

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

**Факультет біомедичної інженерії
Кафедра біомедичної інженерії**

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

« ____ » _____ 20__ р.

Дипломна робота

на здобуття ступеня бакалавра

за освітньо-професійною програмою «Медична інженерія»

спеціальності 163 «Біомедична інженерія»

**на тему: «Система контролю впливу електросудомної терапії за
біомедичними параметрами в реальному часі»**

Виконав:

студент IV курсу, групи БМ-22

Харчук Богдан Тарасович _____

Керівник:

проф. каф. БМІ, д. т. н., доцент,

Іванець Ольга Борисівна _____

Консультант з охорони праці:

доц. каф. ОППЦБ, к.т.н., доцент,

Демчук Гліб Вікторович _____

Рецензент:

проф. каф. ББЗЛ, проф., д.м.н.,

Гарник Тетяна Петрівна _____

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

Студент _____

Київ – 2026 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Факультет біомедичної інженерії
Кафедра біомедичної інженерії

Рівень вищої освіти	перший (бакалаврський)
Спеціальність інженерія»	163 «Біомедична
Освітньо-професійна програма	«Медична інженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на дипломну роботу студенту

Харчуку Богдану Тарасовичу

1. Тема роботи «Система контролю впливу електросудомної терапії за біомедичними параметрами в реальному часі», керівник роботи Іванець Ольга Борисівна, професор каф. БМІ, д. т. н., доцент, затверджені наказом по університету від «27» травня 2026 р. № 1924-с.
2. Термін подання студентом роботи: 05.06.2026 р.
3. Вихідні дані до роботи: наукові статті та література за тематикою електросудомної терапії, ЕЕГ та ЕМГ-моніторингу; нормативні документи з безпеки медичних електричних виробів; технічна документація на *Arduino Uno*, *LM393*, *OPA404KP*, *BAT42*; програмне середовище *Proteus Design Suite*; тестові сценарії ЕЕГ та ЕМГ-сигналів.
4. Зміст роботи: аналіз принципів електросудомної терапії та ролі біомедичного моніторингу; дослідження ЕЕГ та ЕМГ-сигналів судомної активності; обґрунтування концепції системи підтримки прийняття рішення лікарем; розробка структурної моделі системи, каналів обробки ЕЕГ/ЕМГ та алгоритму логічного аналізу на базі *Arduino Uno*; моделювання роботи системи у *Proteus*; аналіз результатів моделювання; розробка заходів з охорони праці.

5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій тощо): презентація дипломної роботи у програмному середовищі *MS Power Point*.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
4	Демчук Г.В., доц. каф. ОПЦБ		

7. Дата видачі завдання: «27» травня 2026 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд літератури за тематикою роботи	27.05.2026 -28.05.2026	
2	Дослідження ЕЕГ та ЕМГ-сигналів як параметрів контролю судомної активності	28.05.2026 – 29.05.2026	
3	Обґрунтування концепції системи підтримки прийняття рішення лікарем під час ЕКТ	29.05.2026 – 30.05.2026	
4	Розробка структурної моделі системи та вибір елементної бази	30.05.2026 – 31.05.2026	
5	Розробка каналів обробки ЕЕГ та ЕМГ-сигналів у середовищі <i>Proteus</i>	31.05.2026 – 01.06.2026	
6	Розробка алгоритму логічного аналізу біосигналів на базі <i>Arduino Uno</i>	01.06.2026 – 02.06.2026	
7	Моделювання роботи системи в різних режимах ЕЕГ/ЕМГ-активності	02.06.2026 – 03.06.2026	
8	Формування розділу «Охорона праці та техніка безпеки»	03.06.2026 – 04.06.2026	
9	Оформлення дипломної роботи, списку джерел, додатків та презентації	04.06.2026 – 05.06.2026	
10	Отримання відгуку, рецензії та подання дипломної роботи до захисту	05.06.2026 – 10.06.2026	
11	Захист дипломної роботи	16.06.2026	

Студент

Богдан ХАРЧУК

Керівник

Ольга ІВАНЕЦЬ

АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: «Система контролю впливу електросудомної терапії за біомедичними параметрами в реальному часі».

Обсяг дипломної роботи становить 74 сторінки, містить 24 ілюстрацій, 13 таблиць. Загалом опрацьовано 49 джерел.

Актуальність: Електросудомна терапія є ефективним методом лікування тяжких психічних розладів, однак під час процедури важливо об'єктивно контролювати відповідь пацієнта на стимуляцію. Через використання анестезії та міорелаксантів зовнішні прояви судомної активності можуть бути приховані, тому актуальним є контроль ЕЕГ та ЕМГ-сигналів у реальному часі.

Мета: розробка та моделювання системи контролю впливу електросудомної терапії за ЕЕГ та ЕМГ-сигналами для визначення характеру судомної активності та формування інформаційного висновку для лікаря.

Задачі:

- проаналізувати особливості електросудомної терапії та біомедичні сигнали ЕЕГ і ЕМГ;
- дослідити методи обробки біосигналів;
- розробити структурну модель системи контролю впливу ЕКТ;
- розробити алгоритм аналізу судомної активності;
- виконати моделювання роботи системи та оцінити її ефективність.

Ключові слова: електросудомна терапія, ЕЕГ, ЕМГ, біомедичні сигнали, судомна активність, Arduino Uno, Proteus, медичний моніторинг.

ABSTRACT

Thesis topic: “Real-Time Control System for the Effects of Electroconvulsive Therapy Based on Biomedical Parameters.”

The thesis consists of 74 pages and contains 24 illustrations and 13 tables. A total of 49 sources were processed.

Relevance: Electroconvulsive therapy is an effective method for treating severe mental disorders; however, during the procedure it is important to objectively monitor the patient’s response to stimulation. Since anesthesia and muscle relaxants are used, external signs of seizure activity may be reduced or hidden. Therefore, real-time monitoring of EEG and EMG signals is relevant.

Objective: development and simulation of a system for monitoring the effects of electroconvulsive therapy based on EEG and EMG signals in order to determine the nature of seizure activity and provide an informational conclusion for the physician.

Tasks:

- to analyze the features of electroconvulsive therapy (ECT) and EEG/EMG biomedical signals;
- to investigate methods for biomedical signal processing;
- to develop a structural model of an ECT monitoring system;
- to develop an algorithm for seizure activity analysis;
- to simulate the system operation and evaluate its effectiveness.

Keywords: electroconvulsive therapy, EEG, EMG, biomedical signals, seizure activity, Arduino Uno, Proteus, medical monitoring.

ЗМІСТ

АНОТАЦІЯ.....	4
ABSTRACT.....	5
ЗМІСТ.....	6
ВСТУП	8
РОЗДІЛ 1.....	10
ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ ТА ПРИНЦИПИ ФУНКЦІОНУВАННЯ АПАРАТІВ ЕЛЕКТРОСУДОМНОЇ ТЕРАПІЇ	10
1.1 Принцип дії електросудомної терапії.....	10
1.2 Механізм терапевтичної дії ЕСТ.....	12
1.3 Система моніторингу під час процедури	14
1.4 Вимоги до параметрів електричного стимулу	19
1.5 Формування медико технічних вимог	21
Висновок до розділу 1	24
РОЗДІЛ 2.....	25
РОЗРОБКА СИСТЕМИ ЗВОРОТНОГО ЗВ'ЯЗКУ ДЛЯ АПАРАТА ЕЛЕКТРОСУДОМНОЇ ТЕРАПІЇ	25
2.1 Концепція системи зворотного зв'язку та структурна схема.....	25
2.2 Обґрунтування вибору елементної бази.....	27
2.3 Розробка каналів обробки ЕЕГ та ЕМГ сигналів	29
2.3.1 Формування тестових ЕЕГ- та ЕМГ-сценаріїв.....	29
2.3.2 Канали попередньої обробки, детектування та порогового аналізу	33
2.4 Програмна реалізація логіки аналізу та індикації	37
Висновки до розділу 2	40
РОЗДІЛ 3.....	41
МОДЕЛЮВАННЯ ТА ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ПРИСТРОЮ	41
3.1 Моделювання системи у середовищі Proteus.....	41
3.2 Дослідження роботи системи в різних режимах	44
3.3 Аналіз результатів моделювання та перспективи розвитку системи.....	50
Висновок до розділу 3	53
РОЗДІЛ 4.....	54
ОХОРОНА ПРАЦІ ТА ТЕХНІКА БЕЗПЕКИ	54

4.1 Характеристика розробленого модуля зворотного зв'язку	54
4.2 Взаємодія об'єкта в системі «людина – пристрій»	57
4.3 Оцінка потенційних небезпек.....	57
4.3.1 Небезпека ураження електричним струмом	57
4.3.2 Небезпека займання.....	59
4.3.3 Небезпека помилкової індикації	60
4.4 Інструкція з техніки безпеки при експлуатації пристрою	61
4.4.1 Загальні положення	61
4.4.2 Вимоги безпеки перед початком роботи.....	61
4.4.3 Вимоги безпеки під час роботи	62
4.4.4 Вимоги безпеки після закінчення роботи	62
4.4.5 Дії в аварійній ситуації	62
Висновок до розділу 4	63
ВИСНОВКИ	64
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ.....	67
ДОДАТОК А.....	73

ВСТУП

Електросудомна терапія (ЕСТ) є одним із найбільш ефективних методів лікування тяжких психічних розладів, зокрема резистентної депресії, біполярного афективного розладу та деяких форм шизофренії. Незважаючи на розвиток фармакотерапії та неінвазивних методів нейростимуляції, ЕСТ і надалі залишається «золотим стандартом» у випадках, коли інші методи лікування не дають належного клінічного ефекту.

У сучасній електросудомній терапії важливим завданням є не лише формування електричного стимулу з заданими параметрами, а й об'єктивний контроль відповіді пацієнта на стимуляцію в реальному часі.

Оскільки процедура проводиться під дією анестезії та міорелаксантів, зовнішні прояви судомної активності можуть бути значно зменшені або приховані. У таких умовах особливого значення набуває аналіз біомедичних сигналів, зокрема ЕЕГ та ЕМГ, які дозволяють визначати наявність, тривалість і характер судомної активності.

Розробка системи контролю впливу електросудомної терапії за біомедичними параметрами є актуальним напрямом біомедичної інженерії, оскільки така система може підвищити об'єктивність оцінки процедури, своєчасно виявляти недостатню або затяжну відповідь пацієнта та формувати інформаційну підтримку для лікаря без автоматичного втручання в параметри стимуляції.

Тема роботи: Система контролю впливу електросудомної терапії за біомедичними параметрами в реальному часі.

Мета: розробити систему зворотнього зв'язку для апарата електросудомної терапії на основі аналізу ЕЕГ- та ЕМГ-сигналів з використанням засобів Proteus.

Завдання дипломної роботи:

1. Провести аналіз принципів роботи апаратів електросудомної терапії та параметрів електричної стимуляції, що впливають на ефективність і безпеку процедури.
2. Дослідити біомедичні параметри, які можуть використовуватись для контролю впливу електросудомної терапії в реальному часі, зокрема ЕЕГ та ЕМГ-сигнали судомної активності.
3. Проаналізувати технічні методи реєстрації, підсилення, фільтрації та порогової обробки ЕЕГ/ЕМГ-сигналів у системах медичного моніторингу.
4. Розробити структурну модель системи контролю впливу електросудомної терапії, яка включає блоки реєстрації ЕЕГ/ЕМГ-сигналів, канали їх обробки, мікроконтролерний блок аналізу та блок індикації стану.
5. Розробити алгоритм логічного аналізу біосигналів для визначення відсутності судомної активності, часткової активності, підтвердженої судомної відповіді та затяжного режиму.
6. Виконати моделювання роботи системи та дослідити її реакцію на різні сценарії ЕЕГ/ЕМГ-активності з метою оцінки можливості використання розробленого модуля як системи підтримки прийняття рішення лікарем.

