Зовнішнє середовище визначається на основі аналізу проблемної галузі специфіки розв'язуваної задачі.

Об'єкт адаптації розглядається як система, що навчається, поміщена в середовище, що характеризується імовірнісною реакцією.

Як модель навчальної системи доцільно використовувати ймовірнісний автомат, що навчається, названий автоматом адаптації [110]. Автомат адаптації (АА) здатний приймати два вхідні сигнали: заохочення

(задовільний стан об'єкта середовищ) і покарання (незадовільний стан об'єкта). Стан АА відповідає деякій альтернативі прийнятого рішення. У процесі адаптації на основі відгуків зовнішнього середовища автомат переходить у стан, що відповідає кращій альтернативі прийнятого рішення.

Можлива класифікація видів адаптації показана на рисунку 2.18. Залежно від наявності або відсутності моделі об'єкта адаптації, всі види адаптації поділяються на два класи: адаптація з моделлю та пошукова адаптація (без моделі). Якщо є адекватна модель об'єкта адаптації (у якій пов'язані параметри вхідних величин X , рішення Y , стан об'єкта S , адаптуючого впливу U) для синтезу адаптуючого впливу достатньо за параметрами X за моделлю «обчислити» необхідний адаптуючий вплив U , який має перевести об'єкт адаптації в необхідний стан (максимум ефективності під час виконання заданих обмежень).

У разі, коли кількість можливих ситуацій, які можуть скластися в процесі адаптації невелика, то саме для цих ситуацій можна заздалегідь розв'язати задачу адаптації і заготувати інформацію про необхідні адаптуючі впливи у вигляді дерева оптимальних рішень. Тоді процес адаптації зводиться до оцінки ситуації, вибору інформації про оптимальну адаптуючу дію та реалізації цього впливу в БТС. Такого роду адаптацію природно назвати ап'орною, тому що тут заздалегідь (ап'орі) ставиться відповідність між ситуаціями та необхідними оптимальними впливами.

Зокрема, класами терапевтичних впливів, для яких заздалегідь обумовлюються свої набори процедур, можуть бути: стимуляція різнополярними або однополярними прямокутними імпульсами, стимуляція амплітудно- або частотно-модульованими сигналами, стимуляція серіями модульованих коливань, що чергуються з немодульованими з тим самим співвідношенням тривалостей та ін.

Оскільки заздалегідь не можна передбачити в якій ситуації виявиться БО, синтез адаптуючого впливу необхідно проводити після ретельного попереднього аналізу. Такого роду адаптація є апостеріорною. Так, під час

лікування за допомогою нейром'язової електростимуляції гіпотрофії, наприклад, чотириголових та литкових м'язів, у пацієнтів з тяжкою хронічною обструктивною хворобою легенів ряд етапів може виконуватися наборами альтернативних процедур та їхніх послідовностей [111]. Вибір тієї чи іншої процедури здійснюється за допомогою деякого алгоритму на основі інформації, отриманої після попереднього аналізу.



Рисунок 2.18 – Класифікація видів адаптації

При цьому можливі два варіанти. При першому керуючий вплив синтезується повністю після аналізу вихідних даних. При другому варіанті синтезується послідовність впливів, що управляють, з урахуванням проміжних результатів, отриманих на окремих етапах терапії.

На практиці поширено випадок, коли об'єкт впливу змінюється у часі непередбачуваним чином і адекватна модель відсутня. Це змушує розширити функції адаптуючого пристрою ідентифікацією, тобто процесом синтезу адекватної моделі об'єкта. Ідентифікатор створює модель, адекватну об'єкту,

яка і застосовується для синтезу адаптуючого впливу. Така адаптація є адаптацією з ідентифікатором або з самоналаштувальною моделлю.

Під час електротерапії об'єкт адаптації настільки складний, що важко побудувати його модель. У цьому випадку треба застосувати пошукову адаптацію, яка відрізняється наявністю пошуку, що дозволяє визначити необхідну адаптуючу дію без достовірної моделі об'єкта.

Адаптація структури можлива шляхом незначних її змін, що мають еволюційний характер – еволюційна адаптація, та шляхом вибору однієї з альтернативних структур об'єкта – альтернативна адаптація. У процесі еволюційної адаптації [111] може змінюватися безпосередньо структура об'єкта. Другий спосіб використовується при генетичній адаптації [112 – 114], де закодована інформація про структуру подається у вигляді хромосом, які і зазнають еволюційних змін.

У БТС терапії найбільше значення має альтернативна адаптація, оскільки на окремих етапах виникає завдання вибору одного з наявних альтернативних методів, алгоритмів, моделей. Така проблема може мати місце на таких етапах:

- на етапі вибору стратегії терапії по дереву рішень (пошук у глибину, ширину, із поверненням їхньої модифікації);
- на етапі вибору методик терапії;
- на етапі вибору моделей з ієрархічного ряду моделей.

Значним кроком у розвитку технічних пристроїв для адаптації є підхід, заснований на використанні ймовірнісних автоматів, що навчаються [110]. Робота системи подається як функціонування деякого ймовірнісного автомата, що діє у випадковому середовищі.

Для цього в середовищі, що характеризується випадковою реакцією, міститься ймовірнісний автомат для реалізації функції управління. Адаптація автомата здійснюється шляхом самонавчання у процесі його функціонування. Адаптований автомат (АА) здатний сприймати два вхідні сигнали: заохочення при удачі (+) і покарання при невдачі (-). Під дію цих

сигналів здійснюється перехід АА до нових станів. Залежно від стану АА з його виходу може бути один із вихідних сигналів A_1, \dots, A_n , відповідний альтернативній структурі чи дії, кількість яких має бути великим ($n=2\dots 5$).

Автомат адаптації як кінцевий імовірнісний автомат визначається такою п'ятіркою: $(\{S\}, \{I\}, \{A\}, \Phi, f)$.

$$\begin{aligned} S(t+1) &= \Phi(S(t)), I(t+1); \\ A(t) &= f(S(t)), \end{aligned} \quad (2.66)$$

де $S(t)$ – внутрішній стан автомата в момент t ; $I(t)$ – вхід автомата (відгук середовища – сигнал «заохочення» або «покарання»); Φ – функція переходу зі стану в стан, $\Phi: \{S\} \times \{I\} \rightarrow \{S\}$; $A(t)$ – вихід автомата на момент часу t , тобто його альтернатива (стратегія); f – функція виходу, $f: \{S\} \rightarrow \{A\}$.

Характеристикою середовища є вектор, що має n компонентів: $C = (P_1, P_2, \dots, P_n)$. При цьому P_i є ймовірність того, що за дії чи структуру A ; автомат адаптації отримає від середовища сигнал «заохочення», а з ймовірністю $Q_i = (1-P_i)$ – сигнал «покарання». Тим не менш, хоча P_i об'єктивно існують, автомату вони апріорно невідомі.

Нехай є дві допустимі альтернативи ($n=2$) [107]. У найпростішому випадку алгоритму при успіху (+) потрібно зберігати структуру, що призвела до успіху, а при успіху (-) змінювати її. Тут найкраща альтернатива включатиметься частіше. Насправді в обстановці перешкод, що накладаються на оцінку ефективності об'єкта, цей алгоритм занадто часто «включатиме» не кращу альтернативу, оскільки судження (+) або (-) при цьому часто виявляються помилковими. У цьому випадку необхідно скористатися одним із наступних двох алгоритмів.

Автомат із лінійною тактикою, граф якого показано на рис. 2.19, має два ланцюжки станів. У стані $S_{11} - S_{1m}$ обирається перша альтернатива (A_1), в стані $S_{21} - S_{2m}$ – друга (A_2).

Параметр m характеризує глибину пам'яті АА, його здатність до інерції збереження альтернативи (дії) при успіхах. Видно, що при $m > 1$ кращій альтернативі тут надається більша перевага, ніж у випадку $m = 1$.

Автомат із навчанням (рис. 2.20) має параметр P , що характеризує можливість умовного переходу на графі АА. Величина цієї ймовірності дорівнює ймовірності того, що перший шлях кращий за другий. Цю можливість легко оцінити з урахуванням передісторії роботи алгоритму. За сигналом покарання автомат перетворюється на стан Z , з якого відразу ж повертається або стан A_1 з ймовірністю P , або стан A_2 з ймовірністю $(1-P)$.

Існує значна кількість алгоритмів адаптації [115–117] і вибір одного з них залежить від специфіки задачі. Тому правильний вибір алгоритму адаптації значною мірою визначає успіх створюваної адаптивної системи.

Процес пошукової адаптації має послідовний багатокроковий характер. У зв'язку з цим важливе значення має алгоритм, що визначає послідовність і тип процедур, що виконуються на кожному з багаторазово повторюваних кроків.

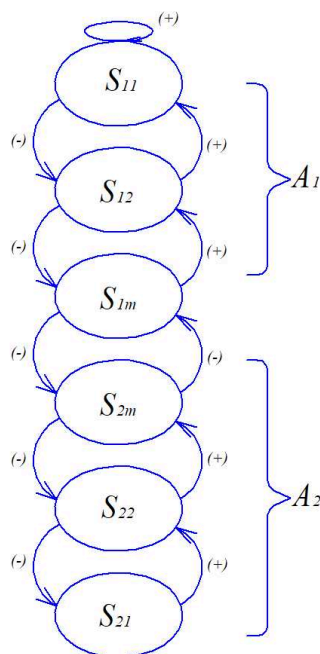


Рисунок 2.19 – Граф автомата з лінійною тактикою

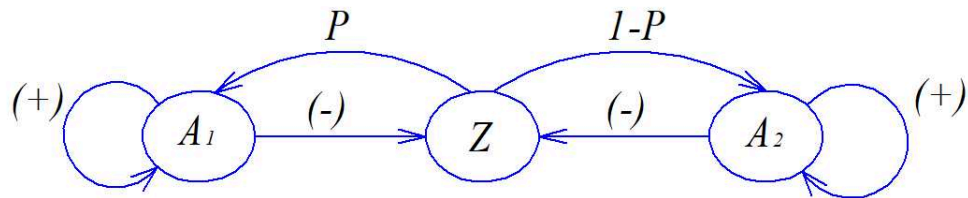


Рисунок 2.20 – Граф автомата з навчанням

2.7.2 Проблема уявлення в адаптивних алгоритмах

Перетворення вихідного формулювання завдання на компоненти деякої адаптивної системи є проблемою представлення. Переважні, очевидно, уявлення з малими просторами рішень.

Як модель об'єкта адаптації використовується АА. Спочатку реалізується деяка вихідна альтернатива. Надалі на кожному кроці робота алгоритму виконується за чотири такти. У першому такті здійснюється розрахунок параметрів P середовища та об'єкта адаптації після реалізації раніше обраної альтернативи. На другому такті за параметрами P оцінюється стан об'єкта адаптації і виходячи з цього виробляються управляючі сигнали. На третьому такті під впливом керуючого сигналу АА перетворюється на новий стан. На 4-му такті реалізується альтернатива, що відповідає стану АА.

Мета адаптації – знаходження альтернативи, що забезпечує отримання найбільшого значення показника якості F на множині альтернатив структур чи дій A_1, A_2, \dots, A_n . Кожній альтернативі A_i ставиться у відповідність упорядкована група станів $S_i = \{S_{ij} \mid j = 1, 2, \dots, m\}$, де m – число станів групи. Якщо АА знаходиться в одному із станів S_{ij} групи S_i , то реалізується альтернатива (структура чи дія) A_i (рис. 2.21).

Перехід АА з однієї групи станів до іншої відбувається у циклічній послідовності. $\rightarrow S_1 \rightarrow S_2 \rightarrow \dots \rightarrow S_n \rightarrow S_1 \rightarrow S_2 \rightarrow \dots$

Якщо позначити через $M(F_i)$ середні значення показника якості під час використання стратегії A_i , то:

$$M(F_i) = \sum_{i=1}^w F_{iv} / W, \quad (2.67)$$

де F_{iv} – значення показника якості при v -й реалізації A_i ; W – загальна кількість реалізацій A_i на даний момент.

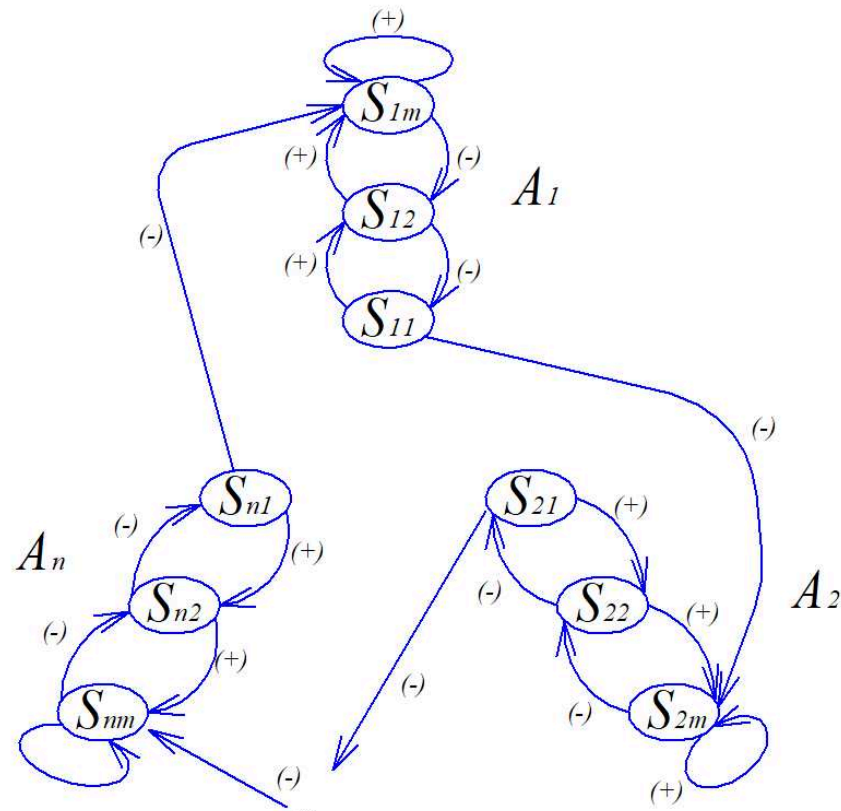


Рисунок 2.21 – Граф реалізації альтернативи (структура чи дія)

Нехай M^* – найкраще значення середнього показника якості серед усіх $M(F_i)$, тоді:

$$(\forall i) [M^* \geq M(F_i)]. \quad (2.68)$$

Під час використання сигналів заохочення, що формуються тоді, коли $F_{iv} - M^* > 0$, та покарання, коли $F_{iv} - M^* < 0$, автомат виконає роботу за чотири такти:

1. Обчислюється оцінка F_{iv} для реалізованої альтернативи A_i .
2. Виробляються сигнали керування шляхом підрахунку $M(F_{iv})$ для кожної альтернативи визначається краще значення M^* і потім за формулами визначається сигнал дії.
3. Відповідно до керуючого сигналу здійснюється перехід автомата в новий стан.
4. Реалізується альтернатива відповідно до стану АА.

Такий автомат забезпечує оптимальну адаптацію у будь-якому заздалегідь невідомому стаціонарному середовищі ймовірності.

Підвищення ефективності роботи АА можливе з використанням принципів штучного інтелекту [116 – 118].

Таким чином, використання адаптації – це найвищий ступінь індивідуалізації, що характеризується наявністю не тільки зворотних зв'язків, але і пристроїв вимірювання та аналізу з властивостями пам'яті та здатних приймати рішення на основі аналітичних побудов та логічних висновків.

2.8 Висновки за другим розділом

1. Розроблено метод адаптивної нейром'язової ЕС, який полягає у реалізації деяких етапів та процедур, набір яких і їхня послідовність залежать від конкретного пацієнта та його стану під час сеансів відновної терапії. Сформульовано завдання оптимальної ЕС, яке реалізується за допомогою ряду станів пацієнта та прийомів, які використовують у процесі терапії.

2. Запропоновано модель електроміостимуляційної характеристики, яка пов'язує амплітуду скорочення м'язів із амплітудою стимулів. Знайдено значення коефіцієнтів моделі, що забезпечують мінімум помилки моделювання. На цій основі отримано аналітичний вираз для розрахунку оптимальної амплітуди електричних стимулів. Побудовано модельну траєкторію, порівняння якої з експериментальною кривою електроміостимуляції дозволяє оцінити точність моделі.

3. Запропоновано модель електроміостимуляційної характеристики, яка пов'язує амплітуду скорочення м'язів із частотою стимулів. Знайдено оптимальні значення коефіцієнтів моделі, що забезпечують мінімум помилки моделювання. На цій основі отримано аналітичний вираз для розрахунку оптимальної частоти електричних стимулів. Побудовано модельну траєкторію, яка дозволяє оцінити точність моделі.

4. Розглянуто експериментальні залежності сила-тривалість під час скорочення скелетної м'язи та здобуті математичні моделі для нормального стану нервово-м'язового апарату та різного ступеня денервації. Похибка моделювання характеристик сила-тривалість у разі патології не перевищує 5%, що цілком прийнятно для практики.

5. Побудовано модель чутливості електростимуляції, яка дає змогу оцінити вплив окремих параметрів стимулів під час їхніх одночасних змін.

6. Запропоновано оцінку області адекватності розроблених моделей в просторі зовнішніх параметрів, засновану на використанні інтервальних методів. Введено інтервальну оцінку точності моделювання певної характеристики, яка зводиться лише до перевірки виконання групи нерівностей. Такий метод оцінки похибки дає можливість постійно контролювати адекватність моделі, оскільки впродовж ряду сеансів характеристики електростимуляції можуть істотно змінитися.

7. Обґрунтовано використання алгоритмів адаптації під час проведення терапевтичних процедур на етапах вибору способів терапії по дереву рішень, вибору методик терапії, вибору моделей та параметрів стимулів з метою досягнення оптимального ефекту.

Перелік використаних джерел у даному розділі наведено у повному списку використаних джерел під номерами: 1–5, 7, 9, 24, 54–118.

3 РОЗРОБКА МЕТОДУ КОНТРОЛЮ ЕФЕКТИВНОСТІ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯЦІЇ У ЧАСІ

Для дослідження стану м'язової системи застосовується метод електроміографії (ЕМГ), який полягає в реєстрації електричних потенціалів м'язів. Якщо м'яз перебуває у стані максимально можливого розслаблення, зазвичай біоелектрична активність відсутня. При невеликих скороченнях м'язів виникають коливання, амплітуда яких досягає 100 – 150 мкВ. Однак довільне максимальне м'язове скорочення призводить до різних значень потенціалу в різних людей і може досягати норми значення 1 – 4 мВ [33].