РОЗДІЛ 1

ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ ТА ПРИНЦИПИ ФУНКЦІОНУВАННЯ АПАРАТІВ ЕЛЕКТРОСУДОМНОЇ ТЕРАПІЇ

1.1 Принцип дії електросудомної терапії

Електросудомна терапія як метод лікування психічних розладів, терапевтичний механізм якого полягає в індукції генералізованого судомного нападу шляхом пропускання електричного струму через головний мозок пацієнта за допомогою накладених електродів має на меті підвищити якість життя пацієнтів, що мають психічні вади [1]. Сучасний стандарт проведення процедури передбачає використання модифікованої ЕКТ, яка проводиться під загальною анестезією та із застосуванням міорелаксантів, що мінімізує фізичні ризики для пацієнта [2].

Схема розташування електродів на голові пацієнта є одним із найважливіших параметрів ЕСТ. Від неї залежить не лише ефективність індукції судомної активності, а й вираженість когнітивних побічних ефектів, насамперед порушень пам'яті. У сучасній клінічній практиці найчастіше використовують три основні схеми: білатеральну (*bitemporal*), біфронтальну (*bifrontal*) та правобічну односторонню (*right unilateral*). Сучасні рекомендації наголошують, що вибір схеми має базуватися на співвідношенні «ефективність – безпека» для конкретного пацієнта [3].

Білатеральне розташування передбачає встановлення двох електродів у скроневих ділянках – приблизно на 2-3 см вище середини лінії між зовнішнім кутом ока та зовнішнім слуховим проходом з обох боків голови. Така схема створює найбільший об'єм тканини мозку між електродами, тому забезпечує найвищу й найшвидшу клінічну ефективність (застосовують у випадках тяжкої депресії, психотичних симптомів), однак воно також пов'язане з найбільшим ризиком когнітивних порушень [4, 5].

Біфронтальне розташування передбачає встановлення електродів у лобних ділянках, приблизно на 4 – 5 см вище зовнішніх кутів очей. Така схема була запропонована як компроміс між високою ефективністю білатеральної ЕСТ та меншими когнітивними побічними ефектами [6].

Правобічне одностороннє розташування (*right unilateral, RUL*) полягає у встановленні одного електрода в правій скроневій ділянці, аналогічно білатеральній схемі, а другого – у правій тім'яній або верхньолобній ділянці, приблизно на 2–3 см праворуч від вершини черепа. Така схема використовується для зменшення впливу стимуляції на ліву півкулю, де в більшості людей локалізовані мовні та значна частина пам'яттєвих функцій. Завдяки цьому *RUL*-ЕСТ має найменший ризик когнітивних ускладнень і часто використовується у пацієнтів, для яких збереження пам'яті є особливо важливим [4]. Позиції розташування електродів зображено на рисунку 1.1.

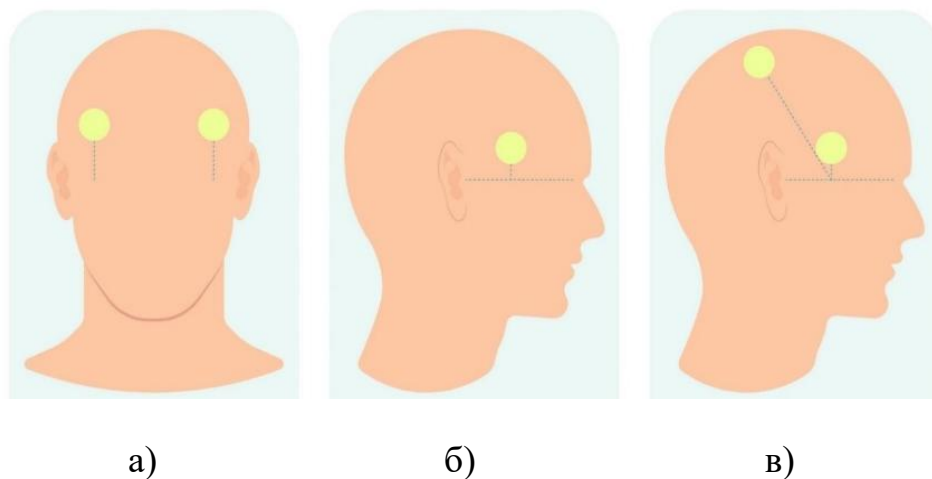


Рисунок 1.1 – Розташування електродів: а) біфронтальне, б)білатеральне, в) унілатеральне [4]

На рисунку 1.2 наведено схематичне зображення апаратної складової для проведення даного методу:

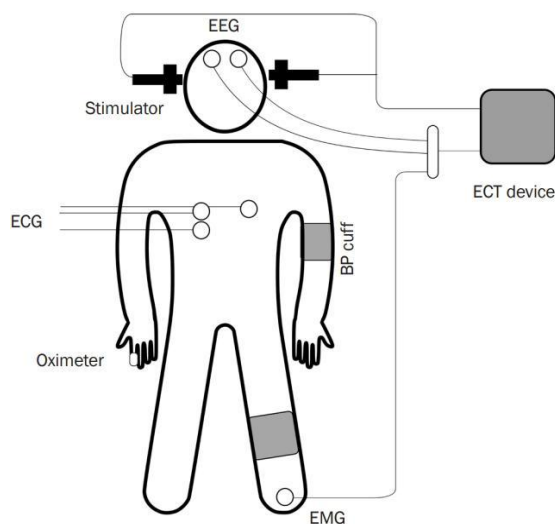


Рисунок 1.2 – Схематичне зображення апаратної складової ЕСТ: *EEG* – електроенцефалограма, *Stimulator* – стимулятор, *ECG* – електрокардіограма, *Oximeter* – пульсоксиметр, *BP cuff* – манжета АТ, *EMG* – електроміограма, *ECT device* – апарат ЕСТ [7]

1.2 Механізм терапевтичної дії ЕСТ

Механізм дії ЕСТ на даний момент до кінця не відомий. Ця процедура викликає різні нейрофізіологічні, а також нейрохімічні зміни в макро- та мікросередовищі мозку. Різноманітні зміни, що стосуються експресії генів, функціональної зв'язності, нейрохімічних речовин, проникності гематоенцефалічного бар'єру, зміни імунної системи, вважаються відповідальними за терапевтичний ефект ЕСТ. Запропоновані біологічні теорії можна загалом класифікувати на нейрофізіологічні, нейробиохімічні та теорії нейропластичності залежно від впливу електросудомного шоку (ЕКШ) на різні аспекти (функціональні, композиційні та структурні) мозку, а також на підлеглі нейронні та гліальні тканини [8, 9].

Нейрофізіологічні теорії зосереджені на змінах електричної активності та метаболізму мозку. Однією з провідних є антисудомна гіпотеза, згідно з якою терапевтичний ефект зумовлений не самим нападом, а потужними гальмівними механізмами, які мозок активує для його припинення. До того ж сучасні нейровізуалізаційні дослідження

підтверджують, що ЕСТ нормалізує гіперсинхронізацію в мережі пасивного режиму роботи мозку (*DMN*), яка у хворих на депресію відповідає за постійне фокусування на негативних думках. [10, 11].

Згідно з **нейробіохімічними теоріями**, ЕСТ діє як потужний стимулятор вивільнення нейромедіаторів та регулятор ендокринних осей. Однією з таких теорій є моноамінова регуляція: ЕСТ викликає гострий викид серотоніну, норадреналіну та дофаміну, а також підвищує чутливість відповідних рецепторів у префронтальній корі та гіпокампі [12].

Також сюди відноситься нейроендокринне перезавантаження: процедура стимулює викид гормонів гіпофіза та регулює роботу гіпоталамо-гіпофізарно-надниркової осі, що допомагає організму пацієнта краще адаптуватися до стресу [13].

На сьогодні **теорії нейропластичності** є найбільш обґрунтованим напрямком, що пояснює довготривалий ефект терапії через структурні зміни в мозку. Стимуляція нейротрофічних факторів: встановлено, що ЕКТ значно підвищує рівень нейротрофічного фактора мозку (*BDNF*), який стимулює ріст нових синапсів та відновлення пошкоджених нейронів [14]. Також дані МРТ-досліджень останніх років підтверджують збільшення об'єму сірої речовини в гіпокампі та мигдалеподібному тілі після курсу ЕКТ, що свідчить про фізичне відновлення ключових емоційних центрів мозку [15].

Результати сучасних нейровізуалізаційних досліджень, зокрема на базі магнітно-резонансної спектроскопії, свідчать про те, що курс ЕКТ сприяє відновленню нейрохімічного балансу головного мозку. Це проявляється у зростанні рівнів таких ключових нейромедіаторів, як глутамат та глутамін, особливо в ділянці передньої поясної кори (ППК). Нормалізація функціонування ППК має критичне значення для пацієнтів із психіатричними розладами, оскільки саме ця зона відповідає за адекватне сприйняття когнітивних помилок та моніторинг виконавчих функцій.

Враховуючи, що дисфункція цих процесів часто корелює з високим ризиком суїцидальної поведінки при тяжких депресивних та психотичних станах, відновлення активності ППК є одним із найважливіших терапевтичних результатів методу [16].

Разом з тим, вплив електросудомної терапії не обмежується лише центральною нервовою системою, а викликає комплексні біологічні зміни на системному рівні. Зокрема, у пацієнтів із немеланхолійними формами депресії після процедур фіксується значне підвищення концентрації норадреналіну в плазмі крові. Крім того, лабораторні аналізи спинномозкової рідини підтверджують динаміку метаболічних процесів через зміну рівнів гомованілової кислоти (метаболіту дофаміну) та 5-гідроксиіндолоцтової кислоти (метаболіту серотоніну). Такий багатогранний біохімічний відгук організму підтверджує системну ефективність ЕКТ як методу комплексної нейромодуляції [16, 17].

1.3 Система моніторингу під час процедури

Сучасний стандарт проведення електросудомної терапії (ЕКТ) вимагає безперервного мультипараметричного моніторингу стану пацієнта, що зумовлено специфікою модифікованої методики. Оскільки процедура проводиться під загальною анестезією та глибокою м'язовою релаксацією, фізичні прояви судомного нападу та реакції вегетативної нервової системи є прихованими, що робить апаратний контроль єдиним надійним інструментом верифікації безпеки та ефективності лікування. Основною метою моніторингу є не лише запобігання соматичним ускладненням, а й об'єктивна оцінка характеристик індукованого нападу, які безпосередньо корелюють із терапевтичним результатом [18, 19].

Електроенцефалографія (ЕЕГ) є центральним компонентом моніторингу, що дозволяє лікарю спостерігати за електричною активністю кори головного мозку в реальному часі. Використання принаймні двох

каналів ЕЕГ дозволяє зафіксувати момент початку генералізованого розряду, його амплітуду, морфологію хвиль та, найголовніше, момент припинення нападу. Це критично важливо для діагностики пролонгованих судом або епілептичного статусу, які потребують негайного фармакологічного втручання [10].

У стані спокою, безпосередньо перед процедурою, ЕЕГ пацієнта, що перебуває під впливом анестетиків (наприклад, пропофолу), зазвичай демонструє десинхронізовану активність низької амплітуди з переважанням швидких бета-ритмів або сповільнених тета-хвиль, залежно від глибини наркозу. Такий фон є ізолінією, відносно якої фіксується початок і розвиток судомної активності [20].

Морфологія ЕЕГ-сигналу під час успішно індукованого судомного нападу проходить через чотири послідовні фази, кожна з яких має унікальні характеристики. Одразу після подачі стимулу спостерігається фаза «електричного артефакту», після якої виникає тонічна фаза. На ЕЕГ вона відображається як різке зростання амплітуди та поява високочастотної синхронізованої активності (зазвичай 10–15 Гц), що візуально виглядає як щільні, гострі піки. У цей момент відбувається масивна деполяризація нейронів кори, що супроводжується інтенсивним споживанням кисню та глюкози мозком [10].

Наступна, клонічна фаза, характеризується переходом до ритмічних комплексів «пік-повільна хвиля» (*spike-and-slow-wave*). Амплітуда сигналу в цій фазі зазвичай є максимальною, а частота поступово знижується з 5–8 Гц до 3 Гц [21]. Ці комплекси відображають боротьбу між збуджуючими нейронними механізмами та гальмівними процесами ГАМК-ергічної системи, яка намагається припинити напад. Чітка структурованість та симетричність цих хвиль по обох півкулях мозку вважаються ознаками «якісного» судомного розряду, що корелює з позитивним терапевтичним прогнозом [18].

Завершальним і найбільш діагностично значущим етапом є постсудомне пригнічення. Це момент раптового припинення високовольтної активності, коли ЕЕГ-сигнал стає майже плоским (ізоелектричним) або демонструє поодинокі низькочастотні дельта-хвилі. Вираженість цього пригнічення прямо вказує на інтенсивність задіяних захисних механізмів мозку. Клінічні дослідження підтверджують, що чим різкіше відбувається обрив судомної активності та чим глибшою є подальша депресія сигналу на ЕЕГ, тим вищою є ймовірність швидкого регресу депресивної симптоматики у пацієнта [15, 22]. Стани ЕЕГ у різних станах зображено на рисунку 1.3.

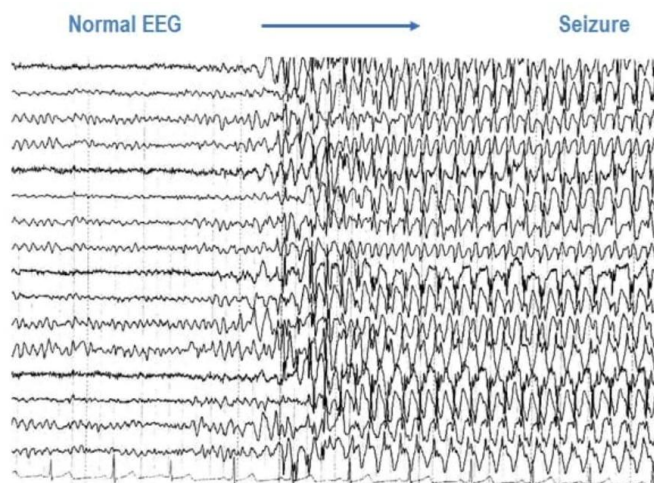


Рисунок 1.3 – Сигнал ЕЕГ у стані спокою (*Normal EEG*) та під час судомного нападу (*Seizure*) [23]

З інженерної точки зору, ці характеристики ЕЕГ є ключовими вхідними даними для системи зворотного зв'язку. Автоматичне розпізнавання переходу від клонічної фази до постсудомного пригнічення дозволяє апарату точно зафіксувати тривалість нападу. Якщо система детектує низьку амплітуду або відсутність чіткої синхронізації в клонічній фазі, це може бути сигналом для лікаря про можливу недостатню ефективність стимуляції та необхідність корекції параметрів у наступному циклі лікування. До того ж, з рисунку 1.3 можемо зробити висновок, що система моніторингу повинна мати достатній динамічний діапазон, щоб без

спотворень реєструвати як мікрровольтні коливання «норми», так і потужні «піки» нападу, а програмний алгоритм має безпомилково визначати момент припинення активності для розрахунку загальної тривалості фази [24].

Серцево-судинний моніторинг, що включає безперервну електрокардіографію (ЕКГ) та періодичне вимірювання артеріального тиску, є обов'язковим через значне навантаження на серце під час судомного нападу. Під впливом електричного стимулу відбувається потужна активація вегетативної нервової системи: спочатку спостерігається короточасна парасимпатична відповідь (брадикардія), яка швидко змінюється вираженою симпатичною активацією (тахікардія та гіпертензія). Постійний контроль ЕКГ дозволяє вчасно виявити порушення ритму або ішемічні зміни, що особливо важливо для пацієнтів похилого віку з супутніми кардіологічними патологіями [20].

Важливим аспектом безпеки є контроль респіраторної функції за допомогою пульсоксиметрії та моніторингу капнографії. Оскільки міорелаксанти тимчасово паралізують дихальну мускулатуру, пацієнт потребує примусової вентиляції легень 100% киснем. Підтримка оптимального рівня сатурації (SpO_2) та контроль рівня вуглекислого газу є необхідними, оскільки гіпоксія або гіпокапнія (внаслідок гіпервентиляції) суттєво впливають на поріг судомної готовності та можуть призвести до неефективності стимуляції або виникнення небажаних неврологічних наслідків [24].

Особливу роль у клінічній практиці відіграє електроміографія (ЕМГ) у поєднанні з методикою «ізолюваної кінцівки» або «методом манжети». Перед введенням міорелаксанту на одну з кінцівок пацієнта накладається манжета для вимірювання тиску, яка накачується вище рівня систолічного тиску, блокуючи потрапляння релаксанту в м'язи цієї кінцівки. Це дозволяє візуально та за допомогою ЕМГ-електродів спостерігати за моторним компонентом судомного нападу [25].

Під час судомної активності ЕМГ-сигнал характеризується різким збільшенням амплітуди та появою високочастотних м'язових розрядів. У тонічній фазі спостерігається майже безперервна високоамплітудна м'язова активність, тоді як у клонічній фазі сигнал набуває вигляду ритмічних burst-пачок із періодичними паузами між ними. Такі патерни поверхневої електроміографії (*sEMG*) можуть використовуватись як додатковий канал зворотного зв'язку для підтвердження наявності судомної активності та оцінки ефективності стимуляції [26]. Приклад ЕМГ-сигналу при переході активностей зображено на рисунку 1.4.

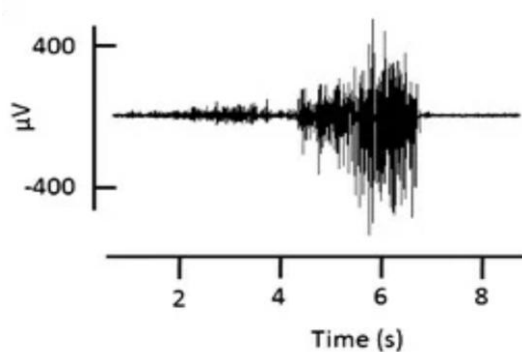


Рисунок 1.4 – Приклад ЕМГ-сигналу при переході від нормальної активності до судомної [27]

Інтеграція всіх вищезазначених параметрів у єдину систему зворотного зв'язку дозволяє реалізувати персоналізований підхід до терапії. У контексті перспектив розвитку інтелектуальних систем підтримки прийняття рішень для апаратів ЕКТ, обробка сигналів ЕЕГ та ЕМГ у реальному часі створює основу для оцінювання ефективності стимуляції та формування рекомендацій щодо можливого коригування параметрів електричного імпульсу лікарем. Це дозволяє досягати терапевтичного ефекту при мінімальному енергетичному впливі, що потенційно знижує ризик когнітивних побічних ефектів, таких як ретроградна амнезія, та підвищує загальний профіль безпеки методу [15].

1.4 Вимоги до параметрів електричного стимулу

Еволюція апаратів для електросудомної терапії пройшла шлях від використання змінного синусоїдального струму електромережі до складних мікропроцесорних систем, що генерують короткоімпульсні прямокутні сигнали. Сучасна клінічна практика базується на використанні саме прямокутної форми хвилі (*brief-pulse rectangular waveform*), оскільки вона дозволяє досягти порогу деполяризації нейронів за мінімально можливий час. На відміну від синусоїди, де напруга зростає поступово, прямокутний імпульс миттєво досягає амплітудного значення, що забезпечує ефективну стимуляцію при значно меншій загальній енергії, що подається на мозок пацієнта. Це має вирішальне значення для зниження ризику когнітивних порушень, таких як постпроцедурна сплутаність свідомості та амнезія [18].

Основним параметром стимулу є ширина імпульсу, яка в сучасних протоколах поділяється на короткоімпульсну – від 0,5 до 1,5 мс, та ультракороткоімпульсну – менше 0,5 мс (зазвичай 0,25–0,3 мс). Використання ультракоротких імпульсів вважається більш фізіологічним, оскільки вони краще відповідають хронаксії нейронів головного мозку. Це дозволяє вибірково стимулювати судомну активність, мінімізуючи при цьому небажаний нагрів тканин та надлишкову електричну дію на ділянки мозку, що не залучені до терапевтичного процесу. Дослідження підтверджують, що ультракороткі імпульси забезпечують аналогічну ефективність лікування при значному збереженні функцій пам'яті пацієнта [24]. Форми хвиль стимулу зображено на рисунку 1.5.

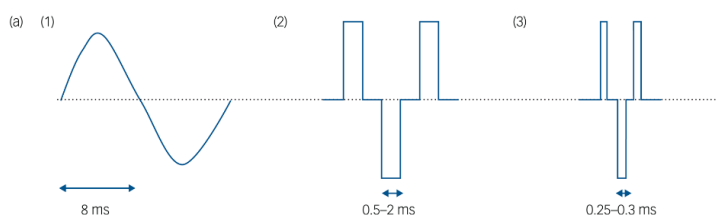


Рисунок 1.5 – Форми хвиль стимулу: 1) синусоїда, 2) короткий та 3) ультракороткий імпульс [28]

Біполярність або двофазність сигналу є обов'язковою технічною вимогою до сучасних стимуляторів. У біполярному режимі кожен позитивний прямокутний імпульс супроводжується ідентичним за амплітудою та тривалістю негативним імпульсом. Це запобігає накопиченню електричного заряду на межі «електрод-шкіра» та в самих тканинах мозку, що нівелює ефект електролітичної поляризації. Окрім захисту тканин від хімічного пошкодження, симетричний біполярний сигнал дозволяє підтримувати стабільність електричного імпедансу протягом усього сеансу, що є критично важливим для точного дозування енергії [10].

Загальна доза електричного заряду, що вимірюється в мілікулонах (мКл), визначається комбінацією амплітуди струму, ширини імпульсу, частоти повторення та загальної тривалості пачки імпульсів. Типові параметри передбачають амплітуду струму в межах 800–900 мА, частоту від 20 до 120 Гц та тривалість стимуляції від 0,5 до 8 секунд. Титрування дози є індивідуальним процесом: лікар визначає поріг судомної готовності конкретного пацієнта та подає заряд, що перевищує цей поріг у кілька разів (зазвичай у 2–6 разів залежно від розташування електродів). Саме можливість прецизійного налаштування кожного з цих параметрів у мікроконтролерних системах керування забезпечує гнучкість та безпеку методу [20].

Важливою технічною вимогою до апаратної частини є підтримка стабільної амплітуди струму незалежно від динамічних змін імпедансу пацієнта. Під час проходження розряду опір тканин голови може суттєво зменшуватися, що при постійній напрузі призвело б до неконтрольованого стрибка струму [15].

1.5 Формування медико технічних вимог

На основі проведеного огляду літератури сформовано медико-технічні вимоги до модуля контролю впливу електросудомної терапії за біомедичними параметрами в реальному часі. Розроблюваний модуль призначений для аналізу ЕЕГ та ЕМГ-сигналів під час процедури ЕКТ і формування інформаційної індикації для лікаря. Пристрій не є автономною системою керування стимуляцією та не змінює параметри електричного імпульсу без участі медичного персоналу.

Медичний ефект полягає у підвищенні об'єктивності оцінки судомної активності під час електросудомної терапії за рахунок одночасного аналізу мозкової електричної активності та моторної відповіді. Технічний ефект полягає у попередній обробці ЕЕГ/ЕМГ-сигналів, їх пороговому перетворенні та логічній класифікації стану пацієнта. Соціальний ефект полягає у підвищенні безпеки процедури завдяки додатковому контролю біомедичних параметрів у реальному часі та збереженню остаточного рішення за лікарем. У таблицю 1.1 було занесено медико-технічні вимоги до модуля підтримки прийняття рішення під час ЕКТ.