3.1 Аналіз структури спектра електроміосигналу

Відомо, що з властивостей перетворення Фур'є впливає мультиплікативність спектра сигналу, що генерується однією РО [119]. У [120] показано, що також і у випадку сигналу типу (3.1), в якому враховується генерація сигналів багатьма руховими одиницями, мультиплікативність спектра зберігається і додається новий співмножник, що описує вплив інтерференції сигналів від безлічі рухових одиниць.

$$U(t) = \sum_{k=1}^K U_k(t - \Delta t_k) = \sum_{k=1}^K \sum_{n=1}^N f(t - \tau_n - \Delta t_k). \quad (3.1)$$

Інтерференційні ефекти від складання сигналів від різних РО у спектрі виявляються лише в діапазоні частот поблизу нуля. Діапазон частот визначається стандартним відхиленням $|\Delta \nu| < 1/\sigma$. Якщо величину дисперсії можна порівняти з характерним періодом проходження імпульсів в одній руховій одиниці, то інтерференційні ефекти можуть зовсім не виявлятися в усередненому по реалізації повному спектрі потужності. Спектральна потужність сигналу в цьому випадку практично на всіх частотах буде

пропорційна кількості рухових одиниць, що беруть участь у його формуванні.

Комплексна спектральна функція [121] $A(\omega)$ сигналу (3.1) є

$$A(\omega) = A_0(\omega) \cdot A_1(\omega) \cdot A_2(\omega), \quad (3.2)$$

де

$$A_0(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot e^{-i\omega t} dt, \quad (3.3)$$

$$A_1(\omega) = \sum_{n=1}^N e^{-i\omega \tau_n}, \quad (3.4)$$

$$A_2(\omega) = \sum_{k=1}^K e^{-i\omega \Delta t_k}, \quad (3.5)$$

де i – уявна одиниця, $f(t)$ – вихідна функція.

Під час вивчення детермінованих сигналів та випадкових процесів широко використовується їхнє спектральне уявлення у формі спектральної щільності, яка заснована на перетворенні Фур'є.

Якщо деякий процес або сигнал $f(t)$ має кінцеву енергію та квадратично інтегрує, що характерно і для сигналу електроміограми, то для окремої реалізації можна визначити перетворення Фур'є як випадкову комплексну функцію частоти:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt. \quad (3.6)$$

Але для опису ансамблю це виявляється практично марним. Тому деякі параметри спектра треба відкидати (спектр фаз) і будувати функцію, що характеризує розподіл енергії процесу залежно від частоти. Тоді згідно з теоремою Парсеваля енергія

$$E = \int_{-\infty}^{\infty} |f(t)|^2 dt = \int_{-\infty}^{\infty} |F(\omega)|^2 dt. \quad (3.7)$$

Функція $S_f(\omega) = |f(\omega)|^2$ характеризує розподіл енергії залежно від частоти та є спектральною щільністю реалізації. Усреднення такої функції за всіма реалізаціями дає спектральну щільність процесу [122].

Уявлення частотного складу процесу за допомогою спектральної щільності є найбільш фізичним, тому що виміру приладами піддається саме величина енергії процесу.

Вимірювана приладом спектральна потужність сигналу $S(\omega)$ завжди є дійсною парною функцією та визначається так:

$$S(\omega) = |A(\omega)|^2 = |A_0(\omega)|^2 |A_1(\omega)|^2 |A_2(\omega)|^2 = S_0(\omega) S_1(\omega) S_2(\omega). \quad (3.8)$$

Розглянемо, як впливає на спектр випадковий зсув фаз між різними руховими одиницями. Цей вплив цілком описується функцією $S_2(\omega) = |A_2(\omega)|^2$.

Для розрахунку спектральної потужності необхідно знайти модуль виразу (3.5).

Запишемо:

$$A_2(\omega) = \sum_{k=1}^K e^{-i\omega\Delta t_k} = e^{-i\omega\Delta t_1} + e^{-i\omega\Delta t_2} + e^{-i\omega\Delta t_3} + e^{-i\omega\Delta t_4} + e^{-i\omega\Delta t_5} + \dots \quad (3.9)$$

Використовуючи формулу Ейлера для зв'язку комплексної компоненти з тригонометричними функціями, отримуємо:

$$A_2(\omega) = \cos(\omega\Delta t_1) - i \sin(\omega\Delta t_1) + \cos(\omega\Delta t_2) - i \sin(\omega\Delta t_2) + \cos(\omega\Delta t_3) - i \sin(\omega\Delta t_3) + \dots + \cos(\omega\Delta t_4) - i \sin(\omega\Delta t_4) + \cos(\omega\Delta t_5) - i \sin(\omega\Delta t_5) + \dots \quad (3.10)$$

Після низки перетворень отримуємо:

$$A_2(\omega) = A_2^r(\omega) - i A_2^i(\omega), \quad (3.11)$$

де

$$A_2^r(\omega) = \cos(\omega\Delta t_1) + \cos(\omega\Delta t_2) + \cos(\omega\Delta t_3) + \cos(\omega\Delta t_4) + \cos(\omega\Delta t_5) + \dots, \quad (3.12)$$

$$A_2^i(\omega) = \sin(\omega\Delta t_1) + \sin(\omega\Delta t_2) + \sin(\omega\Delta t_3) + \sin(\omega\Delta t_4) + \sin(\omega\Delta t_5) + \dots \quad (3.13)$$

Остаточно модуль дорівнює:

$$|A_2(\omega)| = \sqrt{[A_2^r(\omega)]^2 + [A_2^i(\omega)]^2}. \quad (3.14)$$

Для обчислення модуля виразу (3.5) необхідно знати явний вид послідовності Δt_k . Ця послідовність формується випадково, тому необхідно визначитися із типом статистики, якій підпорядковується величина Δt_k .

Ймовірність $dW(\Delta t_k)$ отримати значення Δt_k в інтервалі $d(\Delta t_k)$ визначається щільністю ймовірності $p(\Delta t_k)$: $dW(\Delta t_k) = p(\Delta t_k)d(\Delta t_k)$. Якщо потрібно розрахувати спектральну функцію (3.5) однієї реалізації, необхідно задати щільність ймовірності $p(\Delta t)$ та провести чисельне моделювання суми (3.5), використовуючи відповідний генератор випадкових чисел.

На рисунках 3.1 – 3.3 наведено результати чисельного моделювання $|A_2(\omega)|$ у середовищі MatLab для гаусівського розподілу щільності ймовірності $p(\Delta t)$ зі стандартним відхиленням $\sigma = T_0 / 2$, тобто

$$p(\Delta t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \cdot e^{-\frac{\Delta t^2}{2\sigma^2}}. \quad (3.15)$$

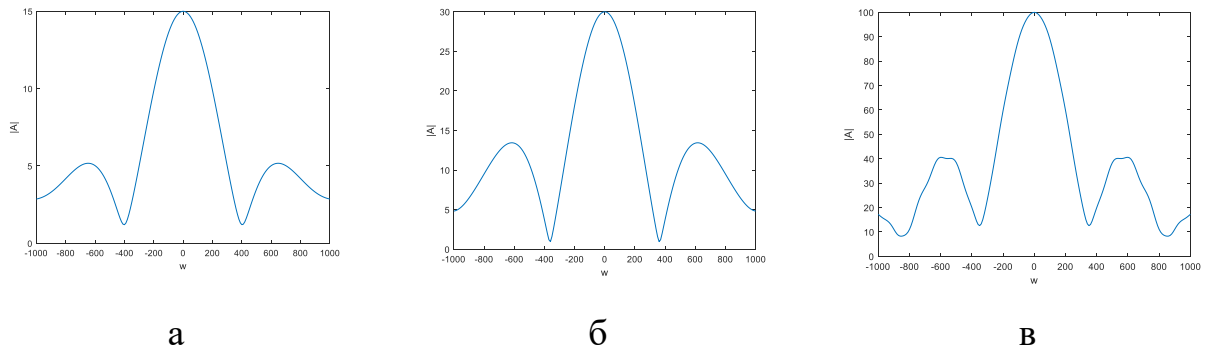


Рисунок 3.3 – Результати чисельного моделювання $|A_2(w)|$ для гаусівського розподілу щільності ймовірності $p(\Delta t)$, обумовленої випадковим зсувом фаз у діапазоні від $-0,01$ с до $0,005$ с, з кількістю рухових одиниць:

а) $K = 15$, б) $K = 30$, в) $K = 100$

Отримані результати чисельного експерименту для різного числа рухових одиниць та різних діапазонів часових зрушень у разі гаусівського розподілу щільності ймовірності можуть бути використані в ході оцінювання ступеня порушення функціонування скелетних м'язів при різних ушкодженнях (наприклад, при травмах, атрофії та ін.), а також у разі вибору оптимальних індивідуальних параметрів електростимуляції під час реабілітаційних процедур.

3.2 Частотно-часовий аналіз сигналу ЕМГ

Ефективна електроміостимуляція має бути заснована на узгодженні властивостей стимулу з фізіологічними параметрами стимульованих м'язів. Об'єктивним діагностичним показником функціонального стану м'язових груп є параметри ЕМГ сигналу [123].

Важливою властивістю нервово-м'язових структур під час подразнення електричними сигналами є залежність збудливості швидкості зміни амплітуди стимулюючого сигналу.

Завдання, вирішення якого залежить від ефективності електроміостимуляційної терапії, є вироблення критеріїв формування стимулюючого впливу.

Таким чином, під час проведення ЕС нервово-м'язового апарату важливий раціональний вибір її режимів та поєднання тонічних та кінетичних скорочень; це суттєво впливає на збільшення маси, розвиток сили, підвищення збудливості та працездатності м'язів.

Для якісної та кількісної оцінки стану нервово-м'язового апарату людини за допомогою електроміограми може бути використаний інформаційний метод частотно-часового аналізу на основі спектрограм [46, 124].

Сумарна електроміографія є визнаним методом дослідження нервово-м'язової системи, заснованим на реєстрації та якісно-кількісному аналізі сумарної біоелектричної активності сукупності рухових одиниць за допомогою нашкірних електродів. Параметри реєстрованого ЕМГ сигналу є об'єктивним діагностичним показником функціонального стану м'язових груп [123, 125].

Метод візуальної оцінки ЕМГ та віднесення її до одного із загальноприйнятих типів за класифікацією Ю.С. Юсевич має певне діагностичне значення, проте вимагає аналізу ступеня насиченості ЕМГ біоелектричними потенціалами, що виявляється лише за кількісної оцінки сигналу [126].

Традиційні методи аналізу сумарної електроміограми базуються на розрахунку статистичних параметрів (середня арифметична амплітуда та частота потенціалів) та візуальній оцінці за загальним видом ЕМГ відповідно до класифікації Ю.С. Юсевич [125].

Метод частотно-часового перетворення реалізується з урахуванням швидкого віконного перетворення Фур'є. Вихідний сигнал на вибраному відрізку множиться на віконну функцію і виконується швидке перетворення Фур'є:

$$Y(\tau_k, f) = \int_0^t [x(t) \cdot \omega^*(t - \tau_k)] \cdot e^{-j2\pi f t} dt, \quad (3.16)$$

де $x(t)$ – вихідний сигнал; $\omega(t)$ – віконна функція; τ_k – величина зсуву за часом; k – порядковий номер зсуву вікна; f – частота; t – час; $\omega^*(t)$ – комплексно пов'язана віконна функція [127].

Далі шляхом зведення у квадрат дійсної частини віконного перетворення Фур'є отримуємо фрагмент спекрограми для поточного вікна:

$$X(t) = |Y(\tau_k, f)|^2. \quad (3.17)$$

Потім вікно зміщується на τ_k , процедура повторюється. Значення зміщення τ_k визначається так, щоб забезпечити перекриття сегментів під час обробки (метод ковзного вікна), а тим самим і безперервність частотно-часового розподілу. Подібно аналізуються всі підінтервали сигналу, і будується результуюча спектрограма. Спектрограма є двовимірною матрицею, рядки якої відповідають часовим відлікам t від початку (0 секунд) до закінчення реєстрації ЕМГ-сигналу, стовпці – частотам f від 0 до 1000 Гц, а в осередках знаходиться амплітуда сигналу електроміограми $A[f, t]$. Основними параметрами частотно-часової обробки є такі: вікно Хеннінга, розмір перетворення 32768 відліків, частота дискретизації 44 кГц, перекриття вікон 50%. Такі характеристики забезпечують якісне частотно-часове представлення електроміограми, високу роздільну здатність за частотою та часом. Ці перетворення здійснюються з використанням відповідного програмного забезпечення.

Визначення частотних параметрів здійснюється автоматично за результатами обчислення спектрограми ЕМГ-сигналу.

Збільшення амплітуди, зменшення медіанної частоти та звуження ефективної ширини спектра ЕМГ-сигналу в нормі відрізняє патологічні стани.

Якісний аналіз структури нестационарного за своєю природою ЕМГ-сигналу та динаміки його параметрів у процесі м'язового скорочення виконується на основі спектрограми, що реалізує графічну візуалізацію амплітудної, частотної та часової складових біомедичного сигналу в реальному режимі часу. Отже, конкретні параметри стимулюючих впливів можуть бути підібрані на основі даних ЕМГ-сигналу, що дозволяє реалізувати ефективний технічний пристрій для проведення індивідуальних терапевтичних процедур [129 – 130].

3.3 Визначення параметрів сигналу та встановлення їхніх зв'язків із відхиленнями

Для проведення кількісного аналізу ЕМГ-сигналів необхідно розрахувати такі параметри частотно-часового подання сумарної ЕМГ: нижня гранична частота, медіанна частота, верхня гранична частота, ефективна ширина спектра та ряд інших. Дані параметри обробки дозволяють оцінити частотне наповнення ЕМГ-сигналу. Область частот, у якій зосереджено щонайменше 90% потужності сигналу, визначає ефективну ширину спектра, що від нижньої і верхньої граничних частот. Медіанна частота належить до робастної статистики, не має великих відхилень і дозволяє краще описувати центральну тенденцію досліджуваного ряду значень [127 – 128].

Середня амплітуда сигналу обчислюється за формулою [128]:

$$A_{cp} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |A[i]|, \quad (3.18)$$

де $A[i]$ – амплітуда i -го відліку зареєстрованого сигналу, N – кількість відліків сигналу.

Нижня і верхня граничні частоти визначають ефективну ширину спектра, тобто область частот, в якій зосереджено не менше 90% потужності сигналу [128, 131]. Медіанною є частота, яка ділить площу під кривою спектральної щільності енергії на дві рівні частини [132].

Визначення частотних параметрів проводиться автоматично за результатами обчислення спектрограми ЕМГ-сигналу. Для цього потрібно розрахувати значення енергії ЕМГ-сигналу в кожному осередку спектрограми [128]:

$$E[i, j] = A[i, j]^2, \quad (3.19)$$

де $A[i, j]$ – амплітуда електроміограми в i -му рядку і j -му стовпчику.

Для визначення медіанної частоти f_m виділяють стовпець з порядковим номером j , який відповідає спектральній щільності енергії сигналу в j -й момент часу [128].

Енергія сигналу, яка зосереджена в ефективній ширині спектра $E_{эфф}[j]$ становить понад 90%, обчислюється за формулою:

$$E_{эфф}[j] = 0,95 \sum_{k=1}^F E[k, j]. \quad (3.20)$$

Нижня гранична частота $f_{нj}$ визначається з умови: різниця між сумою елементів стовпця з індексами від $f_{нj}$ до f_{mj} і значенням $\frac{1}{2} E_{эфф}[j]$ мінімальна за модулем [128].

Верхня гранична частота f_{ej} визначається з умови: різниця між сумою елементів стовпця з індексами від f_{mj} до f_{ej} і значенням $\frac{1}{2} E_{эфф}[j]$ мінімальна за модулем [128].

Ефективна смуга частот електроміограми Δf_j розраховується за формулою $\Delta f_j = f_{ej} - f_{нj}$.

Значення f_{nj} , f_{mj} , f_{vj} , Δf_j , а також середнє значення амплітуди в стовпці A_{cpj} обчислюються для всіх стовпців спектрограми $j = 0 \dots T - 1$. Результатом розрахунків є одновимірні масиви залежностей нижньої граничної частоти частоти, ефективної ширини спектра та середньої амплітуди електроміограми від часу – $f_n[t]$, $f_m[t]$, $f_v[t]$, $\Delta f[t]$, $A_{cp}[t]$ відповідно, а також середньоарифметичні показники f_{ncp} , f_{mcp} , f_{vcp} , Δf_{cp} [128].

Метод частотно-часового аналізу в якісній оцінці функціонального стану нервово-м'язової системи людини реалізується на основі спектрограм. На рис. 3.4 наведено ЕМГ-сигнал м'яза *m. biceps brachii medialis*, а на рис. 3.5 наведено його спектрограму.

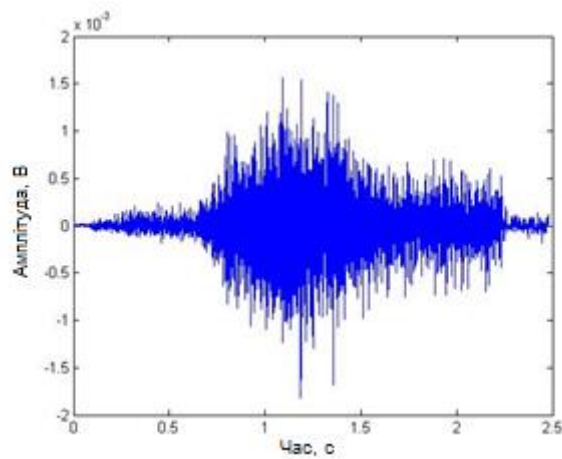


Рисунок 3.4 – ЕМГ-сигнал м'яза *m. biceps brachii medialis*

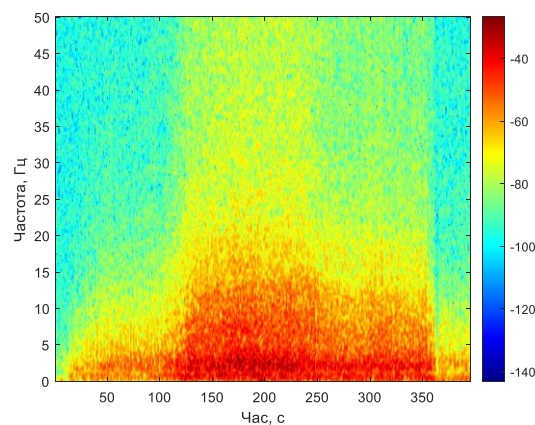


Рисунок 3.5 – Спектрограма м'яза *m. biceps brachii medialis*

Результати кількісної оцінки ЕМГ-сигналів м'яза *m. biceps brachii medialis* наведено в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Середні значення параметрів ЕМГ-сигналів м'яза *m. biceps brachii medialis*

	Випробовувані з нормою	Випробовувані з порушеннями
$A_{ср}, мкВ$	345,62±148,10	189,27±84,00
$f_{н ср}, Гц$	30,11±3,75	29,98±4,77
$f_{м ср}, Гц$	111,44±27,62	123,00±30,07
$f_{в ср}, Гц$	409,07±69,91	446,90±66,22
$\Delta f_{ср}, Гц$	382,09±71,42	415,92±65,35

На рисунку 3.6 наведено зміну середньої амплітуди та ефективної ширини спектра залежно часу для ЕМГ-сигналу м'яза *m. gastrocnemius medialis*.