Таблиця 1.1 – Медико-технічні вимоги до модуля підтримки прийняття рішення під час ЕКТ

Характеристика	Вимога
Тип виробу	Допоміжний інформаційний модуль контролю біомедичних параметрів
Призначення	Аналіз ЕЕГ та ЕМГ-сигналів під час ЕКТ і формування індикації для лікаря
Режим роботи	Робота в реальному часі без автоматичного керування стимуляцією
Основні контрольовані параметри	Наявність ЕЕГ-активності, наявність ЕМГ-активності, тривалість активної фази
Кількість біосигнальних каналів	2 канали: ЕЕГ та ЕМГ

Продовження таблиці 1.1

Тип вхідних біосигналів	Аналогові сигнали ЕЕГ та ЕМГ після електродного відведення
Орієнтовний діапазон амплітуд ЕЕГ-сигналу	10–300 мкВ
Орієнтовний частотний діапазон ЕЕГ-сигналу	0,5–30 Гц
Орієнтовний діапазон амплітуд ЕМГ-сигналу	50 мкВ – 5 мВ
Орієнтовний частотний діапазон ЕМГ-сигналу	10–500 Гц
Обробка ЕЕГ-сигналу	Видалення низькочастотного дрейфу, виділення рівня активності, порогове перетворення
Обробка ЕМГ-сигналу	Підсилення, виділення рівня м'язової активності, порогове перетворення
Тип вихідних сигналів після аналогової обробки	Цифрові логічні сигнали <i>EEG detected</i> та <i>EMG detected</i>
Кількість цифрових входів мікроконтролера	Не менше 2
Кількість каналів індикації	Не менше 3
Тип індикації	Світлодіодна: зелений, жовтий, червоний індикатори
Нормальний режим	Відсутність перевищення порогу в обох каналах
Режим попередження	Активність виявлена лише в одному з каналів
Режим підтвердженої судомної активності	Одночасне перевищення порогу в ЕЕГ та ЕМГ-каналах
Режим затяжної активності	Перевищення заданого часу активності
Мінімальна тривалість терапевтичної активності в моделі	10 с
Поріг затяжної активності в моделі	15 с

Продовження таблиці 1.1

Мікроконтролерний блок	<i>Arduino Uno</i> або аналогічний мікроконтролер з достатньою кількістю цифрових входів/виходів
Напруга живлення логічної частини	5 В постійного струму
Рекомендована вхідна напруга плати <i>Arduino Uno</i>	7–12 В
Допустима вхідна напруга плати <i>Arduino Uno</i>	6–20 В
Максимальний струм одного цифрового виводу	До 20 мА
Загальний струм виводів мікроконтролера	Не більше 200 мА
Споживана потужність модуля індикації	Не більше 0,1 Вт
Напруга живлення аналогових вузлів моделі	5 В постійного струму
Компараторний вузол	Подвійний компаратор <i>LM393</i> або аналогічний
Діапазон живлення компаратора	2–36 В або $\pm 1 \dots \pm 18$ В
Операційний підсилювач ЕМГ-каналу	<i>OPA404KP</i> або аналогічний операційний підсилювач
Діапазон живлення операційного підсилювача	До ± 18 В
Тип порогу спрацювання	Регульований
Місце можливої інтеграції	Після блоків підсилення та фільтрації ЕЕГ/ЕМГ-сигналів, перед блоком відображення інформації
Взаємодія з лікарем	Надання візуальної індикації стану без автоматичного прийняття клінічного рішення
Клас виробу за способом захисту від ураження електричним струмом	Не нижче класу I або II залежно від конструкції джерела живлення
Ступінь захисту корпусу	Не нижче IP30
Робочий температурний діапазон	0...+40 °С

Продовження таблиці 1.1

Діапазон температур зберігання	-10...+50 °C
Відносна вологість під час експлуатації	10–90 % без конденсації
Основне обмеження системи	Модуль не повинен мати прямого впливу на силовий канал стимуляції ЕКТ
Мікроконтролерний блок	<i>Arduino Uno</i> або аналогічний мікроконтролер з достатньою кількістю цифрових входів/виходів

Сформовані медико-технічні вимоги є основою для подальшого вибору елементної бази, розробки структурної схеми, побудови каналів обробки ЕЕГ та ЕМГ-сигналів, а також створення алгоритму логічного аналізу стану пацієнта.

Висновок до розділу 1

Аналіз сучасної практики ЕКТ показав, що використання міорелаксантів значно зменшує вираженість фізичних проявів судом, тому ЕЕГ та ЕМГ-моніторинг є важливими засобами підтвердження ефективності процедури. Це вимагає від системи високої точності реєстрації та аналізу біосигналів для об'єктивного контролю стану пацієнта.

Доведено, що найбільш безпечним стандартом стимуляції є біполярні прямокутні імпульси, які дозволяють досягати терапевтичного ефекту при мінімальному енергетичному впливі. Така форма сигналу знижує ризик небажаних побічних ефектів і обґрунтовує вибір відповідної структури стимулюючого сигналу.

Через динамічну зміну електричного опору тканин пацієнта доцільним є використання системи зворотного зв'язку та мікроконтролерного аналізу сигналів. Це дозволяє оцінювати стабільність параметрів стимуляції, контролювати тривалість судомної активності та формувати інформаційну підтримку для лікаря під час проведення ЕКТ.

РОЗДІЛ 2

РОЗРОБКА СИСТЕМИ ЗВОРОТНОГО ЗВ'ЯЗКУ ДЛЯ АПАРАТА ЕЛЕКТРОСУДОМНОЇ ТЕРАПІЇ

2.1 Концепція системи зворотного зв'язку та структурна схема

Сучасний апарат електросудомної терапії є не лише джерелом стимулюючих імпульсів, а комплексною біомедичною системою, яка повинна забезпечувати контроль реакції пацієнта під час процедури. У класичній ЕКТ терапевтичний ефект досягається шляхом індукції генералізованої судомної активності, однак через використання анестезії та міорелаксантів зовнішні моторні прояви можуть бути частково або повністю приглушені. Саме тому виникає необхідність у використанні біологічного зворотного зв'язку на основі аналізу електроенцефалографічних та електроміографічних сигналів [29].

У межах даної роботи система зворотного зв'язку розглядається не як повністю автоматизована система керування стимуляцією, а як інтелектуальна система підтримки прийняття рішення лікарем. Розроблена модель не виконує безпосередню зміну параметрів стимулюючого імпульсу в реальному часі, а аналізує сигнали ЕЕГ та ЕМГ і формує інформаційний висновок щодо характеру судомної відповіді пацієнта. Такий підхід дозволяє зберегти клінічний контроль за процедурою та одночасно реалізувати принцип біологічного зворотного зв'язку.

Концептуально роботу системи можна описати такою послідовністю: після подачі стимулюючого імпульсу на пацієнта система реєструє ЕЕГ та ЕМГ-сигнали, виконує їх попередню обробку, виділяє ознаки судомної активності та перетворює їх у логічні сигнали для мікроконтролера. Далі мікроконтролер *Arduino Uno* аналізує стани каналів та формує відповідну індикацію для оператора. У випадку відсутності судомної активності система відображає нормальний стан, при наявності лише часткової або

сумнівної відповіді – попереджувальний режим, а при підтвердженій судомній активності – сигнал підтвердження процедури. У разі надмірно тривалої активності система переходить у режим попередження про затяжну судому. На рисунку 2.1 зображено структурну схему запропонованої системи.

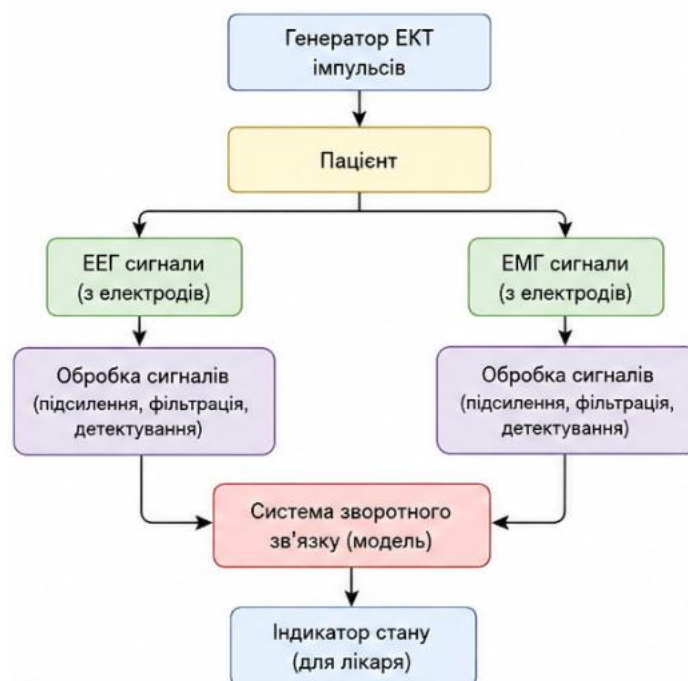


Рисунок 2.1 – Структурна схема запропонованої системи

Після подачі стимулу система реєструє електричну активність мозку та м'язів пацієнта. EEG використовується як основний канал підтвердження генералізованої судомної активності, тоді як ЕМГ є додатковим каналом підтвердження моторної відповіді. Аналогові сигнали проходять через фільтрацію та детектування огинаючої, після чого компаратори перетворюють їх у цифрові рівні. Мікроконтролер аналізує комбінацію сигналів *EEG detected* та *EMG detected* і формує відповідну індикацію стану пацієнта.

Перевагою такої архітектури є простота реалізації, можливість моделювання у середовищі *Proteus* та наочність демонстрації принципу біологічного зворотного зв'язку. Оскільки модель працює з логічними

рівнями після компараторів, вона не потребує складної цифрової обробки сигналів або високопродуктивних обчислювальних систем. Це дозволяє використовувати *Arduino Uno* як центральний логічний контролер системи.

2.2 Обґрунтування вибору елементної бази

Під час розробки моделі системи зворотного зв'язку для апарата електросудомної терапії особливу увагу було приділено вибору програмного середовища та елементної бази, оскільки навіть у спрощеній демонстраційній моделі необхідно забезпечити стабільність роботи, сумісність аналогових і цифрових каскадів, а також можливість обробки слабких біоелектричних сигналів. Основними критеріями вибору компонентів були доступність моделей, простота інтеграції, відповідність задачам біомедичної обробки сигналів та можливість подальшого масштабування концепції до реальної системи.

Для реалізації моделі було обрано середовище *Proteus Design Suite*, яке дозволяє одночасно моделювати аналогові та цифрові електронні схеми, інтегрувати мікроконтролерний код *Arduino* та аналізувати роботу системи у режимі реального часу [30].

Використання *Proteus* дало можливість об'єднати в одній моделі канали обробки ЕЕГ та ЕМГ-сигналів, аналогові компаратори, детектори огинаючої та мікроконтролерний блок логічної обробки, що зробило дане середовище зручним інструментом для створення комплексної моделі системи біологічного зворотного зв'язку апарата ЕКТ.

Як центральний логічний контролер було обрано платформу *Arduino Uno* на базі мікроконтролера *ATmega328P*. Даний мікроконтролер має достатню кількість цифрових входів і виходів для реалізації логіки системи, підтримує роботу з логічними рівнями 5 В та легко інтегрується із середовищем *Proteus*. Додатковою перевагою є простота програмування в *Arduino IDE* та велика кількість готових бібліотек для роботи з медичними

сенсорними системами. Згідно з документацією *Microchip*, *ATmega328P* містить 32 КБ *Flash*-пам'яті, 2 КБ *SRAM* та підтримує тактову частоту до 20 МГц, що є достатнім для реалізації алгоритму логічного аналізу ЕЕГ та ЕМГ-сигналів [31].

Для реалізації порогового аналізу біосигналів було використано компаратори *LM393*. Вибір цієї мікросхеми обумовлений низьким енергоспоживанням, стабільною роботою при однополярному живленні та наявністю виходу з відкритим колектором, що дозволяє легко узгоджувати компаратор з логічними входами *Arduino*. Крім того, *LM393* широко застосовується у сенсорних та вимірювальних системах завдяки низькому рівню зміщення та можливості роботи з малими аналоговими сигналами [32]. У схемі компаратори використовуються для порівняння рівня сигналу після детектора огинаючої з напругою порогу, яка задається потенціометром. Це дозволяє реалізувати простий аналоговий механізм детектування судомної активності.

Для обробки ЕМГ-сигналу було застосовано операційний підсилювач *ОРА404КР*. Даний підсилювач характеризується високим входним опором, низьким рівнем шуму та достатньою стабільністю при роботі з низькоамплітудними аналоговими сигналами. Такі параметри є критично важливими для електроміографічних каналів, оскільки амплітуда біоелектричних сигналів м'язів може становити лише десятки або сотні мікрівольт [33]. Підсилювальний каскад дозволяє збільшити рівень сигналу до значень, придатних для подальшого випрямлення та порогового аналізу.

У ролі детектора огинаючої було використано діоди Шотткі *BAT42*. На відміну від звичайних кремнієвих діодів, діоди Шотткі мають менше пряме падіння напруги, що є важливим при роботі зі слабкими біосигналами. Використання *BAT42* дозволяє зменшити втрати амплітуди під час випрямлення та підвищити точність формування огинаючої сигналу.

Це особливо важливо для коректного виділення *burst*-компонентів ЕЕГ та ЕМГ-сигналів судомної активності.

Для формування часових характеристик детектора огинаючої було використано *RC*-ланцюги на основі конденсаторів та резисторів. Такі кола виконують функцію згладжування сигналу та дозволяють перетворити швидкі високочастотні коливання ЕЕГ або ЕМГ у повільно змінювану напругу, пропорційну енергії сигналу. Подібний підхід широко використовується в системах попередньої аналогової обробки біомедичних сигналів, оскільки дозволяє суттєво спростити подальший цифровий аналіз [34].

Як індикаторний блок були використані світлодіоди зеленого, жовтого та червоного кольору. Така кольорова схема дозволяє інтуїтивно розділити стани системи: відсутність судомної активності, неповну або сумнівну відповідь та підтверджену судомну активність. Використання світлодіодної індикації є простим способом демонстрації принципу роботи системи зворотного зв'язку під час моделювання.

2.3 Розробка каналів обробки ЕЕГ та ЕМГ сигналів

2.3.1 Формування тестових ЕЕГ- та ЕМГ-сценаріїв

Одним із найважливіших елементів системи зворотного зв'язку апарата електросудомної терапії є канали реєстрації та обробки біоелектричних сигналів. Саме від їх точності залежить можливість коректного визначення наявності судомної активності та формування достовірної інформації для лікаря.

У даній роботі було реалізовано окремі канали обробки ЕЕГ та ЕМГ сигналів, побудовані за принципом попередньої аналогової обробки з подальшим пороговим аналізом (рисунки 2.2).

Для моделювання ЕЕГ-сигналу було використано аудіофайли формату WAV, які підключалися до джерела сигналу у *Proteus*. Такий підхід

виявився зручнішим за використання кількох синусоїдальних генераторів, оскільки дозволяє сформувати складні сценарії з фазами норми, наростання активності, судомного *burst*-компонента та повернення до фонового рівня [35].

Було створено чотири тестові сценарії: нормальний ЕЕГ-сигнал без судомної активності; слабка судомна відповідь; терапевтична судомна активність; надмірна або затяжна активність. Усі файли мають тривалість 30 с, що дозволяє швидко перевіряти роботу Proteus-моделі. На рисунку 2.2 представлено тестові ЕЕГ-сценарії у вигляді аудіофайлів.

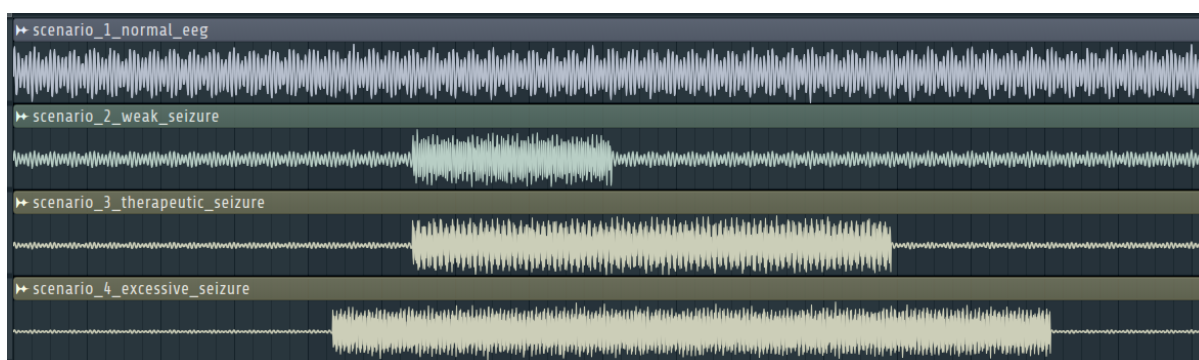


Рисунок 2.2 – Тестові ЕЕГ-сценарії у вигляді аудіофайлів

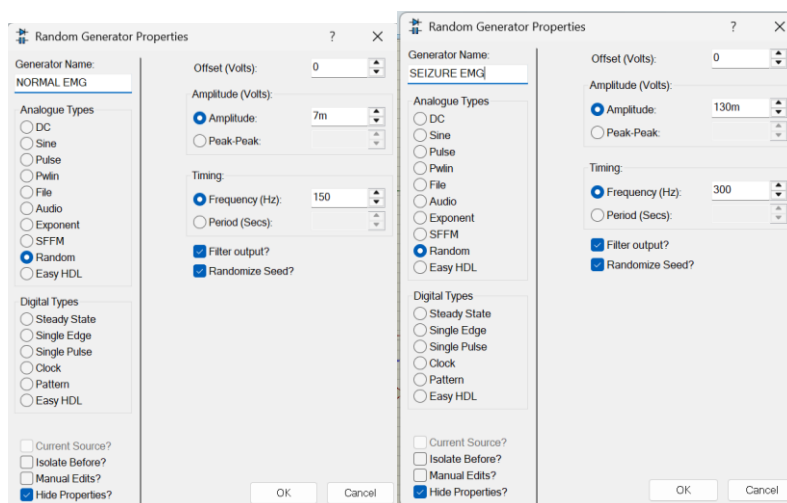
У реальній клінічній ситуації адекватна ЕЕГ-судомна зазвичай триває довше, однак у моделюванні тривалість подій була масштабована для пришвидшення симуляції та зручності демонстрації [20].

ЕМГ-сигнал у моделі був реалізований окремим каналом. На відміну від ЕЕГ, електроміограма під час судомної активності не повинна виглядати як плавна синусоїда. Вона має шумоподібний характер, а при конвульсивних скороченнях проявляється у вигляді пачок активності. Тестові ЕЕГ-сигнали та зміна реакції розробленої подані у таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Тестові ЕЕГ-сценарії для перевірки системи

Сценарій	Характер сигналу	Очікувана реакція системи
<i>Normal EEG</i>	Низькоамплітудний фоновий сигнал без вираженого burst-компонента	Зелений індикатор: судомної активності не виявлено
<i>Weak seizure</i>	Коротка або слабка активність, яка може не супроводжуватися ЕМГ-відповіддю	Жовтий індикатор: неповна відповідь або артефакт
<i>Therapeutic seizure</i>	Виражене збільшення амплітуди та частоти ЕЕГ протягом заданого інтервалу	Червоний індикатор: судомна активність підтверджена
<i>Excessive seizure</i>	Тривала або надмірна активність з високою амплітудою	Миготливий червоний індикатор: затяжна активність

Саме тому для моделі ЕМГ використовувалися випадкові або шумоподібні сигнали з різними амплітудами для нормального стану та судомної активності [36, 37]. На рисунку 2.3 зображено налаштування тестового сигналу для ЕМГ в стані спокою та при судомному нападі.



А)

Б)

Рисунок 2.3 – Налаштування тестового сигналу для ЕМГ в стані спокою (А) та при судомному нападі (Б)

Нормальний ЕМГ-канал задавався малим шумовим сигналом, який імітує фонову м'язову активність або залишкові перешкоди каналу.

Судомний ЕМГ-сигнал задавався сигналом більшої амплітуди. Для демонстрації появи конвульсивної активності в схему введено ручний ключ, який дозволяє підключати або відключати компонент *SEIZURE EMG*. Це дало змогу візуально демонструвати перехід від нормального стану до моторної активності [35]. На рисунку 2.4 представлено модель ЕМГ-сигналу. На рисунку 2.5 показано перехід імітованого сигналу ЕМГ від нормального стану до моторної судомної активності

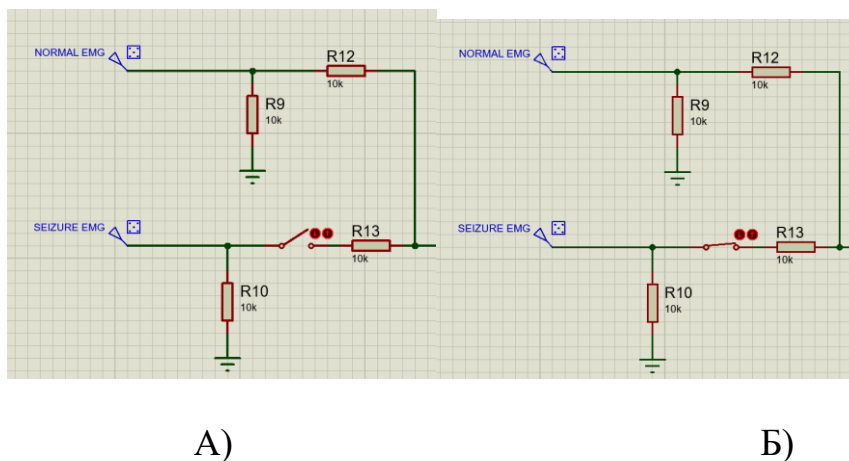


Рисунок 2.4 – Модель ЕМГ-сигналу: А) фонові м'язова активність; Б) судомна м'язова активність

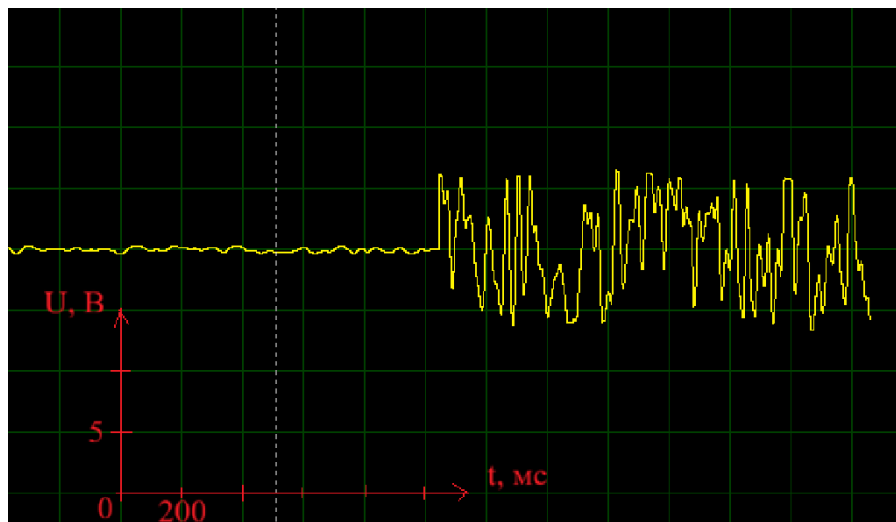


Рисунок 2.5 – Перехід імітованого сигналу ЕМГ від нормального стану до моторної судомної активності

Практична мета ЕМГ-каналу полягає не в точному відтворенні реального багатоканального ЕМГ, а в моделюванні ключової ознаки: різкого зростання амплітуди м'язової активності під час конвульсії. Надалі цей сигнал подається на детектор огинаючої та компаратор, які формують логічний стан *EMG detected* для *Arduino*.

2.3.2 Канали попередньої обробки, детектування та порогового аналізу

Ключовою частиною практичної схеми є перетворення аналогових ЕЕГ та ЕМГ-сигналів у логічні рівні. Для цього в обох каналах використано однаковий принцип: випрямлення сигналу, згладжування за допомогою RC-ланцюга та порівняння з порогом.

Генератор *EEG SIGNAL* імітує біоелектричну активність мозку. Сигнал надходить на роздільний конденсатор $C_3 = 47\mu\text{кФ}$. Спільно з резистивним ділянком напруги $R_{27}=10\text{кОм}$ та $R_{17}=10\text{ кОм}$ він утворює фільтр високих частот (ФВЧ). Частота зрізу розраховується за формулою:

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot R_{eq} \cdot C_3}, \quad (2.1)$$

де f_c — частота зрізу фільтра;

π — математична константа, що приблизно дорівнює 3,14159;

R_{eq} — еквівалентний опір діляника;

C_3 — електрична ємність роздільного (прохідного) конденсатора.

$$R_{eq} = \frac{R_{27} \cdot R_{17}}{R_{27} + R_{17}} = \frac{10000 \cdot 10000}{10000 + 10000} = 5\text{кОм}, \quad (2.2)$$

де R_{eq} — еквівалентний (загальний) електричний опір паралельно з'єднаних резисторів діляника;

R_{27} — електричний опір верхнього плеча діляника напруги;

R_{17} — електричний опір нижнього плеча діляника напруги.