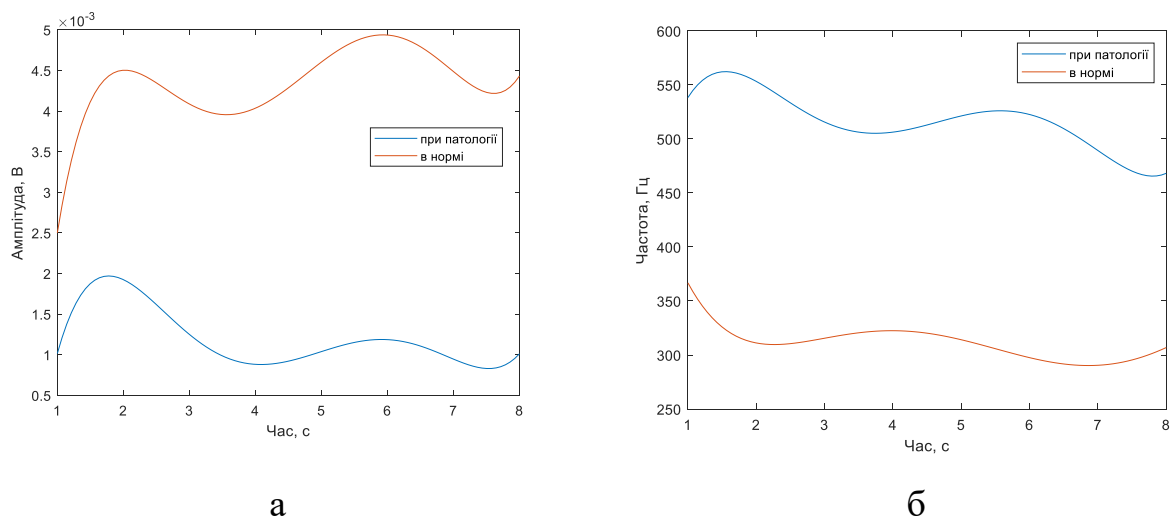


Рисунок 3.6 – Зміна середньої амплітуди (а) та ефективної ширини спектра (б) залежно від часу для ЕМГ-сигналу м'яза *m. gastrocnemius medialis*

Такі ж закономірності виявляються і в інших досліджених м'язових груп (*m. tibialis anterior*, *m. rectus femoris*, *m. vastus lateralis*), виняток становить медіанна частота, значення якої мають неоднозначний характер.

Наявність закономірності збільшення середньої амплітуди та зменшення ефективної ширини спектра сумарної електроміограми в нормі порівняно з відповідними параметрами ЕМГ-сигналів при патології можна використовувати як кількісний критерій для оцінки функціонального стану нервово-м'язового апарату людини. Це є наслідком порушення узгодженої роботи рухових одиниць м'яза, процесами десинхронізації та адаптивної функціональної реорганізації їхньої діяльності при патології. А для оцінки ефективності електростимуляції пропонується використовувати показник відношення середньої амплітуди ЕМГ-сигналу до ефективної ширини спектра ($A_{cp}/\Delta f_{cp}$, мкВ/Гц).

Такий амплітудно-частотний критерій характеризується високою достовірністю та інформативністю щодо оцінки функціонального стану нервово-м'язового апарату людини на основі сумарної ЕМГ. Він дозволяє врахувати основні параметри нестационарного біоелектричного сигналу (амплітуду та частоту) і тим самим проводити швидку та ефективну експрес-діагностику функціонального стану нервово-м'язової системи у процесі терапії.

3.4 Застосування електростимуляційної електроміографії та аналіз викликаних потенціалів

Додаткові дані, а також можливий діагноз, можна отримати за результатом стимуляційної електронеймографії (ЕНМГ). У ЕНМГ дослідженні переважно використовують імпульсний струм. Інтенсивність впливу імпульсу визначається його площею, тобто як амплітудою, так і тривалістю. У сформованих протоколах електроміографа тривалість імпульсу зазвичай встановлена 0.1 мс. За необхідності тривалість можна змінювати,

наприклад, при частковій денервації м'язів тривалість підвищують до 1 мс, так як нерв стає погано чутливим до імпульсів малої тривалості, і амплітуда відповідей може бути заниженою або зовсім відсутня. Тривалість імпульсу більше 1 мс не застосовується, тому що в цьому випадку значно збільшується артефакт від подразнюючого стимулу, який деформує нульову лінію між закінченням подразнюючого стимулу і початком сигналу, що реєструється [39].

Аналіз ЕМГ у відповідь на електричну стимуляцію – комплексний метод, що включає низку самостійних методик [85]:

1) реєстрацію та аналіз викликаного потенціалу м'язів та нервів: потенціал дії нерва, М-відповідь, Н-рефлекс, F-хвилю. При цьому аналізуються такі параметри: латентний період, форма, амплітуда, тривалість викликаного потенціалу, динаміка зміни викликаного потенціалу під час поступового зростання сили подразнення;

2) визначення числа рухових одиниць, що функціонують;

3) визначення швидкості визначення імпульсу по рухових та чутливих волокнах у різних сегментах нервового стовбура;

4) підрахунок та аналіз ряду коефіцієнтів: краніокаудального та мотосенсорного, асиметрії, відхилення від контрольної величини показника.

Потенціал дії нерва обумовлений електричною активністю волокон периферичних нервів у відповідь на електричне подразнення нервового стовбура. Потенціал дії нерва є сумарним потенціалом дії, що складається з потенціалів окремих чутливих та нервових волокон різного діаметра, ступеня мієнізації та порога збудження. Розрізняють потенціал дії змішаного нерва, що становить комплексну відповідь рухових та чутливих нервових волокон, а також потенціал дії чутливих та рухових волокон нерва. Під час вивчення потенціалу дії нервів звертають увагу на інтенсивність порогового подразнення, форму, амплітуду та тривалість викликаного потенціалу, його латентний період. При поступовому збільшенні сили подразнення амплітуда потенціалу дії нерва збільшується і, як правило, досягає максимальної

величини при силі стимулу, що ще не забезпечує максимальну амплітуду М-відповіді [2, 34, 88]. Більшість дослідників використовують поверхневі (нашкірні) біполярні подразнюючі електроди.

У практиці ЕМГ-дослідження хворих з різними руховими порушеннями важливо визначити ступінь зміни того чи іншого показника порівняно з нормою, а також динаміку показника з прогресуванням рухових порушень або регресу симптоматики на тлі терапії, що проводиться. З цією метою досліджуються коефіцієнти відхилення від норми та відхилення від вихідної величини для будь-якого ЕМГ-показника (табл. 3.2).

Таблиця 3.2 – Основні параметри викликаних потенціалів під час деяких захворювань нервово-м'язової системи

Клінічний стан пацієнта	Основні параметри							
	Амплітуда М-відповіді, мкВ		Тривалість М-відповіді, мс	Амплітуда ПД нерва, мкВ	$ШПД$, м/с	$ШП_{сенси}$, м/с	Число РО	K_d/K_c
	A_{max}	A_{min}						
Здорова людина	6266±263	25,1±2,0	19,6±1,2	51,2±5,8	61,0±1,5	66,7±1,5	245±9	91±2
Поліневропатія	Знижено	Підвищено	Норма	Знижено	Знижено	Знижено	Знижено	Норма
М'язова дистрофія	Знижено	Підвищено	Норма	Знижено	Знижено	Знижено	Знижено	Знижено
Геміпарез	Підвищено	Підвищено	Норма	Підвищено незначно	Підвищено незначно	Підвищено незначно	Знижено	Норма
Спинальна аміотрофія	Знижено	Підвищено	Знижено	Знижено незначно	Знижено	Знижено	Знижено	Норма
Міотонія	Підвищено незначно	Підвищено	Підвищено незначно	Підвищено	Підвищено незначно	Знижено незначно	Знижено	Норма

Це дає можливість отримати додаткову інформацію на тлі проведення терапевтичних процедур. Але на підставі одного електроміографічного дослідження часто неможливо вирішити питання про нозологічну приналежність нервово-м'язового захворювання. У комплексі з іншими методами ЕМГ дозволяє уточнити діагноз, вирішити питання щодо застосування додаткових методів дослідження (біопсія м'язів та ін.).

3.5 Висновки за третім розділом

1. Досліджено модель електричного сигналу м'яза як суми імпульсних випадкових сигналів, відповідних сигналам рухових одиниць. Проаналізовано сигнал, який утворено сумою обмеженої кількості імпульсних сигналів.

2. Отримано структуру спектра ЕМС, який подано у вигляді суми зміщених за часом відносно один одного періодичних імпульсів. Встановлено зв'язок між статистичними властивостями випадкової різниці фаз та видом спектра потужності сигналу, що дозволяє розрахувати спектральну щільність електроміографічного сигналу залежно від кількості рухових одиниць та різних фазових зрушень між ними.

3. Запропоновано проведення аналізу сигналу ЕМГ для отримання параметрів частотно-часового подання сумарної електроміограми.

4. Запропоновано використати амплітудно-частотний критерій – показник відношення середньої амплітуди ЕМГ-сигналу до ефективної ширини спектра, що дає змогу проводити ефективну експрес-діагностику функціонального стану нервово-м'язової системи у процесі терапії.

5. Проведено аналіз процесу обробки параметрів викликаних потенціалів стимуляційної електроміограми в ході адаптивної електростимуляції з метою контролю її ефективності або встановлення діагнозу під час деяких захворювань нервово-м'язової системи.

Перелік використаних джерел у даному розділі наведено у повному переліку використаних джерел під номерами: 2, 34, 39, 46, 85, 88, 119 – 132.

4 АПАРАТНО-ПРОГРАМНИЙ КОМПЛЕКС ЗАСОБІВ ДЛЯ РЕАЛІЗАЦІЇ МЕТОДУ АДАПТИВНОЇ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯЦІЇ

Для досягнення поставленої в роботі мети пропонується наступний комплекс апаратно-програмних засобів для практичної реалізації методу адаптивної електростимуляції.

4.1 Побудова структури апаратно-програмного комплексу адаптивної м'язової електростимуляції

4.1.1 Загальна структура апаратно-програмного комплексу

З метою підвищення ефективності терапевтичних процедур розроблена структура апаратно-програмного комплексу (АПК) (рис. 4.1), яка реалізує спосіб формування оптимальних параметрів впливу міоелектростимуляції пацієнта залежно від поточного стану м'язів.

Мікропроцесорний електростимулятор (ЕС) формує послідовність електричних імпульсів із заданими параметрами. Електродна система (Е) забезпечує, по-перше, передачу імпульсів на нервові закінчення, що призводить до активного скорочення м'язів, по-друге, реєстрацію сигналів ЕМГ. БО визначає основні параметри ЕМГ, а також аналізує параметри СЕМГ, що дозволяє здійснювати автоматичне коригування параметрів стимуляції (коло зворотного зв'язку 1). Передбачено можливість попереднього налаштування, зміни та коригування параметрів стимуляції безпосередньо особою, яка приймає рішення (Л) (коло зворотного зв'язку 2). Додаткове коло зворотного зв'язку необхідно, насамперед, у випадках, коли зміна параметрів стимуляції здійснюється внаслідок змін стану пацієнта, що не вимірюються інструментально (почервоніння шкіри, больові відчуття тощо). ПЗП через систему датчиків забезпечує збір параметрів пацієнта таких, як температура, ЧСС, частота дихання, вага тощо. За допомогою

локальної бездротової мережі через інтерфейсний блок вони надходять у блок обробки на основі ПЕОМ.

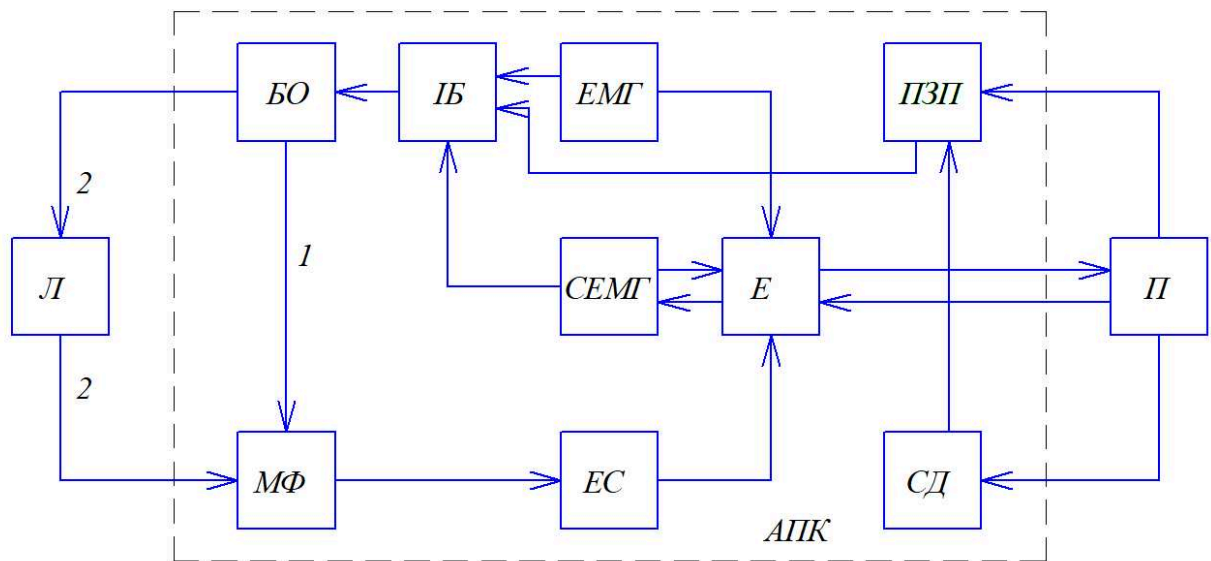


Рисунок 4.1 – Структура апаратно-програмного комплексу адаптивної м'язової електростимуляції

Л – особа, що приймає рішення (ОПР), лікар; ЕМГ – модуль реєстрації електроміограми; ЕС – електростимулятор; МФ – модуль формування параметрів впливу; Е – електродна система; П – пацієнт; БО – блок обробки; СЕМГ – блок стимуляційної ЕМГ; ІБ – блок інтерфейсу; ПЗП – підсистема збору параметрів; АПК – апаратно програмний комплекс; СД – система датчиків

Запропонована структура комплексу забезпечує можливість обліку індивідуальних особливостей пацієнтів і вибору форми та параметрів стимулюючих впливів, оптимальних у певному сенсі, для впливу на нейром'язові структури з метою досягнення позитивного терапевтичного і тренувального ефекту.

4.1.2 Медичні та технічні вимоги щодо окремих елементів комплексу адаптивної електростимуляції

Для підтримання сталих характеристик ЕМГ-сигналу необхідно здійснювати правильне позиціонування електродів на поверхні шкіри. Для отримання максимальної амплітуди сигналу електроди накладаються на так звані рухові точки. Розташування цих точок достатньо добре відомо. Для отримання стабільного контакту електрод-шкіра і зменшення імпедансу шкірного покриву, місце накладення електродів необхідно належним чином підготувати [35].

Необхідно використовувати електроди з матеріалів, які б забезпечували стабільний контакт шкіра-електрод протягом тривалого часу, а також були мало схильні до ефектів поляризації. У цьому випадку доцільно використовувати електроди із срібла, хлорсрібні електроди, або із золота [75].

Геометрія електродів впливає на амплітуду сигналу, що знімається, а також на рівень перехресних перешкод. Основними параметрами є міжелектродна відстань і площа поверхні, зайнята електродом. Амплітуда сигналу буде прямо пропорційна міжелектродній відстані, в той час як смуга пропускання зі збільшенням цієї відстані зменшуватиметься. Оптимальною є відстань в межах 8 – 30 мм [1, 133]. Збільшення площі поверхні електродів веде до збільшення амплітуди отриманого сигналу, однак зі збільшенням амплітуди різко зростає вплив сусідніх м'язів, що створює перехресні перешкоди в корисному сигналі.

Аналіз залежності амплітуди ЕМГ-сигналу від відстані між електродами прямокутної форми з шириною 1 – 2 мм і довжиною 10 мм дозволяє вважати, що в розглянутому інтервалі м'язове волокно можна вважати однорідним провідником [1, 134].

Для процедури електростимуляції застосовуються електроди у вигляді металевих пластин, які накладаються через серветку, змочену в спеціальному

розчині. Електроди на клейовій основі зручні тим, що з ними можна вільно пересуватися, а їхнім недоліком є швидке забруднення. Оптимальними для процедури адаптивної ЕС є багаторазові електроди з струмопровідною вуглецевою тканиною, що призначені для роботи з усіма типами електрофізіотерапевтичних апаратів [1].

До наступної проблеми належать і міографи, у яких різний діапазон вимірювання напруги, що є не можливим реєструвати повну амплітуду корисного сигналу. У багатофункціональному комплексі для проведення нейрофізіологічних досліджень «Нейрон-Спектр-5» діапазон вимірювання напруги становить 5 мкВ – 50 мВ, при цьому відносна похибка вимірювання напруги в діапазоні від 0.1 до 50 мВ – в межах $\pm 5\%$ [135].

Під час відведення сигналу від будь-якої групи м'язів можуть мати місце перехресні перешкоди від сусідніх груп м'язів. Таким чином, необхідно максимально знизити взаємний вплив електричної активності сусідніх м'язів один на одного. Це досягається шляхом оптимального підбору форми електродів, міжелектродною відстанню, вибором точок накладення електродів.

Велике значення має правильне позиціонування електродів на поверхні шкіри. Для отримання максимальної амплітуди сигналу електроди накладаються на так звані рухові точки [35].

Щоб отримати стабільний контакт електрод-шкіра і зменшити імпеданс шкіряного покриву, перед накладенням електродів необхідно належним чином підготувати шкіру [133].

На рисунку 4.2 наочно показано залежність амплітуди сигналу від місця накладення електродів над областю досліджуваного м'яза. При правильному позиціонуванні електродів збільшується амплітуда корисного сигналу, збільшується співвідношення сигнал/шум, зменшується вплив перехресних перешкод від сусідніх м'язів.

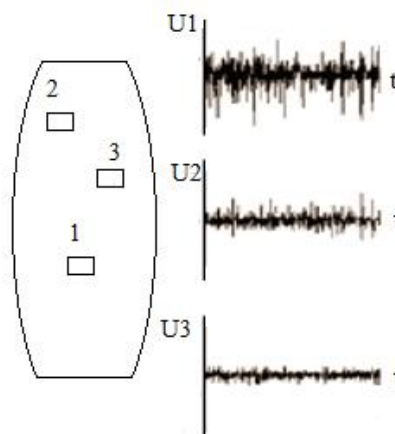


Рисунок 4.2 – Залежність величини сигналу від місця накладення електродів[3]

Необхідно використовувати електроди з матеріалів, які б забезпечували стабільний контакт шкіра-електрод протягом тривалого часу, а також були мало схильні до ефектів поляризації. У цьому випадку доцільно використовувати електроди зі срібла, хлоросрібні електроди, або з золота або платини [75]. Вони не окислюються, слабо поляризуються, але є коштовними.

Перспективно використання ємнісних електродів, у яких провідний шар покривається діелектриком.

Що стосується форми самих електродів, то тут можливі різні варіанти. Необхідно зазначити, що геометрія електродів впливає на амплітуду сигналу, що знімається, а також на рівень перехресних перешкод. Основними параметрами є міжелектродна відстань і площа поверхні, зайнятої електродом. Так, амплітуда сигналу, що знімається, буде прямо пропорційна міжелектродній відстані, в той час як смуга пропускання зі збільшенням цієї відстані зменшуватиметься [2, 134].

На рисунку 4.3 показано залежності рівня перехресних перешкод від міжелектродної відстані та ширини електродів. Ці залежності отримані шляхом використання електродів з шириною 7,5 і 1 мм і зміною відстані між ними.

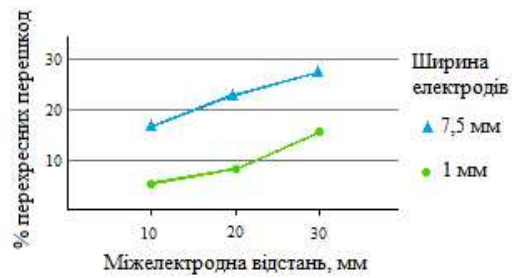


Рисунок 4.3 – Залежність рівня перехресних перешкод від міжелектродної відстані і ширини електродів [75]

Провідність м'язових тканин обумовлена складними біохімічними і біофізичними процесами. Лінійність отриманої залежності амплітуди ЕМГ-сигналу від відстані між електродами дозволяє вважати, що в розглянутому інтервалі м'язове волокно можна вважати однорідним провідником [2, 136].

Однією з фізіологічних властивостей скелетних м'язів є провідність. Провідність – це здатність проводити хвилю збудження. В основі швидкості проведення збудження лежить швидкість біохімічних реакцій, що протікають на мембранах клітин. Електричне подразнення м'язового волокна призводить до зміни іонної провідності мембрани, зумовленого проходженням через натрієві, кальцієві і калієві канали струмів відповідних іонів [2, 137].

Однією з вимог під час використання поверхневих електродів є зменшення перехідного опору електрод-шкіра. Структура контакту електрод-шкіра подана на рис. 4.4.

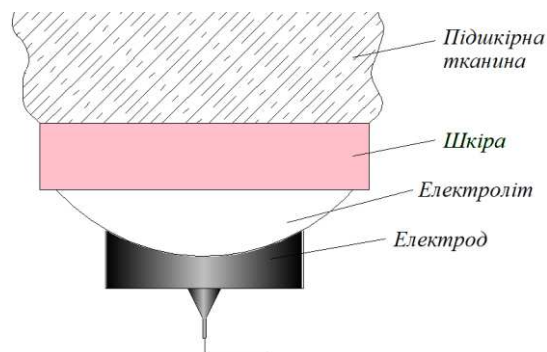


Рисунок 4.4 – Структура контакту електрод-шкіра

4.2 Розробка підсистеми збирання параметрів на основі пристроїв із ZigBee та Wi-Fi протоколами

З метою контролю за станом пацієнта необхідно мати підсистему збору медико-біологічних даних пацієнта. В ході побудови систем збору інформації необхідно організувати, насамперед, мережі. Провідна мережа в даному випадку не має жодного інтересу. Тому єдиним варіантом залишається використання бездротових мереж.

Таким чином, датчики мають підтримувати бездротові протоколи, тобто знімати та за бездротовими протоколами передавати інформацію до приймального пристрою.

Тепер відомо кілька протоколів бездротової передачі даних, які будуть проаналізовані нижче.

Перший протокол, найпоширеніший, це протокол Wi-Fi. Він є стандартним протоколом передачі. Стандарт 802.11b Wi-Fi має високу пропускну здатність, що є безперечною перевагою, багато пристроїв підтримує цей стандарт.

Вищезгаданий стандарт відмінно підходить для передачі великих обсягів інформації. Пристрої на його основі здатні працювати в автономному режимі (від батарей та акумуляторів) на дальності передачі від 10 до 100 м. Ці стандарти дозволяють замінити дротові з'єднання у пристроях [138].

Головним недоліком є високе енергоспоживання та безліч систем датчиків, які не мають можливості використовувати технологію зі стовідсотковою ефективністю [139 – 140], тобто надмірна швидкість передачі для медико-біологічних сигналів.

І третій недолік – організація мережі будується за схемою зірка, тобто зв'язок між пристроями не може бути організований безпосередньо.

Наступним протоколом передачі даних є протокол Bluetooth, що має меншу швидкість передачі, відповідно менше енергоспоживання, особливо Bluetooth 4.0, але відстань передачі значно менше.

Існує ще й протокол ZigBee, розроблений спеціально для реалізації концепції розумного будинку. Характеризується невисокою швидкістю передачі, але для передачі медично-біологічної інформації цілком достатньо, оскільки всі сигнали мають низькочастотний характер. Є дві основні відмінності. По-перше, вкрай низьке енергоспоживання. Датчик має вбудовані акумулятори і здатний працювати протягом декількох років і передавати інформацію. По-друге, структура мережі має підвищену надійність, оскільки передбачено таку схему організації (рис. 4.5). Шлюз, який працює за протоколом ZigBee працює на частоті, 2,4 ГГц і забезпечує зв'язок у разі необхідності з WI-FI роутером. Відмінність цієї технології, це відсутність IP-адреси датчиків, що також є перевагою.

Стандартом передбачено топологію ZigBee мережі «mesh».

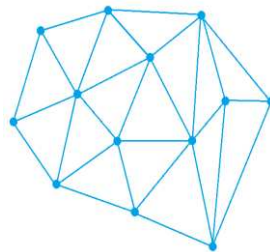


Рисунок 4.5 – Приклад мережної топології «mesh»

На рис. 4.6 показано типову структуру мережі ZigBee

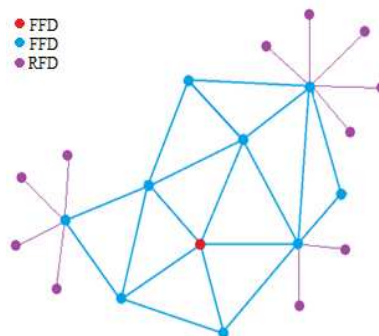


Рисунок 4.6 – Типова структура мережі ZigBee

В таблиці 4.1 наведено порівняння протоколів Wi-Fi, Bluetooth і ZigBee.

Таблиця 4.1 – Порівняння протоколів Wi-Fi, Bluetooth і ZigBee

Стандарт	Частота, ГГц	Максимальна швидкість	Дальність, м	Чутливість, дБм
802.11b Wi-Fi	2,4	11 Мбіт/с	100	-76
802.15.1 Bluetooth	2,5	1 Мбіт/с	10 -100	-70
802.15.4 ZigBee	0,868 0,915 2,4	20 Кбіт/с 40 Кбіт/с 250 Кбіт/с	10-100	-92 -92 -85

Одним із небагатьох недоліків діапазону 2,4 ГГц можна вважати деяку насиченість його спектра абонентами різного походження (мікрохвильові печі, бездротові телефони на частотах 2,4 ГГц, пристрої Bluetooth і 802.11b) [140–141].

Таким чином, для реалізації такої підсистеми необхідно, передусім, мати набір датчиків та пристроїв із вбудованими бездротовими модулями для передачі інформації або пов'язаними із зовнішніми модулями, які можуть здійснювати передачу даних за цифровими протоколами.

Для віддаленого керування через мобільний додаток на Android використовують мережні мости (Bridge), смарт хаби (Smart Hub) або шлюзи (Gateway) [142 – 44].

Як вбудовані модулі для організації ZigBee мережі можна використовувати модулі XBee компанії Digi. Це – завершені модулі ZigBee, які вимагають роботи зовнішніх компонентів. Модулі мають стеки, керування якими відбувається за допомогою AT-команд або API-фреймів за USB-інтерфейсом. Модулі можуть працювати як автономні вузли навіть без застосування зовнішнього мікроконтролера. Робота тоді відбувається за

певним налаштуванням модуля і зберігається в незалежній пам'яті. Конфігурація може включати автоматичне вимірювання аналогових сигналів (10 біт) та/або рівнів на цифрових входах та відсилення цих значень на вузли ZigBee-мережі. Інтервал надсилення даних може задаватися користувачем і змінюватися від часток секунд до декількох днів і тижнів.

Зв'язок бездротової мережі ZigBee з інтернетом показано на рис. 4.7.

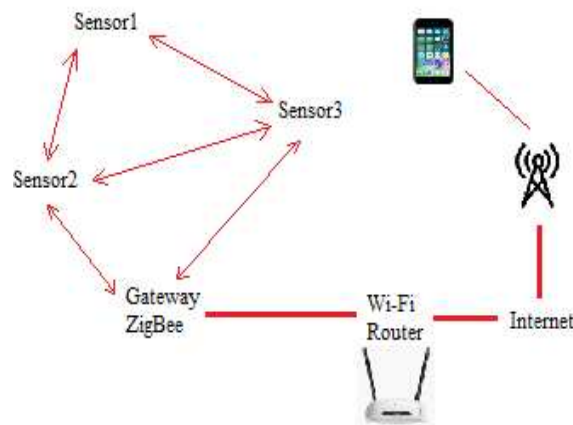


Рисунок 4.7 – Зв'язок бездротової мережі ZigBee з інтернетом

Шлюз працює як міст між пристроями (датчиками) та інтернетом. Він дозволяє користувачеві з будь-якої точки світу відстежувати та керувати всіма пристроями чи датчиками. Для з'єднання з датчиками використовується мобільний застосунок.

Під пристроєм розуміють комплекс для електростимуляції м'язів [1, 10, 145–147], що отримує команди для зняття електроміографічного сигналу, і після обробки здійснюється передача інформації зворотного зв'язку [129, 148–151].

Отримані дані ЕМГ-сигналів обробляються частотно-часовим способом і розраховуються амплітудно-частотні параметри ЕМГ за допомогою програмного застосунка.

4.3 Удосконалення та аналіз підсилювача біопотенціалів для обробки електроміографічного сигналу

4.3.1 Аналіз особливих вимог до перетворювача електроміографічного сигналу

Під час розробки пристроїв отримання ЕМГ-сигналів необхідно враховувати ряд специфічних особливостей даних пристроїв.

Основна складність під час розробки підсилювачів ЕМГ-сигналу в тому, що ці сигнали мають дуже маленьку амплітуду (від 20 мкВ до 2 мВ при максимальному скороченні м'яза), при цьому на корисний сигнал можуть накладатися шуми, амплітуда яких може істотно перевищувати сам ЕМГ-сигнал. Необхідно брати до уваги той факт, що амплітудні характеристики ЕМГ-сигналів для різних м'язів можуть істотно відрізнятися, вони можуть мати різні значення у різних людей [1, 46, 75].

Проблемою є вплив мережного наведення 50 Гц на корисний сигнал. Ситуація ускладнюється тим, що частота 50 Гц знаходиться в спектрі корисного сигналу, який має діапазон 20 – 500 Гц. Для заглушення цієї однієї лише фільтрації сигналу виявляється недостатньо [75].

З урахуванням структури контакту електрод-шкіра (рис. 4.4) еквівалентна схема контакту електрод-шкіра може бути подана наступною еквівалентною електричною схемою (рис. 4.8).

Проблема в тому, що різні перехідні опори електрод-шкіра по різних каналах призводить до того, що синфазна перешкода, яка присутня на тілі людини, виступає як корисний диференційний сигнал, і далі значно підсилюється. Тому необхідно зменшувати перехідний опір, щоб вирівняти різницю міжелектродних потенціалів.

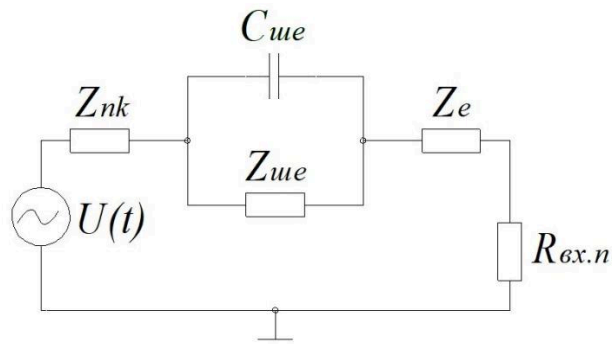


Рисунок 4.8 – Еквівалентна електрична схема електрод-шкіра

$U(t)$ – джерело біопотенціалу; Z_{nk} – опір підшкірних тканин; $C_{ше}$, $Z_{ше}$ – ємність і опір контакту електрод-шкіра; Z_e – опір електрода; $R_{вх.п.}$ – вхідний опір підсилювача біопотенціалів

Побудуємо еквівалентну схему, що включає перехідний опір електрод-шкіра ($R_{ше}$) і вхідний ланцюг диференціального підсилювача ($R_{д}$, $R_{сф}$) (рис. 4.9). Джерело напруги $U_{сф}$ моделює присутність синфазної перешкоди на тілі людини. Різниця в перехідних опорах електрод-шкіра врахована наявністю поправки $\Delta R_{ше}$.

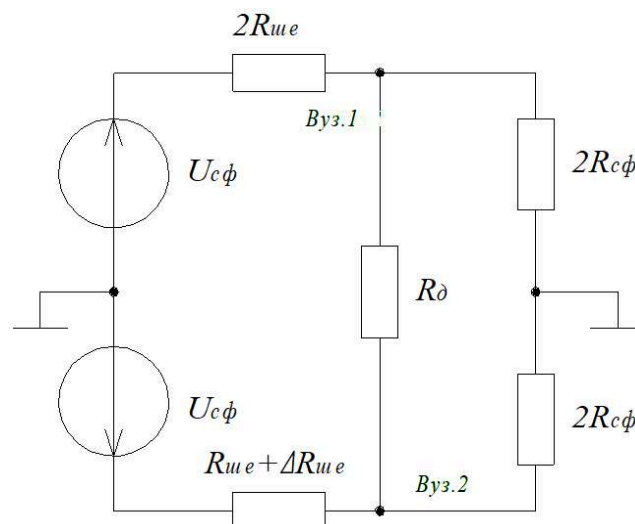


Рисунок 4.9 – Еквівалентна схема для розрахунку коефіцієнта режекції

Оскільки на практиці завжди виконується співвідношення $R_{\text{диф}} \gg R_{\text{ше}}$, то для потенціалів вузлів 1 і 2 до входу підсилювача прикладається різниця:

$$U = \phi_1 - \phi_2 = U_{\text{сф}} 2R_{\text{сф}} \left(\frac{\Delta R_{\text{ше}}}{(R_{\text{ше}} + \Delta R_{\text{ше}} + 2R_{\text{сф}})(R_{\text{ше}} + 2R_{\text{сф}})} \right), \quad (4.1)$$

де ϕ_1 – потенціал вузлу 1, ϕ_2 – вузлу 2, $U_{\text{сф}}$ – джерело напруги, $R_{\text{сф}}$ – вхідний опір диференціального підсилювача, $\Delta R_{\text{ше}}$ – різниця в перехідних опорах електрод-шкіра, $R_{\text{ше}}$ – перехідний опір електрод-шкіра. Нехтуючи величинами $R_{\text{ше}}$ і $\Delta R_{\text{ше}}$ порівняно з $R_{\text{сф}}$ (т.к. $R_{\text{сф}} \gg R_{\text{ше}}$), отримуємо:

$$U \approx U_{\text{сф}} \frac{\Delta R_{\text{ше}}}{2R_{\text{сф}}}. \quad (4.2)$$

Ця різниця є диференційним сигналом, тобто

$$U_{\text{вх.диф.}} = \frac{\Delta R_{\text{ше}}}{2R_{\text{сф}}} U_{\text{сф}}, \quad (4.3)$$

і коефіцієнт передачі синфазного сигналу на вихід у вигляді диференційного:

$$K_{\text{рс}} = \frac{U_{\text{вх.диф.}}}{U_{\text{сф}}} = \frac{\Delta R_{\text{ше}}}{2R_{\text{сф}}}. \quad (4.4)$$

З урахуванням формули для знаходження коефіцієнта режекції:

$$H = \frac{K_{\text{рр}}}{K_{\text{рс}}}, \quad (4.5)$$

при $K_{\text{рр}} = 1$ остаточно знаходимо:

$$H = \frac{2R_{\text{сф}}}{2\Delta R_{\text{ше}}}. \quad (4.6)$$

Таким чином, різниця в перехідних опорах електрод-шкіра обмежує коефіцієнт режекції вхідного ланцюга. Тому з метою зменшення перехідного опору необхідно ретельно застосовувати спеціальні пасти.

4.3.2 Аналіз схеми підсилювача біопотенціалів

Як інструментальний підсилювач доцільно використовувати мікросхеми AD620 фірми AnalogDevices, який вимагає одного зовнішнього резистора для завдання коефіцієнтів посилення. AD620 має низький вхідний шум напруги і низький вхідний шум струму, що робить його гарним вибором для попереднього посилення [153]. Характеристики AD620 наведено в таблиці 4.2, а також чотириканальний операційний підсилювач AD704 фірми AnalogDevices на біполярних транзисторах, який має малий вхідний струм зміщення, характерним для підсилювачів на основі технології BiFET (комбінація біполярних і польових транзисторів), але при цьому має значно менший температурний дрейф ІВ [154]. Характеристики AD704 наведені у таблиці 4.3. Модифіковану автором електричну схему підсилювача біопотенціалів наведено в [154].

Таблиця 4.2 – Характеристики мікросхеми AD620

Назва	Значення
Напруга живлення	4,6...36 В
Струм власного споживання	900 мкА
Програмований коефіцієнт посилення	не має
Максимальна швидкість наростання вихідного сигналу	1,2 В/мкс
Діапазон робочих температур	-40...85°C
Технічна особливість ОП	Low Power
Частота одиничного посилення	1 МГц
Рівень шуму	9 нВ/Гц

Таблиця 4.3 – Характеристики мікросхеми AD704

Назва	Значення
Напруга зсуву	150 мкВ
Дрейф напруги зсуву	1,5 мкВ / °С
Вхідний струм зміщення	270 пА

Проведено моделювання схеми електричної принципової підсилювача біопотенціалів у графічному редакторі програми Multisim. Результати моделювання підтверджують працездатність схеми та дозволяють отримати необхідні характеристики.