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot 5000 \cdot (47 \cdot 10^{-6})} \approx 0,68 \text{ Гц}, \quad (2.3)$$

де f_c — частота зрізу фільтра.

Частота зрізу 0,68 Гц дозволяє ефективно відсікати постійну складову та низькочастотні дрейфи ізолінії (артефакти дихання пацієнта), повністю пропускаючи корисні терапевтичні ритми ЕЕГ (1 – 30 Гц) [34].

Дільник $R27/R17$ підключається до шини живлення +5 В і виконує функцію зміщення рівня (*DC Bias*). Він піднімає синусоїдальний сигнал, що коливається відносно нуля, у робочу зону однополярного живлення, формуючи штучну середню точку $V_{bias} = 2,5 \text{ В}$. Це виключає нелінійне відсікання нижнього півперіоду сигналу на заземлених каскадах [32].

Для виділення потужності сигналу застосовано аналоговий апаратний інтегратор (детектор обвідної) на базі резистора $R25=1 \text{ кОм}$, діода Шотткі $D6$ (BAT42), конденсатора $C1=10\text{мкФ}$ та навантажувального резистора розрядки $R18=1 \text{ МОм}$. Послідовний резистор $R16=10 \text{ кОм}$ виконує роль узгоджувача імпедансів. Для запобігання падінню опорної напруги зміщення в нуль, опір резистора розрядки $R18$ обрано максимально високим (1МОм). Конденсатор $C1$ накопичує заряд, що пропорційний площі (енергії) корисного сигналу ЕЕГ. Сформована напруга обвідної подається на неінвертуючий вхід (пін 3) компаратора $U4:A$ (LM393) [38]. Детектор обвідної, використаний у схемі зображено на рисунку 2.6.

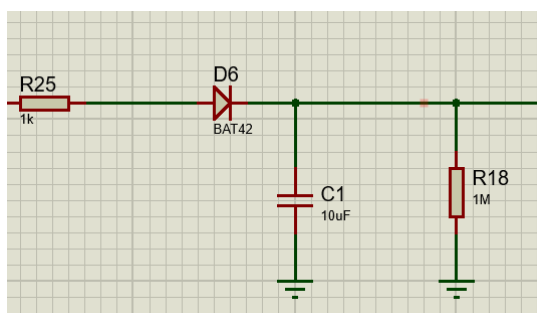


Рисунок 2.6 – Детектор обвідної, використаний у схемі

На інвертуючий вхід (пін 2) через потенціометр $RV2$ подається опорна напруга порогу спрацювання. Для запобігання брязкоту сигналу (*chattering*) на межі перемикання, компаратор охоплено позитивним зворотним зв'язком через резистор $R14=1\text{ МОм}$, що перетворює його на тригер Шмітта з гістерезисом. Вихід компаратора (пін 1) через підтягуючий резистор $R19=10\text{ кОм}$ з'єднаний з цифровим входом $A0$ мікроконтролера Arduino [32]. Компаратор $LM393$ з регульованим порогом спрацювання та неінвертуючим зворотним зв'язком зображений на рисунку 2.7. Принципова схема обробки ЕЕГ-каналу зображена на рисунку 2.8.

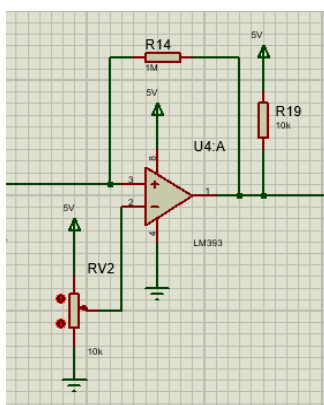


Рисунок 2.7 – Компаратор $LM393$ з регульованим порогом спрацювання та неінвертуючим зворотним зв'язком

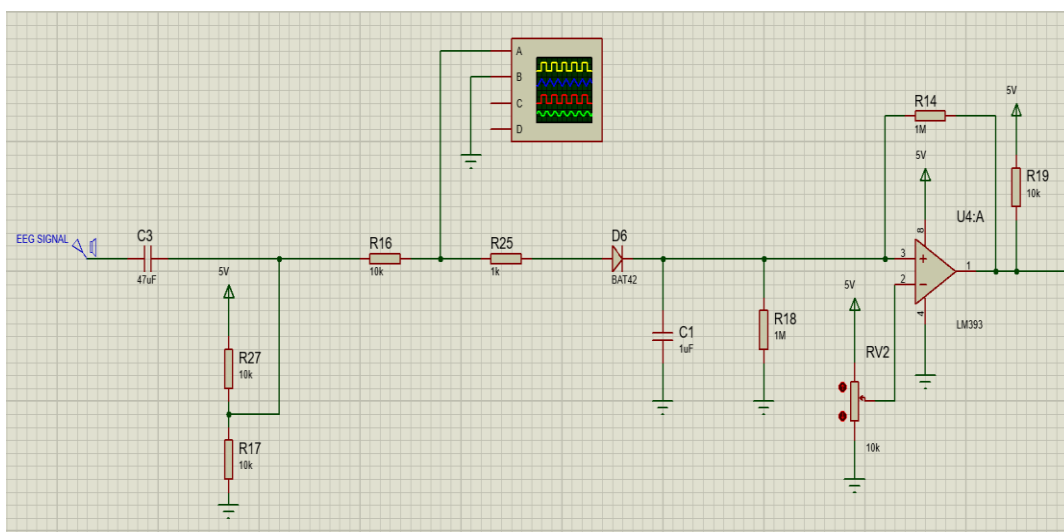


Рисунок 2.8 – Принципова схема обробки ЕЕГ-каналу у середовищі *Proteus*

Канал обробки ЕМГ-сигналу містить диференціальний підсилювальний каскад на базі операційного підсилювача $U3:A$ ($OPA404KP$), який підсилює сигнали з джерел *NORMAL EMG* та *SEIZURE EMG* через зважувальні резистори $R9, R10, R12, R13$ по 10 кОм. Коефіцієнт підсилення задається резистором зворотного зв'язку $R15=2,2$ МОм:

$$K_u = \frac{R15}{R12} = \frac{2200000}{10000} = 220, \quad (2.4)$$

де K_u — коефіцієнт підсилення каскаду за напругою;

$R15$ — опір резистора зворотного зв'язку, Ом;

$R12$ — опір вхідного зважувального резистора, Ом;

Підсилений м'язовий сигнал проходить через детектор обвідної $R26=1$ кОм, $D1(BAT42)$, $C2=10$ мкФ та $R20=22$ кОм. Стала часу розрядки ЕМГ-детектора становить:

$$\tau = R20 \cdot C2 = 22000 \cdot (10 \cdot 10^{-6}) = 0,22 \text{ с}, \quad (2.5)$$

де τ — стала часу розрядки ЕМГ-детектора, с;

$R20$ — опір резистора розрядки, Ом;

$C2$ — ємність конденсатора детектора, Ф.

Повний час розрядки дорівнює $5\tau \approx 1,1$ с, що забезпечує фізіологічно обґрунтовану гладкість обвідної: *Arduino* не бачить мікропауз між окремими м'язовими скороченнями пацієнта, фіксуючи загальний тоно-клонічний стан. Дискретизований сигнал з компаратора $U4:B$ надходить на цифровий вхід $A1$ *Arduino* [32, 33]. Принципова схема обробки ЕМГ-каналу зображена на рисунку 2.9.

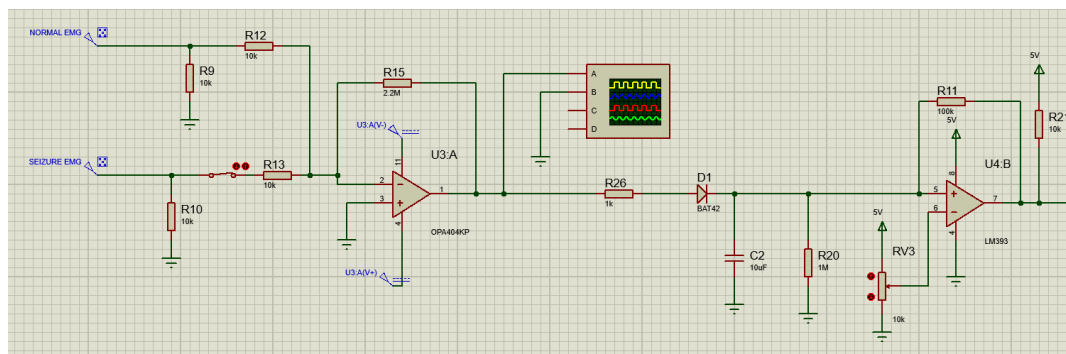


Рисунок 2.9 – Принципова схема обробки ЕМГ-каналу у середовищі *Proteus*

Для порогового аналізу використано компаратор *LM393*. Ця мікросхема має вихід з відкритим колектором, тому для коректної роботи обов'язково використовується підтягувальний резистор до +5 В. Застосування підтягувальних резисторів дозволило отримати стабільні логічні рівні для входів *Arduino* [10].

Порогові напруги задаються потенціометрами *RV2* і *RV3*. Верхній вивід потенціометра підключається до +5 В, нижній – до землі, а середній – до інверсного входу компаратора. На неінверсний вхід подається рівень ЕЕГ або ЕМГ. Таким чином, коли рівень біосигналу перевищує заданий поріг, компаратор змінює свій вихідний стан [31, 32].

2.4 Програмна реалізація логіки аналізу та індикації

Arduino Uno використовується як центральний логічний контролер системи. Мікроконтролер аналізує цифрові сигнали від компараторів та формує індикацію відповідно до реалізованого алгоритму. Платформа була обрана через простоту інтеграції із середовищем *Proteus* та наявність достатньої кількості цифрових входів і виходів для реалізації моделі.

У даній моделі *Arduino* не змінює параметри стимулюючого імпульсу безпосередньо, а виконує функцію логічного аналізу та індикації. Технічна система аналізує сигнали і повідомляє про стан, залишаючи остаточне рішення щодо корекції стимуляції лікарю.

На входи Arduino подаються два логічні сигнали: *EEG detected* та *EMG detected*. Входи A0 та A1 використовуються як цифрові, оскільки після компараторів LM393 сигнали вже мають двійковий рівень логічного “0” або “1”. Такий підхід значно спрощує подальший аналіз та знижує обчислювальне навантаження на мікроконтролер. Подібний принцип попередньої апаратної обробки біосигналів широко використовується у вбудованих системах реального часу для зменшення затримки аналізу та підвищення стабільності роботи [39].

До виходів Arduino підключено три світлодіоди:

- зелений – нормальний стан або підтвердження успішної терапевтичної судоми;
- жовтий – часткова активність ЕЕГ або ЕМГ;
- червоний – активна судомна фаза.

Основою програмної реалізації є алгоритм часового аналізу судомної активності. Для цього у програмі використовуються змінні типу *unsigned long*, що дозволяє зберігати додатні цілі числа великого діапазону, що працюють разом із функцією *millis()*. На відміну від використання функції *delay()*, такий підхід дозволяє реалізувати неблокуючу логіку роботи системи. Мікроконтролер продовжує безперервно аналізувати стан входів навіть під час відліку часу судоми або формування миготливої індикації [40].

Початок повної судомної активності фіксується лише у випадку одночасної наявності ЕЕГ та ЕМГ сигналів. Саме одночасна присутність двох каналів була обрана як критерій підтвердженої судоми, оскільки сучасні дослідження показують, що комбінований аналіз ЕЕГ та ЕМГ суттєво зменшує кількість хибних спрацьовувань порівняно з використанням лише одного типу сигналу [29]. ЕЕГ дозволяє реєструвати електричну активність мозку, тоді як ЕМГ підтверджує наявність моторної фази судомного нападу.

Після фіксації початку активності система запускає внутрішній таймер судоми. Тривалість активної фази визначається за формулою:

$$t_{seizure} = t_{current} - t_{start}, \quad (2.5)$$

де $t_{current}$ – поточний час роботи мікроконтролера, t_{start} – момент фіксації початку судомної активності.

У моделі реалізовано два часові пороги: $t \geq 10\text{с}$ (терапевтична судома) та $t \geq 15\text{с}$ (затяжна судома). Використання часових порогів пояснюється тим, що тривалість судомної активності є одним із ключових параметрів оцінки ефективності електросудомної терапії. Надто коротка судома може свідчити про недостатню ефективність стимуляції, тоді як надмірно тривала активність підвищує ризик ускладнень та когнітивних побічних ефектів [41].

Якщо тривалість повної ЕЕГ та ЕМГ активності перевищує 15 секунд, система переходить у режим аварійної індикації. У цьому режимі червоний світлодіод починає мигати із частотою близько 5 Гц. Миготлива індикація була використана замість постійного світіння через кращу візуальну помітність для оператора та швидше привернення уваги в умовах реального моніторингу.

Однією з важливих особливостей алгоритму є використання механізму *debounce*-фільтрації ($DEBOUNCE_TIME = 200\text{мс}$) [42]. Оскільки ЕЕГ та ЕМГ сигнали можуть містити короточасні шумові імпульси або перехідні стани, система не завершує судомну активність миттєво після зникнення сигналу. Замість цього реалізовано часову затримку підтвердження спаду активності, що дозволяє уникнути хибного завершення судоми через короткі паузи або артефакти сигналу.

Після завершення повної судоми система додатково аналізує її загальну тривалість. Якщо активна фаза перевищувала терапевтичний поріг, активується режим короточасного миготіння зеленого світлодіода. Дана індикація використовується як підтвердження успішного завершення

терапевтичної судоми після різкого спаду ЕЕГ та ЕМГ активності. Повний лістинг коду наведений у додатку А. Логіка роботи системи індикації записана у таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Логіка роботи системи індикації

<i>EEG</i>	<i>EMG</i>	Індикація	Стан системи
0	0	Зелений	Нормальний стан
1	0	Жовтий	ЕЕГ активність
0	1	Жовтий	ЕМГ активність
1	1	Червоний	Активна судома
$1 + 1 > 15 \text{ с}$	$1 + 1 > 15 \text{ с}$	Миготливий червоний	Затяжна судома
Спад після $>10 \text{ с}$	Спад після $>10 \text{ с}$	Миготливий зелений	Підтверджена терапевтична судома

Висновки до розділу 2

У другому розділі було розроблено концепцію системи біологічного зворотного зв'язку для апарата електросудомної терапії та сформовано її структурну схему. Обґрунтовано вибір елементної бази моделі, зокрема *Arduino Uno*, *OPA404KP*, *LM393* та аналогових *RC*-ланцюгів обробки сигналів.

Було розроблено окремі канали обробки ЕЕГ та ЕМГ сигналів, які забезпечують підсилення, фільтрацію та перетворення біосигналів у цифрові логічні рівні для подальшого аналізу мікроконтролером. Також сформовано тестові ЕЕГ та ЕМГ сценарії для моделювання різних режимів судомної активності.

У рамках програмної реалізації створено алгоритм аналізу ЕЕГ та ЕМГ сигналів, який виконує визначення судомної активності, контроль її тривалості та формування світлодіодної індикації стану системи. Реалізована модель демонструє можливість використання мікроконтролерних систем для побудови систем підтримки прийняття рішень під час електросудомної терапії.

РОЗДІЛ 3

МОДЕЛЮВАННЯ ТА ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ПРИСТРОЮ

3.1 Моделювання системи у середовищі *Proteus*

Після розробки структурної схеми, каналів обробки ЕЕГ/ЕМГ-сигналів та алгоритму мікроконтролерної індикації було виконано перевірку роботи системи у середовищі *Proteus*. Метою моделювання було не лише підтвердити працездатність окремих вузлів, а й перевірити повну логіку проходження сигналу: від появи біоелектричної активності до формування зрозумілої індикації для лікаря.

На відміну від попереднього розділу, де розглядалась побудова окремих функціональних блоків, у цьому розділі основна увага приділена аналізу роботи системи як єдиного комплексу. У моделі одночасно працювали генератори ЕЕГ та ЕМГ-сигналів, канали аналогової обробки, компаратори, *Arduino Uno* та блок світлодіодної індикації. Такий підхід дозволив перевірити не тільки правильність схемотехнічних рішень, а й узгодженість аналогової та цифрової частин системи. Загальний вигляд змодельованої системи у середовищі *Proteus* зображений на рисунку 3.1.

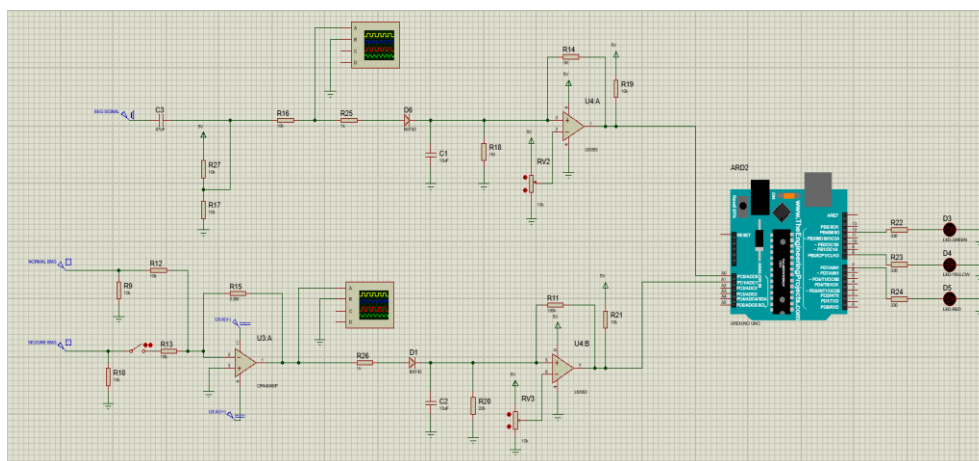


Рисунок 3.1 – Загальний вигляд змодельованої системи у середовищі *Proteus*

Для зручності аналізу в моделі були виділені контрольні точки, у яких перевірялась форма сигналу та його логічний стан. Основні контрольні точки наведено на рисунку 3.2.

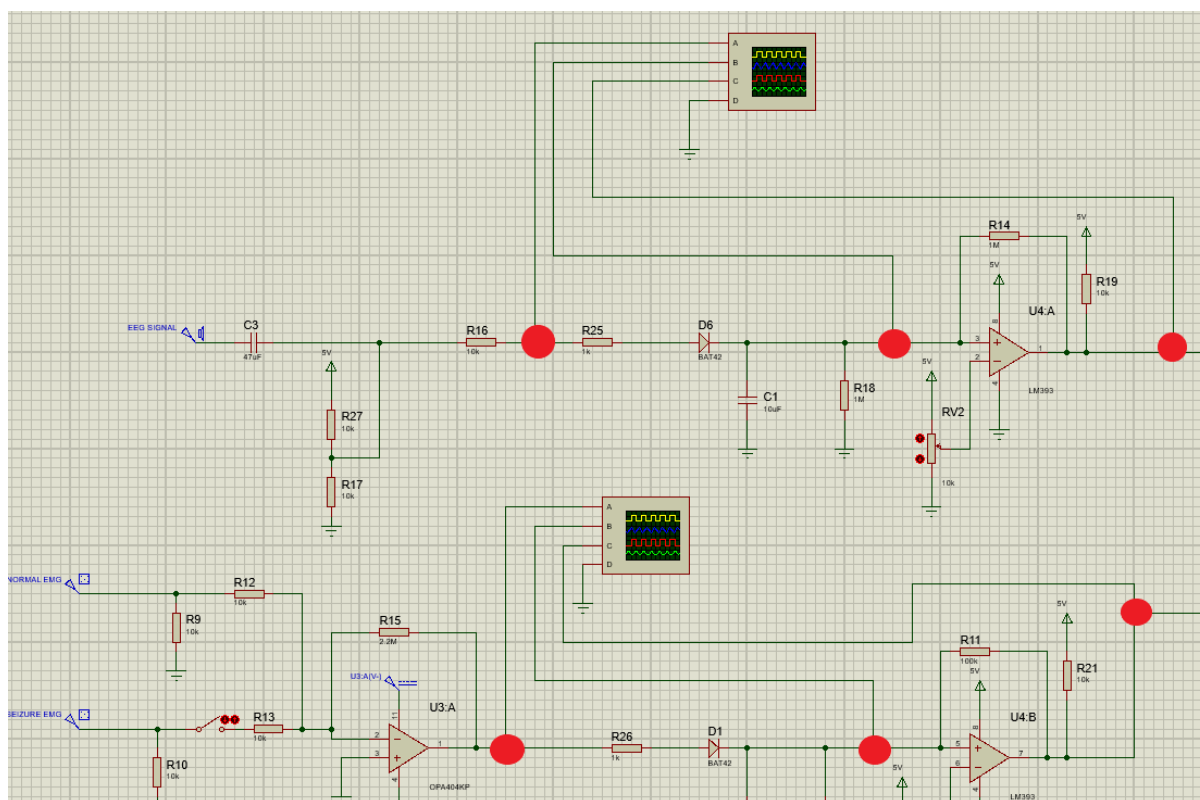
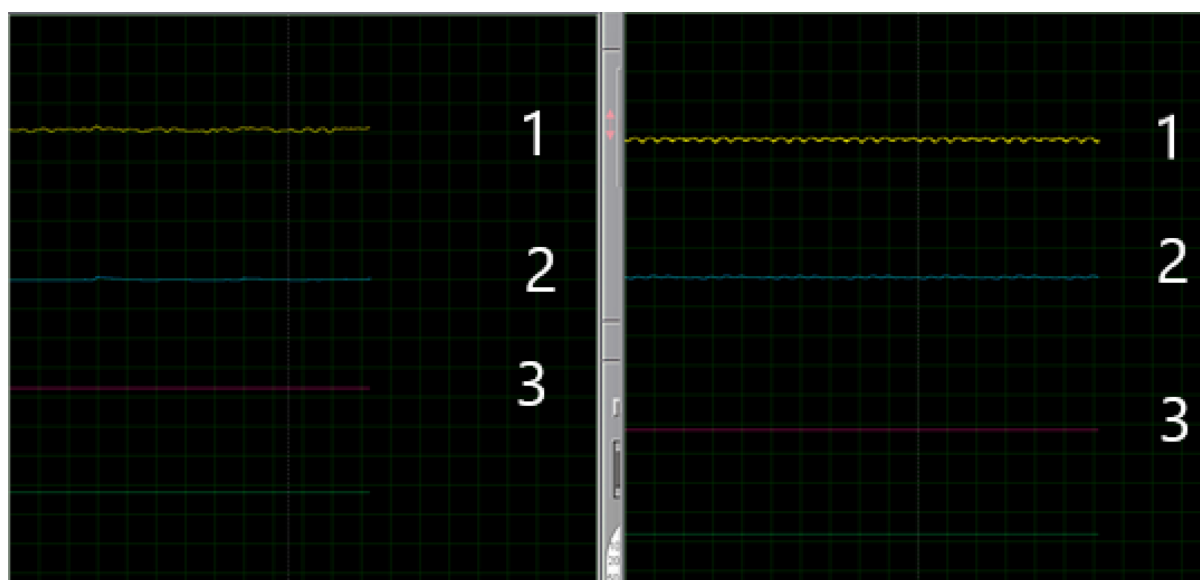


Рисунок 3.2 – Контрольні точки перевірки сигналів у змодельованій системі

Під час моделювання важливо було перевірити, що ЕЕГ-сигнал не спотворюється після підключення до каналу детектування. У початкових варіантах схеми детектор огибаючої міг навантажувати вихід генератора та зміщувати сигнал в один бік. Для усунення цього ефекту вхід ЕЕГ-детектора було підключено через додатковий резистивний елемент, а також використано схему зміщення рівня сигналу відносно середньої точки живлення. Завдяки цьому ЕЕГ-сигнал залишався придатним для візуального спостереження на осцилографі, а компаратор отримував уже підготовлений рівень активності.