4.4 Розробка способу обробки даних у програмах встановлення можливого діагнозу

Діагностика для контролю поточного стану пацієнта шляхом аналізу параметрів викликаних потенціалів має ряд особливостей, що потребує відповідної організації програмного забезпечення. Під час встановлення діагнозу істотну роль відіграє інтерпретація результатів вимірювання параметрів. Оскільки діагноз ставиться на підставі комбінації якісних понять типу «більше-менше-норма», важливо вміти правильно перетворити кількісні величини на якісні. Таке чи зворотне завдання повсюдно виникає під час обробки медико-біологічної інформації та вирішується по-різному [83 – 85]. Помилки перетворення можуть призвести не тільки до помилки в постановці діагнозу, але і до неможливості його постановки. При цьому ймовірність помилки інтерпретації зростає на межі якісних областей, особливо таких, як «знижена – знижена незначно», «підвищена – підвищена незначно». Облік можливості помилок перетворення впливає на програму постановки діагнозу, оскільки істотно ускладнює її логіку. Крім того, після проведення терапії можливі не тільки зміна діагнозу, але й зміна якісних показників, наприклад,

перехід з категорії «знижено» в категорію «знижено незначно», що може говорити про позитивну динаміку лікування.

Для обліку вище викладеного пропонується будувати програму діагностики, яка оброблятиме спеціальним чином закодовані результати обстеження.

Відповідно до таблиці діагностики, у постановці діагнозу беруть участь вісім кількісних показників, якість яких розбито на п'ять груп: норма, знижена незначно, знижена, підвищена незначно, підвищена. Надамо кожному рівню угруповання число від 0 до 4: 0 – норма, 1 – знижена незначно, 2 – знижена, 3 – підвищена незначно, 4 – підвищена. Тепер, якщо розташувати показники у певному порядку і замінити якісний показник відповідним числом, отримаємо восьмизначне слово S у п'ятірковій системі числення (код), що відповідає деякому діагнозу. Отримане слово можна записати у вигляді числа D у звичайній десятковій системі числення. Це число також відобразить той самий діагноз.

Наприклад, для здорової людини слово буде таким: 00000000_5 або 0_{10} . Але у разі помилки інтерпретації діагнозу «здоровий» відповідатиме і $00000001_5=1_{10}$, і $00000300_5=75_{10}$, тощо.

Таким чином можна отримати множину:

$$M = \bigcup_{i=1}^6 m_i, \quad (4.7)$$

де $m_i, i = \overline{1,6}$ – множина чисел $m_i = \bigcup_j D_{ij}$, де D_{ij} – j -е десяткове число, що відповідає i -му діагнозу.

Алгоритм отримання елементів множини M полягає в побудові всіх можливих значень кодів S з подальшим переведенням у десяткову систему числення. Проблеми побудови завадостійких кодів у теорії інформації розроблені досить повно [83], проте практично все завадостійке кодування пов'язане зі збільшенням розрядності кодового слова. У нашому випадку

виправлення помилки в одному розряді коду вдається уникнути без збільшення розрядності кодового слова.

Розглянемо приклад отримання підмножини можливих значень множини D при діагнозі поліневропатія з помилкою в інтерпретації A_{max} .

Так, відповідно до таблиці 3.2 і прийнятого вище кодування градацій якісних показників, п'ятіркове слово S у разі відсутності помилок інтерпретації дорівнюватиме 24022220_5 , яке згідно з таблицею перекладу (табл. 4.4) дорівнюватиме 39022_{10} .

Таблиця 4.4 – Таблиця перекладу S в D

Вага v_i	5^7	5^6	5^5	5^4	5^3	5^2	5^1	5^0
S	0	2	2	2	2	0	4	2
$S_i * v_i$	0	31250	6250	1250	250	0	20	2
$D = \sum_{i=1}^8 S_i v_i$	39022							

У таблиці 4.5 наведено фрагмент множини M .

Таблиця 4.5 – Фрагмент множини кодів M , що враховують одну помилку інтерпретації

Діагноз	Без помилок	Помилка в інтерпретації								
		A_{max}				A_{min}				...
Здорова людина	0	1	2	3	4	5	10	15	20	...
Поліневропатія	39022	39020	39021	39023	39024	39002	39007	39012	39017	...
М'язова дистрофія	189022	189020	189021	189023	189024	189002	189007	189012	189017	...
Геміпарез	42899	42895	42896	42897	42898	42879	42884	42889	42894	...
Спинальна аміотрофія	38947	38945	38946	38948	38949	38927	38932	38937	38942	...
Міотонія	36848	36845	36846	36847	36849	36828	36833	36838	36843	...

При помилці в інтерпретації A_{max} множина $S_{ном}$ міститиме 4 значення вектора S , а саме: $S_{ном} = \{04022220; 14022220; 34022220; 44022220\}$, що відповідає множині $D_{ном} = \{39020; 39021; 39023; 39024\}$.

Таблицю кодів можна розрахувати одноразово та зберегти, наприклад, у файлі на зовнішньому носії.

Даний спосіб обмежується урахуванням лише однієї помилки. Це пов'язано з тим, що подвійна помилка може призвести до хибних висновків, бо у такому разі одне й те саме кодове слово може належати до різних діагнозів. Проте, це не є вадю засобу, а належить до системи діагностування захворювань.

4.5 Розробка програмного забезпечення інформаційної підсистеми для адаптивної електростимуляції

Основою під час розробки даного програмного забезпечення стало врахування усіх аспектів, пов'язаних із вибраним напрямом діагностики: механізм діагностики, основні принципи методу, способи обробки даних та інтерпретація результатів. На рис. 4.10 наведено структурно-функціональну схему програмного застосунку.

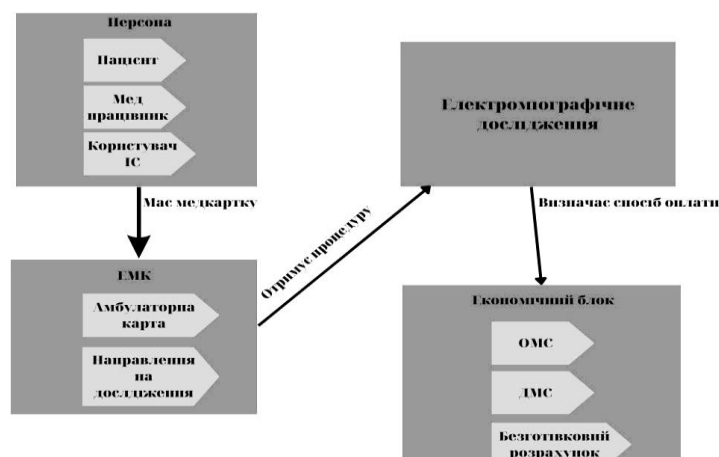


Рисунок 4.10 – Структурно-функціональна схема програмного застосунку

4.5.1 Розробка бази даних

Основою програмного забезпечення є база даних.

Основними предметно-значущими сутностями створеної БД є: Пацієнт (DataBase_Patient), спеціаліст, який проводить електроміографічне дослідження (Лікар) (DataBase_Doctor), Дослідження (DataBase_Research), Діагностика (DataBase_Diagnosis). Постановка первинного діагнозу (DataBase_PrimaryDiagnosis).

Основними предметно-значущими атрибутами сутностей є:

Пацієнт: код пацієнта, прізвище, ім'я по батькові, дата народження, телефон, місце проживання, код сімейного лікаря, який займається лікуванням;

Лікар (спеціаліст кабінету електроміографічних досліджень): код лікаря, прізвище, ім'я, по батькові, контактний телефон, логін, пароль;

Дослідження: код запису, код пацієнта, дата та час.

Діагностика (довідкова таблиця): Амплітуда М-відповіді, мкВ; Тривалість М-відповіді, мс; Амплітуда ПД нерва, мкВ; ШПІД, м/с; ШПІ_{сенс}, м/с; Число РО;КД/Кч;

Постановка діагнозу: код захворювання, код пацієнта.

Між сутностями DataBase_Doctor і DataBase_Patient необхідно встановити зв'язок «один-багато», тобто один лікар може проводити діагностику у кількох пацієнтів.

Між сутністю DataBase_Patient і DataBase_Research, необхідно встановити зв'язок «один-багато», тобто кожному пацієнту кілька разів можуть провести дослідження та видати результати діагностики.

Між сутністю DataBase_Patient і DataBase_PrimaryDiagnosis встановлюється зв'язок «один до одного», тобто кожний пацієнт може отримати лише один первинний діагноз.

На рис. 4.11 наведено діаграму, що відображає відносини «Сутність-Зв'язок».

Проведемо нормалізацію стосунків.

Відношення знаходиться в першій нормальній формі (1НФ), якщо всі його атрибути прості, і воно не має записів, що повторюються (рядків-дублікатів). Ключ забороняє повторення записів. У створеній БД усі таблиці мають ключове поле з унікальним індексом, отже, умови 1НФ виконуються.

Відношення знаходиться у другій нормальній формі (2НФ), якщо воно має 1НФ і кожен його ключовий атрибут залежить від повного ключа, але не від його підмножини. Іншими словами, у такому відношенні не має бути функціональних залежностей не ключових атрибутів від частини (підмножини) ключа. У створеній БД немає таблиць зі складовим ключем.

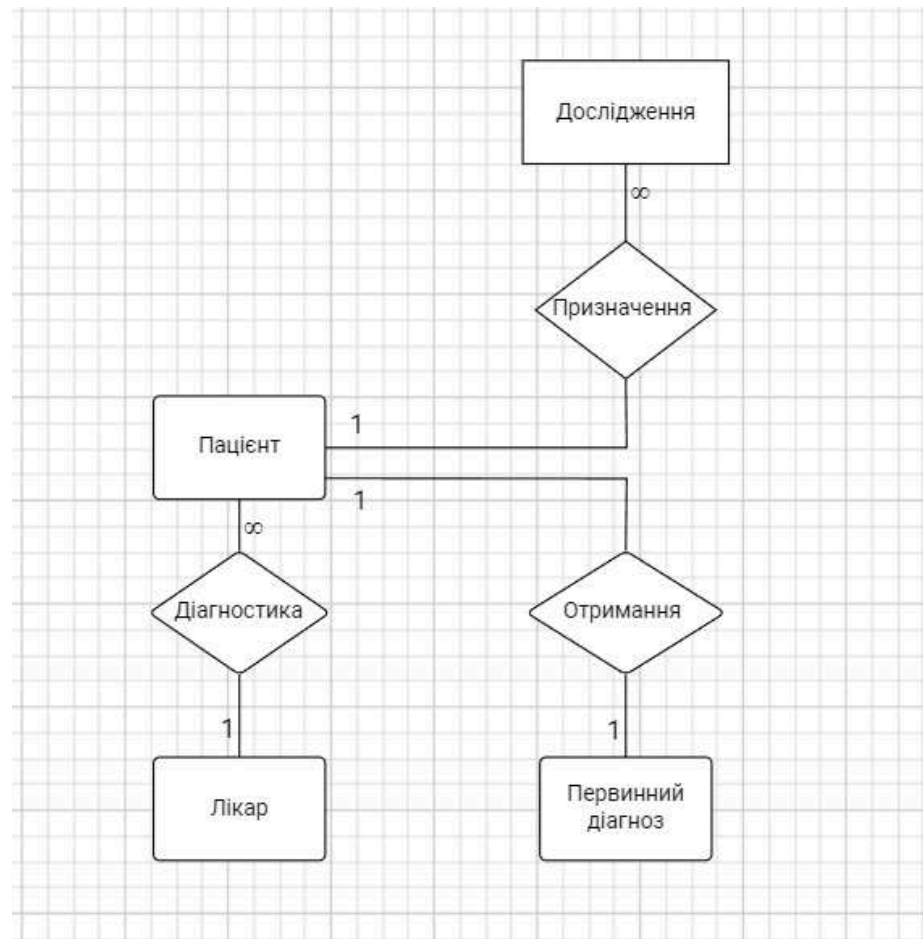


Рисунок 4.11 – ER-діаграма бази даних програмного застосунку

Змінна стосунків знаходиться в третій нормальній формі тоді і тільки тоді, коли вона знаходиться у другій нормальній формі і відсутні транзитивні функціональні залежності неключових атрибутів від ключових. Транзитивна залежність спостерігається у тому випадку, якщо одне із двох неключових полів залежить від первинного ключа, а інше залежить від першого неключового поля. Усі таблиці цієї бази даних перебувають у 3НФ.

На рис. 4.12 наведено схему даних у Microsoft Access, яка наочно відображає таблиці та зв'язки між ними. У схемі даних встановлюються параметри забезпечення зв'язкової цілісності у базі даних.

Цілісність даних забезпечує захист даних по полях зв'язку.

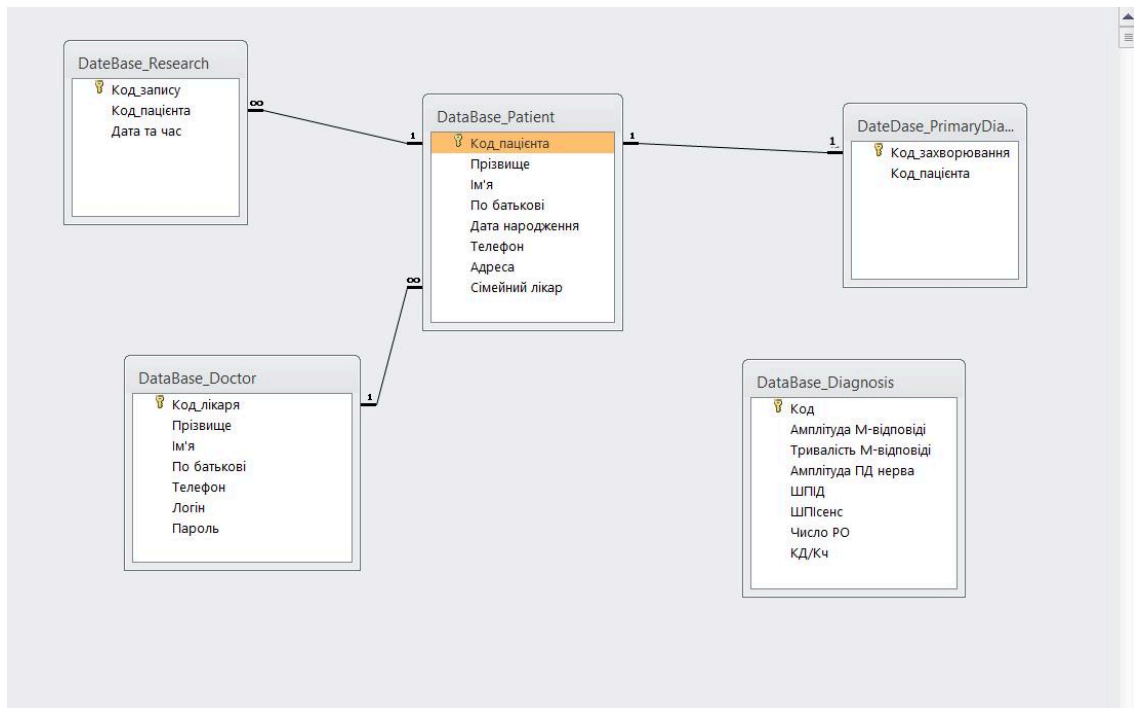


Рисунок 4.12 – Фізична модель бази даних програмного застосунку

4.5.2 Вибір середовища реалізації програмного забезпечення електроміографічних досліджень

Як середовище розробки програмного застосунку вибрано Microsoft Visual C# 2020, яке дозволяє створювати потужні, високопродуктивні

програми.

Visual C# – об'єктно-орієнтована мова програмування як мова розробки додатків для платформи Microsoft .NET Framework. C# належить до сім'ї мов з C-подібним синтаксисом і має статичну типізацію, підтримує поліморфізм, навантаження операторів, делегати, атрибути, події, властивості, узагальнені типи та методи, ітератори, анонімні функції, винятки, коментарі. Найважливішою особливістю мови є реалізація парадигми об'єктно-орієнтованого програмування (ООП). Все C# є об'єктом, навіть сама програма, а всі функції є методами класу.

Мова C# обрана у зв'язку з розрахунком на високу швидкість розробки, легкість підтримки та можливість використовувати Microsoft XNA для подальшої розробки ігрових програм. Програми, написані мовою C#, працюють на програмній платформі Microsoft .NET Framework. Якось написаний додаток під актуальну версію .NET Framework так само виконуватиметься і під наступними версіями незалежно від апаратної архітектури та версії операційної системи. Також платформа .NET Framework підтримує JIT-компіляцію, що додатково прискорює виконання коду у цьому середовищі.

Для зберігання даних у Visual C# 2020 було інтегровано Microsoft Access 2010. Microsoft Access – реляційна СУБД корпорації Microsoft. Вона має широкий спектр функцій, включаючи пов'язані запити, зв'язок із зовнішніми таблицями та базами даних. Створена в Microsoft Access 2010 база даних включає інформацію про пацієнта, щоденник пацієнта та довідкові матеріали, такі як лікарські препарати, перелік токсичних речовин, методики надання невідкладної допомоги або інших способів детоксикації.

Для підключення Microsoft Access до Visual C# використана технологія доступу до даних ActiveX Data Object, що називається серед Visual C# як ADO.NET. ADO.NET – це набір класів, що надають служби доступу до даних програмісту, працює на платформі .NET Framework. ADO.NET має багатий набір компонентів для створення розподілених додатків, які спільно

використовують дані. Це невід'ємна частина платформи .NET Framework, яка надає доступ до реляційних даних, XML-даних та даних програм. ADO.NET задовольняє різні потреби розробників, включаючи створення клієнтських додатків баз даних, а також бізнес-об'єктів середнього рівня, що використовуються програмами, засобами, мовами та браузерами, що надаються за допомогою OLE DB та ODBC. Програми користувача, що використовують спільні дані, можуть використовувати ADO.NET для з'єднання з цими джерелами даних і для отримання, обробки та оновлення наявних у них даних. ADO.NET включає постачальників даних .NET Framework для з'єднання з базою даних, виконання команд та отримання результатів. Дані результати, поміщені в об'єкт ADO.NET DataSet, обробляються безпосередньо, щоб вони могли бути надані користувачеві нерегламентованим чином, об'єднані з даними багатьох джерел або передаються між рівнями.

У програмі реалізована можливість додавання нового пацієнта, редагування його анкети та щоденника, пошук потрібного пацієнта на його ім'я або прізвище.

Більшість маніпуляцій з даними бази здійснюються за допомогою SQL – формальної непроцедурної мови програмування, що використовується для створення, модифікації та управління даними у довільній реляційній базі даних, що керується відповідною СУБД.

Багато баз даних підтримує SQL з розширеннями до стандартної мови. Ядро SQL формує командна мова, яка дозволяє здійснювати пошук, вставку, оновлення і вилучення даних за допомогою використання системи керування і адміністративних функцій. SQL також включає CLI (Call Level Interface) щодо доступу і керування базами даних дистанційно.

CLI (Call Level Interface) – розширення мови SQL, визначене в стандарті SQL:2003 (ISO/IEC 9075-3:2003), описує, як саме програма має відправляти SQL-запити в систему управління базами даних (СУБД) і як саме відновлений набір записів має бути послідовно оброблений додатком.

За допомогою SQL можна описати лише дані, які потрібно витягнути або модифікувати. Як саме це зробити, вирішує СУБД безпосередньо під час обробки SQL-запиту.

4.5.3 Реалізація програмного застосунку у Microsoft Visual C#

Форма авторизації (Login). Форма входу у програму для спеціаліста діагностики, який проводитиме електроміографічне дослідження, дозволяє ввести ім'я користувача та пароль. Якщо перевірку на збіг даних пройдено, здійснюється вхід до системи. Ім'я користувача та пароль зберігається у БД, під час натискання кнопки «Увійти» відбувається перевірка збігу введених даних за допомогою SQL-запиту: `SELECT Count (*) FROM DataBase_Doctor WHERE Login=? and [Пароль]=?` Дані порівняння беруться з полів введення.

Якщо запит повертає хоча б один збіг, то відкривається головна форма. Якщо збігу немає – з'являється повідомлення про помилку і користувачеві пропонується ще раз ввести дані.

Головна форма (InitialForm). На головній формі лікар може переглянути дані пацієнтів, які прийшли на обстеження, анамнез, стан пацієнта та призначене лікування. Також можна знайти та редагувати карту пацієнта. Усі функції здійснюються натисканням певних клавіш на формі.

Вибірка пацієнтів, які записані на дане дослідження для лікаря, що зайшов до системи, здійснюється за допомогою SQL-запиту:

`SELECT * FROM DataBase_Pacient where Лікар (спеціаліст кабінету функціональної діагностики, що проводить ЕМГ дослідження) = " + code_doctor`де `code_doctor` – отриманий з форми Login код лікаря.

Дані про пацієнтів завантажуються в компонент DataGridView.

Під час подвійного натискання кнопкою мишки на пацієнта, який цікавить, лікар отримує відомості про нього. При додаванні нового запису

про пацієнта (про проведені дослідження) до БД із програми додається SQL-запит.

`INSERT INTO DataBase_Pacient` (Результати дослідження, інтерпретовані результати, первинний діагноз) `values (" + research results + ", " + interpreted results + ", " + primary diagnosis + ")`? де перелічені зміни зберігають дані, внесені до полів форми.

Форма електроміографічного дослідження (Research). Дана форма дозволяє лікарю внести дані щодо проведення дослідження пацієнта. Лікар може самостійно вписати необхідні дані, так і скористатися шаблонами.

У цій формі також використовуються функції завантаження з БД `importFromDB ()` і вивантаження в БД `exportToDB ()`.

Функції `importFromDB ()` і `exportToDB ()` необхідні для завантаження даних БД та вивантаження даних у БД. На всіх формах редагування картки пацієнта (задля додавання інформації про дослідження) вони працюють однаково, відмінність лише у вмісті даних, що пересилаються.

Функція видалення неправильно введеної інформації стосовно дослідження реалізована за допомогою SQL-коду* `FROM DataBase_Pacient WHERE (Код_Пацієнта = " + info_delete + ")`, де змінна передає значення коду вибраного пацієнта. Під час натискання на кнопку «Видалити обрані результати дослідження» виводиться системне повідомлення, яке потребує підтвердження видалення.

Для пошуку карти пацієнта за його прізвищем та іменем використовується введення тексту у `textBox` та пошук співпадінь у `DataGridView`. Для відхилення фільтрації необхідно ще раз натиснути кнопку пошуку.

Для детального опису інформації про дослідження необхідно двічі клацнути кнопкою мишки по полю, що цікавить. Дана функція реалізована за допомогою оператор `switch` – оператор управління, що вибирає зі списку можливих варіантів розділ перемикачів, для виконання коду, що міститься в ньому.

Форми, що викликаються, або заповнені раніше введеними даними, якщо був проведений подвійний клік по полю, що містить список даних, або будуть викликані чисті форми для заповнення, якщо була натиснута відповідна кнопка на формі для додавання нових даних.

Форма постановки первинного діагнозу (PrimaryDiagnosis). Дана форма дозволяє спеціалісту діагностики, який проводить електроміографічне дослідження, внести поставлений первинний діагноз.

Первинний діагноз здійснюється за алгоритмом, який наведено на рисунку 4.13.

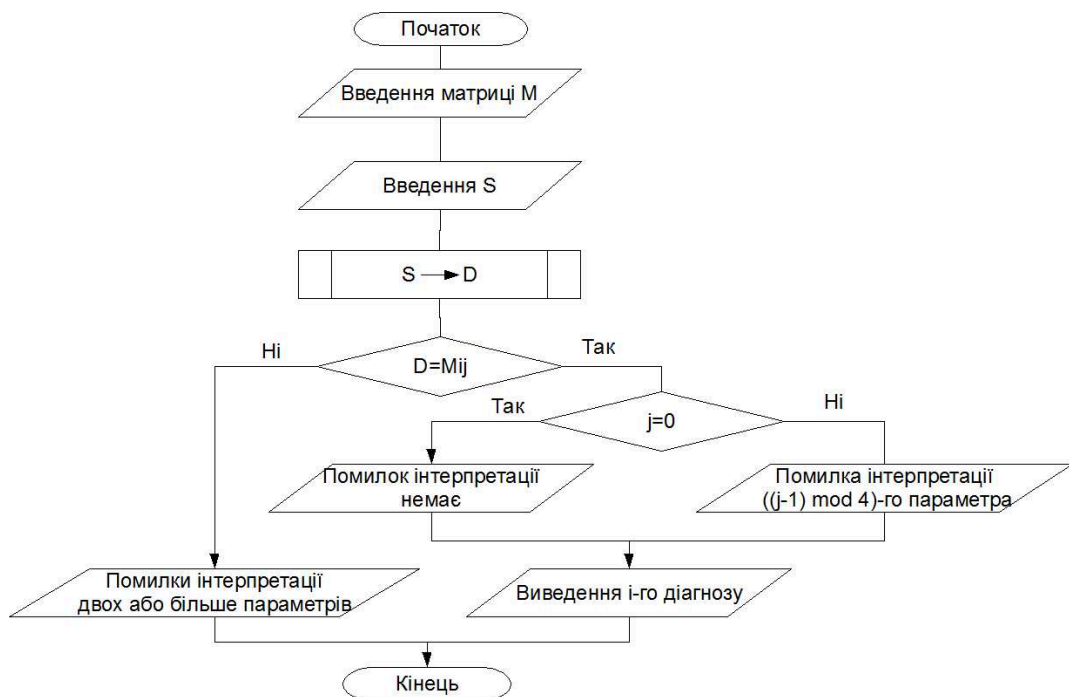


Рисунок 4.13 – Схема алгоритму постановки діагнозу

4.5.4 Організація захисту інформації

Робота програмного застосунку ведеться в режимі, розрахованому на багато користувачів з розмежуванням прав доступу. Розмежування доступу забезпечується за рахунок ідентифікації суб'єктів.

При вході в програму і видачі запитів на доступ проводиться аутентифікація користувачів системи, яка має необхідні дані для ідентифікації, аутентифікації, а також перешкоджає несанкціонованому доступу до програми. Дозволяється доступ тільки до тих даних, які необхідні для роботи конкретного користувача згідно з матрицею доступу. Дану функцію виконує список контролю доступу ACL.

Всі подальші дії, включаючи відкриття БД, відображення її елементів дизайну або інших програмних елементів, а також відображення документів у цих БД, здійснюються тільки виходячи з поточного списку груп доступу, асоційованих з даним користувачем в дану сесію зв'язку з сервером. Для цього в кожен об'єкт системи вбудований ACL, у якому зберігається перелік груп доступу і відповідний кожній групі рівень прав доступу.

При послідовному запиті клієнтом об'єктів інформаційної на стороні сервера здійснюється перевірка на наявність або відсутність необхідних прав доступу до об'єкта. З огляду на вищий пріоритет системи безпеки, несанкціонований доступ до такого об'єкта (сервера, БД, подання, програми, документа або окремо взятого поля) стає теоретично і практично неможливим.

При цьому на рівні ядра передбачені функції протоколювання несанкціонованого доступу і програмної обробки виняткових ситуацій в кодї системи, які одночасно дозволяють адміністратору бачити всі підозрілі з точки зору безпеки запити і, з іншого боку, забезпечують необхідний рівень стабільності та продуктивності роботи додатків системи.

Як організаційні заходи щодо запобігання втрати даних використовується резервне копіювання. Захист від витоку даних під час резервного копіювання забезпечується подвійним шифруванням з поділом доступу до ключів і даних, регламентом резервного копіювання та зберігання резервних копій БД, що розділяють повноваження того, що копіює, пародіює і зберігає копію, і поділом прав доступу.

Захист інформації від несанкціонованого доступу забезпечується блокуванням доступу до інформації:

- для СУБД – з боку як персоналу, так і тих завдань системи, яким дана інформація не потрібна через їхнє функціональне призначення;
- на робочому місці – з боку користувачів, що не володіють відповідними повноваженнями на доступ до різних інформаційних ресурсів;
- по каналах зв'язку – з боку мережних користувачів і тих завдань системи, яким дана інформація не потрібна через функціональне призначення.

Подальшим розвитком даного програмного застосунку може стати його впровадження в існуючі МІС.

4.6 Висновки за четвертим розділом

1. Запропоновано структуру АПК електростимуляції м'язів опорно-рухового апарату людини зі зворотним зв'язком на основі реєстрації сигналу ЕМГ пацієнта і подальшої його обробки, що дозволяє здійснити поточний контроль ефективності терапії за рахунок оптимального підбору параметрів стимулюючих впливів та критерієм ефективності процедури. Сформульовано медичні та технічні вимоги щодо окремих елементів АПК.

3. Розроблено підсистему збирання медико-біологічних параметрів на основі пристроїв із ZigBee та Wi-Fi мережними протоколами з метою контролю за поточним станом пацієнта.

4. Удосконалено роботу схеми підсилювача біопотенціалів для заглушення мережної перешкоди, а також розраховано коефіцієнт режекції вхідного ланцюга еквівалентної схеми. Запропоновано вимоги до модуля реєстрації сигналу. Такі підсилювачі можуть бути використані, зокрема, для посилення слабких ЕМГ сигналів у пристроях діагностики або контролю за ефективністю терапевтичних процедур опорно-рухового апарату людини.

5. Розроблено спосіб виправлення помилок інтерпретації одного з якісних параметрів, що підвищує завадостійкість постановки діагнозу, дозволяє простежувати динаміку зміни стану пацієнта та стежити за ефективністю лікування. Такий спосіб обробки даних знижує ймовірність помилки інтерпретації вимірювань та висновків щодо стану нервово-м'язової системи, що дозволить суттєво полегшити лікарю процес вибору відповідної терапії.

6. Розроблено відповідні програмні додатки для практичної реалізації методу адаптивної електростимуляції.

Перелік використаних джерел у даному розділі наведено у повному переліку використаних джерел під номерами: 1, 10, 35, 46, 75, 83 – 85, 129, 133–154.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі за результатами проведених теоретичних і експериментальних досліджень вирішено актуальну науково-практичну проблему підвищення ефективності черезшкірної електростимуляції нейром'язових структур людини в процесі терапевтичних реабілітаційних процедур на основі математичного моделювання та зворотного зв'язку на базі електроміографічних досліджень.

При цьому отримано такі основні результати:

1. Розроблено новий метод адаптивної електростимуляції, який враховує індивідуальні особливості пацієнта, та дозволяє підвищити її ефективність.

2. Запропоновано аналітичну модель електростимуляційної характеристики, яка описує залежність амплітуди скорочення м'язів від амплітуди стимулів. Отримано рівняння для розрахунку оптимальної амплітуди електричних стимулів. Побудовано модельну траєкторію, порівняння якої з експериментальною кривою дозволяє оцінити точність моделі на рівні 95%. Теоретично знайдено значення оптимальної амплітуди електричних стимулів, що збігається з експериментальними даними.

3. Запропоновано аналітичну модель електростимуляційної характеристики, яка пов'язує амплітуду скорочення м'язів із частотою стимулів в діапазоні 20–70 Гц. Отримано рівняння для розрахунку оптимальної частоти електричних стимулів. Побудовано модельну траєкторію, порівняння якої з експериментальною кривою дозволяє оцінити похибку моделі менше 5%. Теоретично знайдено значення оптимальної частоти стимуляції, що збігається з експериментальними даними.

4. На основі експериментальних залежностей сила-тривалість під час скорочення м'язів здобуті математичні моделі для нормального стану нервово-м'язового апарату та різного ступеня денервації. Похибка

моделювання характеристик сила-тривалість у разі патології не перевищує 3–5%.

5. Побудовано модель чутливості електростимуляції, введено відповідні функції чутливості, що дає змогу оцінити вплив окремих параметрів стимулів під час їхніх одночасних змін.

6. Запропоновано алгоритм моделювання процесів при м'язовій електростимуляції, який дає можливість враховувати зміни характеристик електростимуляції протягом ряду сеансів і контролювати рівень помилки.

7. Запропоновано апроксимацію області адекватності в просторі зовнішніх параметрів розроблених моделей на базі інтервальних методів. Введено інтервальну оцінку точності моделювання певної характеристики, яка зводиться до перевірки виконання групи нерівностей, що дає можливість контролювати адекватність моделей.

8. Обґрунтовано використання алгоритмів адаптації під час проведення терапевтичних процедур на етапах вибору методик і способів терапії, моделей та оптимальних параметрів стимулів, що спрощує лікарю прийняття рішень.

9. Досліджено модель електричного сигналу м'яза як суми імпульсних випадкових сигналів, відповідних сигналам рухових одиниць, який утворено сумою обмеженої кількості імпульсних сигналів. Проведено аналіз такої моделі, яка включає типові імпульси системи рухомих одиниць для різної їхньої кількості ($K = 15, 30, 100$), що дає змогу оцінити стан окремого м'яза.

10. Запропоновано використати інформаційний метод частотно-часового аналізу електроміограм та показник відношення середньої амплітуди ЕМГ-сигналу до ефективної ширини для якісної та кількісної оцінки стану нервово-м'язового апарату людини в процесі терапії.

11. Проведено аналіз процесу обробки параметрів викликаних потенціалів стимуляційної електроміограми в ході адаптивної електростимуляції з метою контролю її ефективності або встановлення діагнозу під час деяких захворювань нервово-м'язової системи.

12. Запропоновано структуру апаратно-програмного комплексу електростимуляції м'язів опорно-рухового апарату людини зі зворотним зв'язком на основі реєстрації поверхневими електродами сигналу ЕМГ пацієнта і подальшою його обробкою, що дозволяє здійснити поточний контроль ефективності терапії за рахунок оптимального підбору параметрів стимулюючих впливів.

13. З метою контролю за станом пацієнта розроблено підсистему збирання параметрів на основі пристроїв із ZigBee та Wi-Fi протоколів.

14. Удосконалено роботу схеми підсилювача біопотенціалів для заглушення мережної перешкоди, а також розраховано коефіцієнт режекції вхідного ланцюга еквівалентної схеми. Запропоновано вимоги до модуля реєстрації сигналу. Такі підсилювачі можуть бути використані, зокрема, для посилення слабких електроміографічних сигналів у пристроях діагностики або контролю за ефективністю терапевтичних процедур опорно-рухового апарату людини.

15. Розроблено спосіб виправлення помилок інтерпретації одного з якісних параметрів, що підвищує завадостійкість постановки діагнозу, дозволяє простежувати динаміку зміни стану пацієнта та стежити за ефективністю лікування.

16. Розроблено відповідні програмні застосунки для реалізації методу адаптивної електростимуляції.

Отримані результати можуть бути використані для вибору оптимальних індивідуальних параметрів електростимуляції протягом ряду сеансів терапії в реабілітаційних центрах, для оздоровчих процедур, у практиці підготовки спортсменів. Похибка знаходиться в допустимих для практики межах, що дозволяє використовувати їх у процесі інженерної діяльності під час побудови апаратно-програмних комплексів адаптивної електростимуляції.

Основні результати дисертаційної роботи впроваджено у навчальний процес ХНУРЕ, медичний заклад та у виробництво.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Єрошенко О.А. Побудова біотехнічної системи м'язової електростимуляції / О.М. Дацок, І.В. Прасол, О.А. Єрошенко // Вісник НТУ "ХПІ". Серія: Інформатика та моделювання. – Харків: НТУ "ХПІ". – 2019. – № 13 (1338). – С. 165 – 175. (Належить до категорії Б).
2. Yeroshenko O. Simulation of an electromyographic signal converter for adaptive electrical stimulation tasks / O. Yeroshenko, I. Prasol, O. Datsok // Innovative Technologies and Scientific Solutions for Industries. – 2021. – № 1 (15). – С. 113-119. (Належить до категорії Б).
3. Yeroshenko O. Modeling of electrostimulation characteristics to determine the optimal amplitude of current stimuli / O. Yeroshenko, I. Prasol , M. Suknov // Radioelectronic and Computer Systems. – 2022. – № 2(102). – Р. 191-199. (Належить до категорії А, входить до міжнародної наукометричної бази Scopus).
4. Yeroshenko O. Simulation of the electrical signal of the muscles to obtain the electromiosignal spectrum / O. Yeroshenko, I. Prasol // Technology Audit and Production Reserves. – 2022. – №2 (64). – Р. 38–43. (Належить до категорії Б).
5. Єрошенко О.А. Моделювання залежності інтенсивності електростимуляції від частоти слідування стимулів / І.В. Прасол, О.А. Єрошенко // Радіотехніка. – 2022. – №209. – С.192-199. (Належить до категорії Б).
6. Yeroshenko O. Method of diagnosing some diseases of the neuromuscular system and features of data processing in software. / I. Prasol, O. Dovnar, O. Yeroshenko // Technology Audit and Production Reserves. – 2023. – №1 (69). – Р. 20–25. (Належить до категорії Б).
7. Yeroshenko O. Modeling and estimating the model adequacy in muscle tissue electrical stimulator designing / I. Prasol, O. Yeroshenko // Radioelectronic and Computer Systems. – 2023. – № 2(106). – Р. 18-26. (Належить до категорії А, входить до міжнародної наукометричної бази Scopus).

8. Yeroshenko O. Information Technology For Identification Of Electric Stimulating Effects Parameters / V. Fedorchenko, I. Prasol, O. Yeroshenko // CEUR Workshop Proceedings. – 2021. – P. 189-195. (Входить до міжнародної наукометричної бази Scopus).

9. Yeroshenko O. Method of Diagnostic Parameters Analysis and Software Features / I. Prasol, O. Dovnar, O. Yeroshenko // 2022 IEEE 3rd KhPI Week on Advanced Technology (KhPIWeek). – 2022. – P. 716-719. (Входить до міжнародної наукометричної бази Scopus).

10. Yeroshenko O. Organization of a Wireless System for Individual Biomedical Data Collection / O. Yeroshenko, I. Prasol, O. Trubitsyn, and L. Rebezyuk // International Journal of Innovative Technology and Exploring Engineering. – 2020. – Vol. 9. – Issue 4. – P. 2418-2421. Єто статья, надо ее поднять віше тезисов.

11. Єрошенко О.А. Комплекс для електростимуляції м'язів на основі міографічних даних / І.В. Прасол, Г.І. Круковський, О.А. Єрошенко // Dynamics of the development of world science. Abstracts of the 2nd International scientific and practical conference. Perfect Publishing. – Vancouver, Canada. – 2019. – P. 371-375.

12. Єрошенко О.А. Метод обробки електроміографічних сигналів для побудови системи електростимуляції / О.А. Єрошенко, І.В. Прасол // II Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ІСМ–2019): зб. наук. пр. Харків: Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т». – 2019. – С. 186-188.

13. Єрошенко О.А. Розробка медико-технічного комплексу збору даних індивідуального призначення / І.В. Прасол, О. А. Єрошенко // I Міжнародна науково-практична інтернет-конференція «Стратегії розвитку сучасної освіти і науки». 28 лютого 2020 р. – Бердянськ: БДПУ. – 2020. – С.92-94.

14. Єрошенко О.А. Дистанционная передача сигнала ЭМГ / А.Л. Тарасова, О. А. Єрошенко // Матеріали 24 Міжнародного молодіжного

форуму «Радіоелектроніка та молодь у ХІХ столітті». - Харків: ХНУРЕ. – 2020. – С.163-164.

15. Ерошенко О.А. Электромиографические характеристики при выполнении прицельных движений / И.В. Прасол, О.А. Ерошенко // Застосування інформаційних технологій у підготовці та діяльності сил охорони правопорядку: матеріали Міжнар. наук.-практ. конф. 17 бер. 2020 р. – Харків: НАНГУ. – 2020. – С.178-179.

16. Ерошенко О.А. Метод оцінювання стану нервово-м'язової системи спортсмена / І.В. Прасол, О.М. Дацок, О.А. Ерошенко // Застосування інформаційних технологій у підготовці та діяльності сил охорони правопорядку: матеріали Міжнар. наук.-практ. конф. 17 березня 2020 р. – Харків: НАНГУ. – 2020. – С.183-185.

17. Ерошенко О.А. Организация беспроводной системы сбора медико-биологических данных с использованием элементов "умной одежды"/ А.А. Трубицын, О.А. Ерошенко // Застосування інформаційних технологій у підготовці та діяльності сил охорони правопорядку: матеріали Міжнар. наук.-практ. конф. 17 березня 2020 р. – Харків: НАНГУ. – 2020. – С. 179-181.

18. Ерошенко О.А. Апаратні засоби реєстрації електроміографічних сигналів / О.А. Ерошенко, І.В. Прасол, О.М. Дацок // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: тези доповідей ХХVІІІ міжнародної науково-практичної конференції MicroCAD-2020. – Харків. – 2020. – С. 340.

19. Ерошенко О.А. Комп'ютерна система оцінки м'язового навантаження / І.В. Прасол, О.М. Дацок, О.А. Ерошенко // Сучасні напрями розвитку інформаційно-комунікативних технологій та засобів управління: тези доповідей десятої міжнародної науково-технічної конференції 9-10 квітня 2020 року. – Баку, Харків, Жиліна. – 2020. – С. 70.

20. Ерошенко О.А. Аналіз факторів, що впливають на процес реєстрації ЕМГ сигналів м'язів людини / І.В. Прасол, О.М. Дацок, О.А. Ерошенко // ПИМ-2020: тези доповідей. – 2020. – С. 74.

21. Єрошенко О.А. Бездротова передача медико-біологічних даних / О.А. Єрошенко, І.В. Прасол // III Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ІСМ–2020): зб. наук. пр. Харків: Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т». —2020. – С. 184-185.

22. Єрошенко О.А. Деякі аспекти математичного моделювання нестационарних процесів м'язової активності / І.В. Прасол, О.М. Дацок, О.А. Єрошенко // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: тези доповідей XXVIII міжнародної науково-практичної конференції MicroCAD-2021. – 2021. – С. 335.

23. Єрошенко О.А. Способ оптимизации вторичных параметров усилителя биопотенциалов / И.В. Прасол, О.В. Григорьева, О.А. Єрошенко // Наукові дослідження: парадигма інноваційного розвитку: VII Міжнародна наукова конференція. 31 березня 2021 року. – Прага, Чехія. – 2021. – С.39-42.

24. Єрошенко О.А. Построение полиномиальной математической модели электростимуляции / О.А. Єрошенко, И.В. Прасол // Інформаційні системи та технології в медицині: III Міжнародна науково-практична конференція: зб. наук. пр. Харків: Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т». – 2021. – С. 80-81.

25. Yeroshenko O. Collection and primary processing of medical and biological data / O. Yeroshenko, I. Prasol // Проблеми інформатизації: тези доповідей 9-тої міжнародної науково-технічної конференції. – 2021. – С. 26.

26. Єрошенко О.А.. Деякі питання моделювання електричного сигналу м'язів / І.В. Прасол, О.А. Єрошенко, О.М. Дацок // Інформатика, управління та штучний інтелект: Тези восьмої міжнародної науково-технічної конференції. – 2021. – С. 115.

27. Yeroshenko O. Model for calculation spectral density electromyographic signal during electrostimulation / I. Prasol, O. Yeroshenko // Modern scientific research: achievements, innovations and development prospects. Proceedings of

the 10th International scientific and practical conference. MDPC Publishing. Berlin, Germany. – 2022. – P. 73-76.

28. Єрошенко О.А. Моделювання електричного сигналу м'язів / О.А. Єрошенко, І.В. Прасол // Сучасні напрями розвитку інформаційно-комунікаційних технологій та засобів управління: тези доповідей 12 міжнародної науково-технічної конференції. 27-28 квітня 2022 року. – Баку, Харків, Жиліна. – 2022. – С. 39.

29. Єрошенко О.А. Комп'ютерна система обробки електроміографічних сигналів / О.А. Єрошенко, І.В. Прасол, О.М. Дацок // Сучасні напрями розвитку інформаційно-комунікаційних технологій та засобів управління: тези доповідей 12 міжнародної науково-технічної конференції. 27-28 квітня 2022 року. – Баку, Харків, Жиліна. – 2022. – С. 38

30. Yeroshenko O. Method for determining optimum frequency of stimules during electrical stimulation of skeletal muscles / O. Yeroshenko, I. Prasol // XXII Всеукраїнській науково-технічній конференції молодих учених, аспірантів та студентів «Стан, досягнення та перспективи інформаційних систем і технологій». – Одеса. – 2022. – С. 228-230.

31. Єрошенко О.А. Побудова моделі чутливості при електростимуляції нейром'язових структур / Прасол І.В., Єрошенко О.А. // Проблеми інформатизації: тези доповідей 10-тої міжнародної науково-технічної конференції. – 2022. – С. 84.

32. Єрошенко О.А. Алгоритми адаптації під час проведення реабілітаційних процедур / О.А. Єрошенко, І.В. Прасол // Сучасні напрями розвитку інформаційно-комунікаційних технологій та засобів управління: тези доповідей 12 міжнародної науково-технічної конференції. 26-27 квітня 2023 року. – Баку, Харків, Жиліна. – 2023. – С. 92.

33. Артемова Н.М. Стимуляционная электромиография: учебное пособие для врачей / Н.М. Артемова, И.В. Везенова, А.В. Соколов. – Рязань: РИО РязГМУ, 2013. – 80 с.

34. Kim J. Analyzing the Effects of Parameters for Tremor Modulation via

Phase-Locked Electrical Stimulation on a Peripheral Nerve / J. Kim, T. Wichmann, O. T. Inan, S. P. DeWeerth // *Journal of Personalized Medicine*. – 2022. – 12(1). – P. 76–91.

35. Luca De C. J. The use of surface electromyography in biomechanics / C. J. De Luca // *Journal of Applied Biomechanics*. – 1997. – № 13 (2). С. 135–163.

36. Kosti'c M. Design and Development of OECT Logic Circuits for Electrical Stimulation Applications / M. Kosti'c, V. Koji'c, S. Ćcagi'c, P. Andersson Ersman, M. Y. Mulla, J. Strandberg, L. Herlogsson, T. Keller, M. Štrbac // *Applied Sciences*. – 2022. – 12. – P. 3985–4002.

37. Chuiko G. Fractal nature of arterial blood oxygen saturation data / G. Chuiko, Y. Darnapuk // *Radioelectronic and Computer Systems*. – 2022. – 1(101). – P. 206–215.

38. Bersch I. Electrical stimulation alters muscle morphological properties in denervated upper limb muscles / I. Bersch, J. Friden // *EBioMedicine*. – 2021. – 74. P. 1397–1407.

39. Гуляев В.Ю. Электродиагностика, электростимуляция и импульсная низкочастотная электротерапия (экспериментальные, клинические и методические аспекты) / В.Ю. Гуляев, В.А. Матвеев, И.Е. Оранский. – Екатеринбург: Предприятие "МАГНОН", 2004. – 104 с.

40. Ясногородського В.Г. Справочник по фізіотерапії / В.Г. Ясногородського. – М: Медицина, 1992.

41. Карачевцева Т.В. Детские заболевания. – Справочник по физиотерапии / Т.В. Карачевцева. – М., 1992. – 510 с.

42. Соколова З.А. Действие синусоидальных модулированных токов на нуклеиновый обмен в скелетных мышцах и состояние дезоксирибонуклеопротеида нейронов головного мозга при физической нагрузке (экспериментальное исследование) / З.А. Соколова // *Вопросы курортологии*. – 1980. – № 4. – с. 7-10.

43. Ерошенко, О.А. О построении системы мышечной электростимуляции для курсантов / О.А. Ерошенко, И.В. Прасол, В.В. Семенец. – Застосування інформаційних технологій у підготовці та діяльності сил охорони правопорядку: матеріали Міжнар. наук.-практ. конф. 14–15 бер. 2018 р. Харків: НАНГУ, – С. 120–122.

44. Никитин, С.С. Электромиографические стадии денервационно-реиннервационного процесса при нервно-мышечных болезнях: необходимость ревизии / С.С. Никитин // Нервно-мышечные болезни. – 2015. №2. – С. 16-24.

45. Manigandan J.B. Effect of electrical stimulation to long head of biceps in reducing gleno humeral subluxation after stroke / J.B. Manigandan, G.S. Ganesh, M. Pattnaik // NeuroRehabilitation. – 2014. – № 34(2). – P. 245–52.

46. Ерошенко О.А. Информационные технологии определения параметров стимулов систем электромиостимуляции / О.А. Ерошенко, И.В. Прасол. – Застосування інформаційних технологій у підготовці та діяльності сил охорони правопорядку: матеріали Міжнар. наук.-практ. конф. 14–15 бер. 2018 р. Харків: НАНГУ, 2018. – С. 122- 124.

47. Осипов А.Н. Исследование зависимости энергетических характеристик электромиограмм от параметров регистрации / А.Н. Осипов, В.М. Бондарик, Д.Ф. Кузнецов, Е.П. Остроух, Х. Масудян // Проблемы физики, математики и техники. – 2013.– № 4 (17). – С. 89-94.

48. Осипов А.Н. Программно-управляемый комплекс электромиостимуляции для лечения заболеваний прямой кишки / А.Н. Осипов, В.М. Бондарик, Ю.Г. Дегтярев, А.П. Ключев // Мед. техника. – 2002. – № 6. – С. 11–14.

49. Осипов А.Н. Аппаратно-программный комплекс с биотехнической обратной связью для электромиостимуляции прямой кишки и анальных сфинктеров / А.Н. Осипов, Ю.Г. Дегтярев, В.М. Бондарик, А.М. Адамович // Elektronika ir Elektrotechnika. – 2002. – № 2 (37). – С. 18–22.

50. [Электроний ресурс]. – Режим доступа: https://rehab.school/bahatofunktsionalnyi-elektrychnyi-stymulator-miaziv-akupunktturnyi-masazher-dlia-tila-dmz-i/?gclid=Cj0KCQjwpc-oBhCGARIsAH6ote_jB7xTbE20Z8h50-26eflxxzasxa3VJ7TS_C7tZvwoHT0Y52dWo0caAp3uEALw_wcB
51. [Электроний ресурс]. – Режим доступа: <https://m-beauty.in.ua/ua/p978905093-apparat-miostimulyatsii-dvuhkanalnyj.html>
52. [Электроний ресурс]. – Режим доступа: https://www.amazon.com/Cleared-iReliev-Recovery-Rechargeable-Electrode/dp/B07FNYNWN6/ref=sr_1_15?keywords=electrical+stimulation&qid=1695415568&sr=8-15
53. [Электроний ресурс]. – Режим доступа: https://www.amazon.com/Belifu-Stimulator-Electronic-Dust-Proof-Bag%C2%A3%C2%ACFastening/dp/B0BZ4DN15Q/ref=sr_1_4_ssapa?keywords=electrical+stimulation&qid=1695415568&sr=8-4-spons&sp_csd=d2lkZ2V0TmFtZT1zcF9hdGY&psc=1
54. Калакутский Л.И. Системы электростимуляции и органов и тканей / Л.И. Калакутский, С.А. Акулов, А.А. Федотов. – Самара : СГАУ им. С. П. Королева, 2012. – 45 с.
55. Николаев А.А. Электростимуляция в спорте: Учебное пособие для преподавателей и студентов высших учебных заведений физической культуры / А.А Николаев. – Смоленск : СГИФК, 1999. - 74 с.
56. Кирзон М.В. Накопление АТФ в скелетной мышце или тетанусе как выражение суммарного процесса / М.В. Кирзон, М.А. Мановцев // Физиологический журнал СССР. – 1972. - № 9. – С. 1430-1409.
57. Давиденко В.Ю. Исследование возможностей метода многоканальной электростимуляции нервно-мышечной системы человека : автореф. дис. к-та пед. наук / В.Ю. Давиденко; Донецк, 1972. – 21 с.
58. Андрианова Г.Г. Применение электростимуляции с регулируемой частотой заполнения импульса / Г.Г. Андрианова // Труды Всесоюзного

научно-исследовательского института медицинского приборостроения: тез. докл. – М., 1967. – С. 92-95.

59. Gobbo M. Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use / M. Gobbo, N.A. Maffiuletti, C. Orizio, M.A. Minetto // *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. –2012. – Vol. 26 (9). – P. 2600–2614.

60. Bekhet A.H. The effects of electrical stimulation parameters in managing spasticity after spinal cord injury: a systematic review / A.H. Bekhet, V. Bochkezanian, I.M. Saab, A.S. Gorgey // *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* [this link is disabled](#). – 2019. – 98(6). – P. 484–499.

61. Bochkezanian V. Effects of Neuromuscular Electrical Stimulation in People with Spinal Cord Injury / V. Bochkezanian, R.U. Newton, G.S. Trajano, A.J. Blazeovich // *Medicine and Science in Sports and Exercise* [this link is disabled](#). – 2018. – 50(9). – P. 1733–1739.

62. Bochkezanian V. Effect of tendon vibration during wide-pulse neuromuscular electrical stimulation (NMES) on muscle force production in people with spinal cord injury (SCI) / V. Bochkezanian, R.U. Newton, G.S. Trajano, A. Vieira, T.S. Pulverenti, A.J. Blazeovich // *BMC Neurology* [this link is disabled](#). –2018. – 18(1). – P. 1–10.

63. Solberg P.A. Effects of different types of exercise on muscle mass, strength, function and well-being in elderly / P.A. Solberg, N.H. Kvamme, T. Raastad, Y. Ommundsen, S.E. Tomten, H. Halvari // *Eur J Sport Sci*. – 2013. – 13(1). – P. 112–125.

64. Бондаренко К.К. Биомеханическая интерпретация данных миометрии скелетных мышц спортсменов / К.К. Бондаренко, Д.А. Черноус, С.В. Шилько // *Журнал биомеханики*. – 2009. – Том 13. – № 1 (43). – С. 7–17.

65. Белая Е.В. Общая характеристика реологических свойств мягких тканей человека по данным измерений методом локального циклического нагружения и простейшая феноменологическая модель этих свойств / Е.В. Белая // *Механика композитных материалов*. – 1979. – № 4. – С. 737–741.

66. Бернштейн В.М. Выделение сигнала и подпороговые явления в системах биоэлектрического управления электростимуляцией мышц / В.М. Бернштейн // Сверхслабые взаимодействия в технике и природе. – 1993. – с. 37-39.

67. Bernstein V.M. Involvement of Noise Immunity Systems of Myoelectric Control of Prostheses / V.M. Bernstein, B.S. Farber // Proceedings of Myo-Electric Control Symposium' 93. Institute of Biomedical Engineering, UNB, Fredericton, New Brunswick, August 16-20. – 1993. – P.42-43.

68. Bernstein V. M. Myoelectric Control of the Muscle Electrostimulation / V. M. Bernstein, J.L. Slavutsky, B.S. Farber // Proceedings of Myo-Electric Control Symposium' 93. Institute of Biomedical Engineering, UNB, Fredericton, New Brunswick, August 16-20. – 1993. – P. 79-80.

69. Селиванова К.Г. Математическое моделирование электромиографического сигнала / К.Г. Селиванова, О.Г. Аврунин, О.О. Гелетка // «Вісник НТУ «ХП» Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – 2014. – № 36 (1079). – С.31-39.

70. Patrick Reilly J. Survey of numerical electrostimulation models / J. Patrick Reilly // Institute of Physics and Engineering in Medicine Physics in Medicine & Biology. – 2016. – Vol. 61. – № 12.

71. Корн Г. Справочник по математике для научных работников и инженеров / Г. Корн, Т.Корн – М.: Наука, 2003. – 832 с.

72. Himori K. Neuromuscular electrical stimulation prevents skeletal muscle dysfunction in adjuvant-induced arthritis rat / K. Himori, D. Tatebayashi, K. Kanzaki, M. Wada, H. Westerblad, J.T. Lanner // PLoS ONE. – 2017. – № 12 (6).

73. Шайдук А.М. Структура спектра электромиосигнала при хаотическом следовании отдельных импульсов / А.М. Шайдук, С.А. Останин // Известия Алтайского государственного университета. – 2011. – № 69. – С. 181-185.

74. Пестриков П.П. Измерительная система для регистрации сигналов поверхностной электромиографии мышц предплечья / П.П. Пестриков, Т.В. Пестрикова // Электронное научное издание "Ученые заметки ТОГУ". – 2019. – № 2 (10). – С. 173–180.

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

76. Шайдук А.М. Экспериментальное обнаружение средней частоты следования миоимпульсов по поверхностной электромиограмме / А.М. Шайдук, С.А. Останин, Е.Р. Юсупов // Журнал радиоэлектроники. – 2011. – № 9. – С. 1–8.

77. Griffin L. Functional electrical stimulation cycling improves body composition, metabolic and neural factors in persons with spinal cord injury / L. Griffin, M.J. Decker, J.Y. Hwang, B. Wang, K. Kitchen, Z. Ding // Electromyogr Kinesiol. – 2009. – № 19(4). – P. 614–622.

78. Bersch I. Functional electrical stimulation in spinal cord injury: clinical evidence versus daily practice / I. Bersch, S. Tesini, U. Bersch, A. Frotzler // Artif Organs. – 2015. – № 39(10). – P. 849–854.

79. Seibt R. Messung muskulärer Ermüdung mittels OEMG bei variierender Kraftanforderung – eine Weiterentwicklung des JASA-Verfahrens / R. Seibt // Zbl Arbeitsmed. – 2013. – № 63. – P 270–275.

80. Bersch I. Electrical stimulation alters muscle morphological properties in denervated upper limb muscles / I. Bersch, J. Friden // EBioMedicine. – 2021. – № 74. – P. 1397–1407.

81. Potočnik B. A new optical flow model for motor unit conduction velocity estimation in multichannel surface EMG / B. Potočnik, A. Holobar // Computers in Biology and Medicine. – 2017. – № 83. – P. 59-68.

82. Pascual-Valdunciel A. Non-invasive electrical stimulation of peripheral nerves for the management of tremor / A. Pascual-Valdunciel, A. Rajagopal, J.L. Pons, S. Delp // *J. Neurol. Sci.* – 2022. – 435 – 120195.

83. Barkovska O. Research into speech-to-text transformation module in the proposed model of a speaker's automatic speech annotation / O. Barkovska // *Innovative Technologies and Scientific Solutions for Industries.* – 2022. – No. 4 (22). – P. 5–13.

84. Barkovska O. Research of the text processing methods in organization of electronic storages of information objects" / O. Barkovska, V. Kholiev O., Nastenko // *Innovative Technologies and Scientific Solutions for Industries.* – 2022. – No. 1 (19). – P. 5–12.

85. Kholiev V. Comparative analysis of neural network models for the problem of speaker recognition / V. Kholiev, O. Barkovska // *Innovative Technologies and Scientific Solutions for Industries.* – 2023. – № 2 (24). – P. 172–178..

86. Liashenko O. Model of the Work of the Neurocontroller to Control Fuzzy Data from the Sensors of the Climate Control Subsystem "Smart House" / O. Liashenko, O. Barkovska, C. Al-Atroshi, O. Datsok, S. Liashenko // *International Journal of Advanced Trends in Computer Science and Engineering.* – 2019. – №8(1.2). – P. 70–74.

87. Chumachenko D. Intelligent system of epidemic situation monitoring and control / D. Chumachenko, S. Yakovlev // *CEUR Workshop Proceedings* this link is disabled. – 2021. – №2870. – P. 46–55.

88. Jung J. Volitional EMG Estimation Method during Functional Electrical Stimulation by Dual-Channel Surface EMGs / J. Jung, D.-W. Lee, Y.K. Son, B.S. Kim, H.C. Shin // *Sensors.* – 2021. – №21. – P. 8015-8032.

89. Dideriksen J.L. Electrical Stimulation of Afferent Pathways for the Suppression of Pathological Tremor / J.L. Dideriksen, C.M. Laine, S. Dosen, S. Muceli, E. Rocon, J.L. Pons, J. Benito-Leon, D. Farina // *Front. Neurosci.* – 2017. – №11. – P. 178.

90. Chumachenko D. Intelligent system of epidemic situation monitoring and control / D. Chumachenko, S. Yakovlev // CEUR Workshop Proceedings this link is disabled. – 2021. – №2870. – P. 46–55.

91. Gobbo M. Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use / M. Gobbo, N.A. Maffiuletti, C. Orizio, M.A. Minetto // Journal of neuroengineering and rehabilitation. – 2012. – №26 (9). – P. 2600-2614.

92. Gorgey A. S. Effects of neuromuscular electrical stimulation parameters on specific tension / A.S. Gorgey, E. Mahoney, T. Kendall, G.A. Dudley // Eur J Appl Physiol. – 2006. – №97(6). – P. 737-744.

93. Dolbow D.R. Invasive and non-invasive approaches of electrical stimulation to improve physical functioning after spinal cord injury / D.R. Dolbow, A.S. Gorgey, T.W. Sutor, V. Bochkezanian, K. Musselman // Journal of Clinical Medicinethis link is disabled. – 2021. – №10(22). – P. 5356.

94. Pascual-Valdunciel A. Prediction of Pathological Tremor Signals Using Long Short-Term Memory Neural Networks / A. Pascual-Valdunciel, V. Lopo-Martinez, R. Sendra-Arranz, M. Gonzalez-Sanchez, J.R. Perez-Sanchez, F. Grandas, D. Torricelli, J.C. Moreno, F.O. Barroso, J.L. Pons // IEEE J. Biomed. Health Inform. – 2022. – №26. – P. 5930–5941.

95. Murillo-Escobar J. Muscle fatigue analysis during dynamic contractions based on biomechanical features and Permutation Entropy / J. Murillo-Escobar, Y.E. Jaramillo-Munera, D. A. Orrego-Metaute, E. Delgado-Trejos, D. Cuesta-Frau // Mathematical Biosciences and Engineering. – 2020. – Vol. 17, no. 3. – P. 2592-2615.

96. Zhao S. Biomedical applications of electrical stimulation / S. Zhao, A. Mehta, M. Zhao // Cell Mol Life Sci. – 2020. – Vol. 77, no. 14. – P. 2681-2699.

97. Álvarez D.M. C. Effect of Percutaneous Electric Stimulation with High Frequency Alternating Currents on the Sensory Motor System of Healthy Volunteers: A Double Blind Randomized Controlled Study / D.M. C. Álvarez, D.

Serrano Muñoz, J.J. Fernández Pérez, J. Gómez Soriano, J. Avendaño Coy // *Journal of Clinical Medicine*. – 2022. – Vol. 11. – P. 1832–1846.

98. Enoka M.R. *Electrical Stimulation of Muscle: Electrophysiology and Rehabilitation* / M.R. Enoka, I.G. Amiridis, J. Duchateau // *Physiology*. – 2020. – Vol. 35. – P. 40–56.

99. Grosprêtre S.H reflex and spinal excitability: methodological considerations / S. Grosprêtre, A. Martin // *J. Neurophysiol.* – 2012. – Vol. 107. – P. 1649–1654.

100. Yakovlev S. *Mathematical Models and Non-linear Optimization in Continuous Maximum Coverage Location Problem* / S. Yakovlev, O. Kartashov, D. Podzeha // *Computation*. – 2022. – Vol. 10. – P. 119.

101. Yakovlev S. Formalization and solution of the maximum area coverage problem using library Shapely for territory monitoring / S. Yakovlev, O. Kartashov, A. Mumrienko // *Radioelectronic and Computer Systems*. – 2022. – № 2. – P. 35–48.

102. Götz A. *Interval analysis: theory and applications* / A. Götz, M. Günter // *Journal of Computational and Applied Mathematics*. – 2000. – Vol. 121. – P. 421-464.

103. Mustafa M. *Rigid Transformation Using Interval Analysis for Robot Motion Estimation* / M. Mustafa, A. Stancu, S.P. Gutierrez, E.A. Codres, L. Jaulin // *20th International Conference on Control Systems and Computer Science*. – 2015.

104. Shary S.P. On optimal solution of interval linear equations / S.P. Shary // *SIAM J. Numer. Anal.* – 1995. – Vol. 33. – P. 610-630.

105. Hofer E.P. *Applications of interval algorithms in engineering* / E.P. Hofer, A. Rauh // *IEEE Computer Society*. – 2006. – P. 1–12.

106. Жолен Л *Прикладной интервальный анализ* / Л. Жолен, М. Кифер, О. Дидри, Э. Вальтер. – Ижевск : Ин-т компьютерных исследований, 2005. – 468 с.

107. Shary S.P. Solving the linear interval tolerance problem / S.P. Shary // *Mathematics and Computers in Simulation*. – 1995. – Vol. 39. – Iss. 1-2. – P. 53-85.

108. Alefeld G. Interval analysis: theory and applications / G. Alefeld, G. Mayer // *Journal of Computational and Applied Mathematics*. – 2000. – Vol. 121. – Iss. 1-2. – P. 421-464.

109. Häming K. Relational Reinforcement Learning Applied to Appearance-Based Object Recognition / K. Häming, G. Peters // *Engineering Applications of Neural Networks*. – 2009. – Vol.43. – P. 301.

110. Kondratyev M.A. Forecasting methods and models of disease spread / M.A. Kondratyev // *Computer Research and Modeling*. – 2013. No. 5. – P. 863–882.

111. Снитюк В.Е. Аспекты эволюционного моделирования в задачах оптимизации / В.Е. Снитюк // *Донецк: Искусственный интеллект*. – 2005. – № 4. – С. 284–291.

112. Holland J.H. Adaptation in natural and artificial systems. An Introductory analysis with application to biology, control, and artificial intelligence / J.H. Holland. – University of Michigan, 1995. – 210 p.

113. Курейчик В.М. Теория и практика эволюционного моделирования. Научное издание / В.М. Курейчик, В.В. Емельянов, В.В. Курейчик. – М.: Физматлит, 2003. – 432 с.

114. Курейчик В.М. Оптимизационные структуры при проектировании на основе методов гомеостатики, эволюционного развития и самоорганизации / В.М. Курейчик В.М., Л.А. Гладков, Л.А. Зинченко, В.В. Курейчик. Под ред. В.М. Курейчика. – Таганрог: Изд-во ТРТУ, 2003. – 168 с.

115. Курейчик В.М. Генетические алгоритмы / Курейчик В.М., Курейчик В.В., Гладков Л.А.– М.: Физматлит, 2006. – 320 с.

116. Интеллектуальные системы. Монография / Под ред. В.М. Курейчика. – М.: Физматлит, 2007. – 295 с.
117. Башмаков А.И. Интеллектуальные информационные технологии / А.И. Башмаков, И.А. Башмаков. – М.: Издательство МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2005. – 304 с.
118. Лобур М. Основи теорії проектування нейронних мереж: Навчальний посібник / М. Лобур, П. Тимощук. – Львів: Видавництво національного університету "Львівська політехніка", 2007. – 328 с.
119. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Р.М. Рангайян. – ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 440 с.
120. Шайдук А.М. Моделирование электромиографического сигнала средствами LabVIEW / А.М. Шайдук, С.А. Останин // Известия Алтайского государственного университета. – 2010. – №1(65). – С. 195–201.
121. Шайдук А. М. Влияние фазового сдвига импульсов двигательных единиц на структуру спектра электромиосигнала / А.М. Шайдук, С.А. Останин // Журнал радиоэлектроники. – 2011. – №6. – С. 1–9.
122. Тихонов В.И. Статистический анализ и синтез радиотехнических устройств и систем / В.И. Тихонов, В.Н Харисов. – Радио и связь, 2004. – 608 с.
123. Николаев С.Г. Практикум по клинической электромиографии / С.Г. Николаев. – Иваново, 2001.
124. Прасол И.В. Метод выбора оптимальных параметров стимулирующих воздействий в аппарате для электромышечной стимуляции / И. В. Прасол, О. А. Ерошенко // Информационные системы и технологии: материалы 7-й Международ.науч.-техн. конф., Коблево-Харьков, 10-15 сентября 2018 г.: тезисы докладов. – Х.: ХНУРЕ, 2018. – С. 177-178.
125. Гехт Б.М. Теоретическая и клиническая электромиография / Б.М. Гехт. – Л. : Наука, 1990. – 229 с.

126. Сидоренко А.В. Нелинейный анализ электромиограмм / А.В. Сидоренко, В.И. Ходулев, А.П. Селицкий // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2006. – №11. – С. 53–59.

127. Меженная М.М. Выбор параметров частотно-временной обработки электромиограмм нервно-мышечного аппарата / М.М. Меженная // РТ-2010 : материалы 6-ой Межд. молодежной науч.-тех. конф. – Севастополь: СевНТУ. – 2010. – С. 464.

128. Єрошенко О. А. Метод та засіб електростимуляції скелетних м'язів: магістерська атестаційна робота, пояснювальна записка / О. А. Єрошенко; кер. роботи проф. Прасол І.В.; ХНУРЕ, Кафедра Біомедичної інженерії. – Харків, 2019. – 92 с.

129. Прасол И.В. Индивидуальный электромассажный терапевтический аппарат / И.В. Прасол, О.А. Ерошенко // 6-й Международный радиоэлектронный форум «Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития», МРФ-2017. Конференция «Проблемы биомединженерии. Наука и технологии». Сборник научных трудов. – Харьков: АНПРЭ, ХНУРЭ, Издательство «Точка», 2017. – С. 43-44.

130. Ерошенко О.А. Информационная технология определения параметров миографических сигналов мышц для задач электротерапии / О.А. Ерошенко, И.В. Прасол // Актуальные научные исследования в современном мире. Выпуск 2(34). Часть 1. Сборник научных трудов. - Переяслав-Хмельницкий, 2018. – С. 5-9.

131. Колубаев Е.А. Анализ акустической эмиссии при трении скольжения высокомарганцовистой стали / Е.А. Колубаев, А.В. Колубаев, О.В. Сизова // Письма в ЖТФ. – 2010. – Т. 36. – Вып.16. – С. 55–61.

132. Avrunin O.G. Planning Method for Safety Neurosurgical and Computed Tomography Contrast-Data Set Visualization / O. G. Avrunin, H.F. Ismail Saied // J Neurosurgery and Neurology Research. – 2021. – №2(4).

133. Roy S.H. Electro-Mechanical stability of surface EMG sensors / S.H. Roy, De.G. Luca, S. Cheng, A. Johansson, L.D. Gilmore, C.J. Luca De// Medical and biological engineering and computing. – 2007. – Vol. 45.

134. Осипов А.Н. Влияние межэлектродного расстояния на энергетические характеристики электромиограмм / А.Н. Осипов, В.М. Бондарик, Д.Ф. Кузнецов. – Международная научно-техническая конференция, приуроченная к 50-летию МРТИ-БГУИР (Минск, 18-19 марта 2014 года): материалы конф. В 2 ч. Ч. 2. Минск: БГУИР, 2014. – С. 115-116.

135. Славуцкий Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами / Я.Л. Славуцкий. – М.: Медицина, 1982.

136. Бабинков В.И. К вопросу о причинах варибельности импеданса сокращающейся мышцы при стимуляционной импедансной миографии / В.И. Бабинков // Раны и раневые инфекции. Журнал им. проф. Б.М. Костючёнка. – 2017. – № 4 (3). – С. 8–13.

137. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>. – 11.02.2023.

138. Kumar S. An SDR implementation of WiFi receiver for mitigating multiple co-channel ZigBee interferers / S. Kumar, F. Kaltenberger, A. Ramirez, and B. Kloiber // EURASIP Journal on Wireless Communications and Networking. – 2019.

139. Panfilov D. Introduction to ZigBee Standard Wireless Technology 802.15.4 / D. Panfilov, M. Sokolov // Electronic components. – 2004. – №12. – P. 73-79.

140. Skusnov A. ZigBee: Technology Overview / A. Skusnov // Components and Technology. – 2005. – №3. – P. 176-179.

141. Marisov D.A. Internet of Things in the oil and gas industry: LoRaWAN technology analysis & use cases / D.A. Marisov, A.Y. Zatsepin, E.A. Marin, A.V. Terleev, and M.Y. Larionov // Oil Industry Journal. – 2019.

142. Jiang Y. Combination of wearable sensors and internet of things and its application in sports rehabilitation / Y. Jiang // *Computer Communications*. – 2020. – P. 167-176.

143. Blasco J. Wearables Security and Privacy / J. Blasco, T.M. Chen, Patil H. Kupwade, and D. Wolff // *Mission-Oriented Sensor Networks and Systems: Art and Science. Studies in Systems, Decision and Control*, Springer, Cham. – 2019. – P. 351-380.

144. Shing-Hong L. Portable and Wireless Multi-Channel Acquisition System for Physiological Signal Measurements / L. Shing-Hong, W. Jia-Jung, T. Tan-Hsu // *Sensors*. – 2019. – Vol. 5314. – No. 19.

145. González-Ortega D. A Physiological Sensor-Based Android Application Synchronized with a Driving Simulator for Driver Monitoring / D. González-Ortega, F.J. Díaz-Pernas, M. Martínez-Zarzuela, M. Antón-Rodríguez // *Sensors*. – 2019. – Vol. 399. – No. 19.

146. Perova I. Adaptive Human Machine Interaction Approach for Feature Selection-Extraction Task in Medical Data Mining / I. Perova, Ye. Bodyanskiy // *International Journal of Computing*. – 2018. – No. 17(2). – P. 113-119.

147. Yeroshenko O.A. Automated determination of the parameters electric miographic signals for diagnostics and rehabilitation / O.A. Yeroshenko, I.V. Prasol // *I International Scientific and Practical Conference "Information Systems and Technologies in Medicine" (ISM-2018). Collection of scientific works*, KhNURE. Kharkiv. – 2018. – P. 261-263.

148. Єрошенко О.А. Метод обробки електроміографічних сигналів для побудови системи електростимуляції / О.А. Єрошенко, І.В. Прасол // *II Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні системи та технології в медицині» (ІСМ–2019): зб. наук. пр.* Харків: Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т». – 2019. – С. 186-188.

149. Snizhko D. Potentiostat design keys for analytical applications / D. Snizhko, Y. Zholudov, A. Kukoba, G. Xu // *Journal of Electroanalytical Chemistry*. – 2023. – Vol. 936. – P. 117380.

150. Mezhenia M.M. Time-frequency analysis of the total electromyogram in the qualitative and quantitative assessment of the functional state of the human neuromuscular apparatus / M.M. Mezhenia // Biomedical electronics. Minsk. – 2012. – P. 3-11.

151. Prasol I.V. Individual electromassage therapeutic apparatus / I.V. Prasol, O.A. Yeroshenko // The 6th International Radioelectronic Forum «Applied Radioelectronics. State and development prospects». Kharkiv. – 2017. – P. 43-44.

152. Єрошенко О.А. Підвищення ефективності функціонування апаратів для електростимуляції м'язів людини / О.А. Єрошенко, І.В. Прасол, О.М. Дацок // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: тези доповідей XXVII міжнародної науково-практичної конференції MicroCAD-2019, 15-17 травня 2019 р.: у 4 ч. Ч. III. / за ред. проф. Сокола Є.І. – Харків: НТУ «ХП». – 2019. – С. 21.

153. Бабинков В.И. К вопросу о причинах вариабельности импеданса сокращающейся мышцы при стимуляционной импедансной миографии / В.И. Бабинков // Раны и раневые инфекции. Журнал им. проф. Б.М. Костюченка. – 2017. – № 4 (3). – С. 8–13.

154. Davydova N. Amplitude-time analysis of biomechanical patterns of human motions / N. Davydova // Journal of Engineering Science. – 2020. – Vol. 27. – № 3. – P. 169–181.