Окремо перевірялась робота віртуальної середньої точки V_{bias} , яка дозволяє обробляти змінний ЕЕГ-сигнал у схемі з однополярним живленням. Без такого зміщення негативна частина сигналу могла б обрізатися, що призвело б до некоректного спрацювання детектора та компаратора. Після введення зміщення сигнал розташовувався в робочому діапазоні компаратора, а його амплітудні зміни зберігались. На рисунку 3.3 зображено осцилограми сигналів у контрольних точках ЕМГ та ЕЕГ каналів у стані спокою.



А)

Б)

Рисунок 3.3 – Осцилограми сигналів у контрольних точках ЕМГ- (А) та ЕЕГ- (Б) каналів у стані спокою (1 – вхідний сигнал; 2 – сигнал після детектора огибающей; 3 – логічний сигнал після компаратора)

Для ЕМГ-каналу перевірка проводилась у двох режимах: фоновий рівень м'язової активності та судомна *burst*-активність. У нормальному режимі сигнал мав малу амплітуду і не повинен був переводити компаратор у стан спрацювання. У режимі судомної активності після підсилення та детектування огибающей рівень сигналу перевищував поріг, що призводило до формування логічного сигналу *EMG detected*. На рисунку 3.4 зображено

осцилограми сигналів у контрольних точках ЕМГ та ЕЕГ каналів при початку судомної активності.

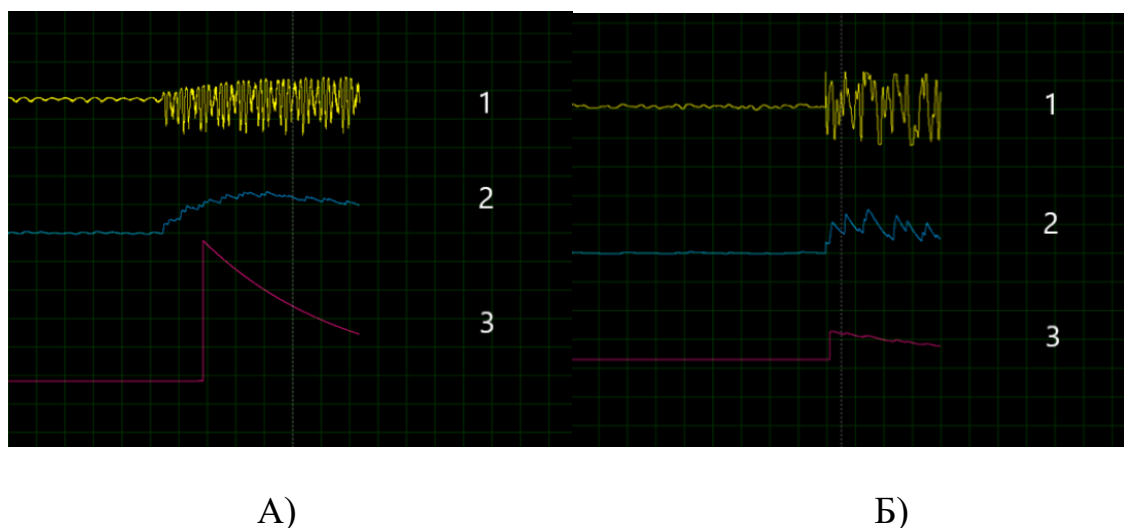


Рисунок 3.4 – Осцилограми сигналів у контрольних точках ЕМГ- (А) та ЕЕГ- (Б) каналів при початку судомної активності (1 – вхідний сигнал; 2 – сигнал після детектора огибающей; 3 – логічний сигнал після компаратора)

Після перевірки окремих каналів було проведено загальне моделювання всієї системи. *Arduino Uno* отримував два цифрові сигнали: *EEG detected* та *EMG detected*. Саме комбінація цих сигналів визначала подальший стан світлодіодної індикації. Таким чином, у *Proteus* була перевірена не лише електрична частина схеми, а й логіка прийняття рішення на рівні мікроконтролера.

3.2 Дослідження роботи системи в різних режимах

Для перевірки працездатності системи були використані тестові режими, що імітують різні варіанти відповіді пацієнта на стимуляцію. Основна мета дослідження полягала у визначенні того, чи здатна система розрізняти відсутність судомної активності, неповну відповідь, підтверджену судому та затяжну активність.

На цьому етапі використовувались чотири раніше підготовлені сценарії ЕЕГ-сигналу та окреме керування ЕМГ-активністю. Це дозволяло

комбінувати мозкову та м'язову активність і перевіряти реакцію системи не лише в ідеальних умовах, а й у проміжних режимах, коли активний тільки один із каналів.

Режим 1. Відсутність судомної активності

Перший режим відповідав нормальному стану, коли ЕЕГ-сигнал мав фонову амплітуду, а ЕМГ-канал не містив вираженої м'язової активності. У цьому випадку рівні сигналів після детекторів огинаючої не перевищували пороги компараторів, тому на входи Arduino надходили логічні нулі.

За такої комбінації система повинна була вмикати зелений світлодіод, що відповідає відсутності судомної активності. Під час моделювання було підтверджено, що при фоновому ЕЕГ та відсутності ЕМГ-активності система залишалась у нормальному режимі. На рисунку 3.5 зображено Робота системи у режимі відсутності судомної активності.

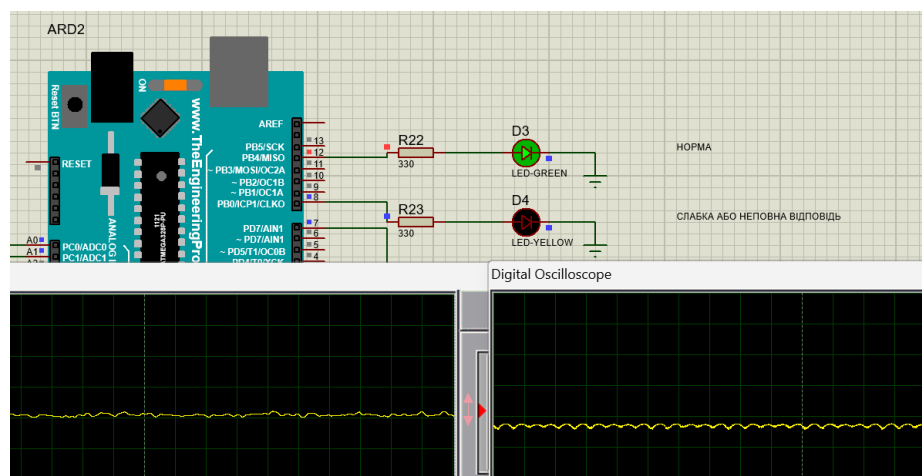


Рисунок 3.5 – Робота системи у режимі відсутності судомної активності

Цей режим є базовим для перевірки, оскільки він показує, що система не дає хибного спрацювання при наявності лише фонового сигналу та шумових компонентів. Це важливо, оскільки в реальній системі ЕЕГ та ЕМГ ніколи не є абсолютно нульовими – вони завжди містять шум, залишкову активність або наведення.

Режим 2. Часткова активність або артефакт

Другий режим моделював ситуацію, коли активність спостерігається лише в одному з каналів. Це може відповідати слабкій або неповній відповіді, а також артефакту одного з каналів. Наприклад, ЕМГ-активність може виникати через рух або м'язовий артефакт, але без підтвердження ЕЕГ така ситуація не повинна інтерпретуватись як повноцінна судома.

У цьому випадку можливі дві комбінації: $ЕЕГ = 1$, $ЕМГ = 0$ або $ЕЕГ = 0$, $ЕМГ = 1$. Для обох варіантів Arduino переводить систему в попереджувальний режим із жовтою індикацією. Така логіка дозволяє не ігнорувати підозрілу активність, але водночас не класифікувати її як підтверджену судому. На рисунку 3.6 зображено реакція системи на моторну активність без ЕЕГ-підтвердження.

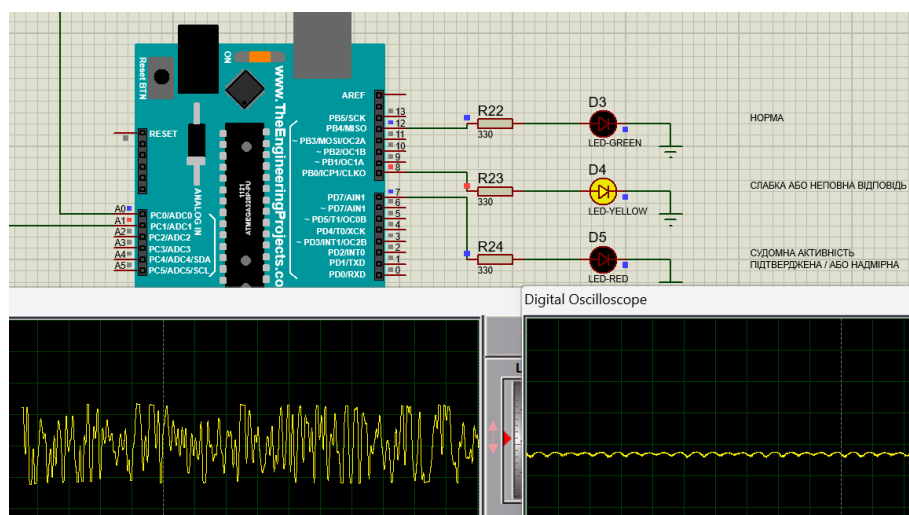


Рисунок 3.6 – Реакція системи на моторну активність без ЕЕГ-підтвердження

З інженерної точки зору цей режим є важливим, оскільки він демонструє перевагу двоканального аналізу. Якби система використовувала лише один канал, будь-який перехід через поріг міг би сприйматись як судома. Наявність другого каналу дозволяє розділити підтверджену активність і сумнівний стан.

Режим 3. Підтверджена судомна активність

Третій режим відповідав ситуації, коли одночасно активуються ЕЕГ та ЕМГ-канали. У цьому випадку система фіксує повну судомну активність, оскільки є як мозковий, так і моторний компонент відповіді ($ЕЕГ = 1$, $ЕМГ = 1$).

Після появи такої комбінації *Arduino* запускає внутрішній таймер активності. Протягом активної фази світиться червоний світлодіод, що означає підтверджену судомну активність. Якщо активність триває довше встановленого терапевтичного порогу, після її завершення система додатково виконує коротке миготіння зеленого світлодіода. Це використовується як індикація того, що судомна активність була достатньою за тривалістю та завершилась. На рисунку 3.7 зображено режим підтвердженої судомної активності.

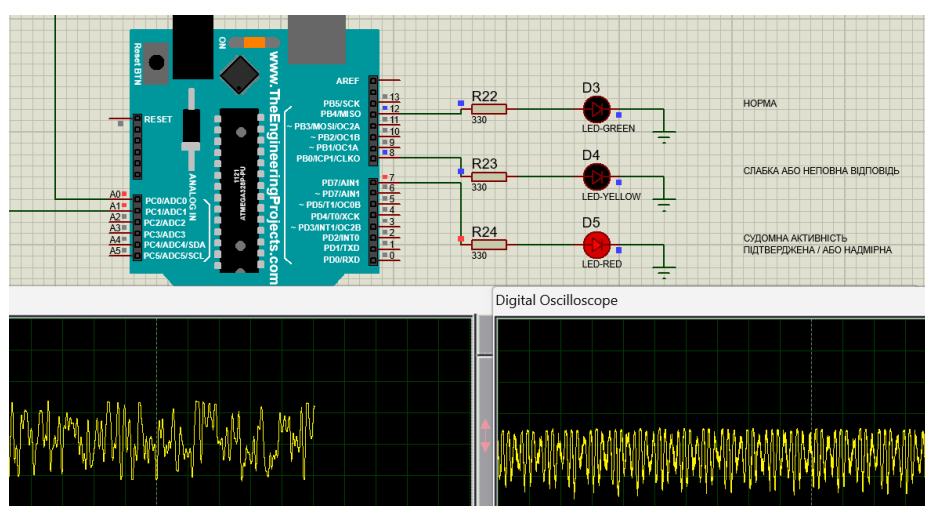


Рисунок 3.7 – Режим підтвердженої судомної активності

Було розроблено алгоритм логічного аналізу біосигналів на базі *Arduino Uno*. Алгоритм визначає кілька основних станів системи: відсутність судомної активності, часткову активність одного з каналів, підтверджену судомну відповідь, затяжну активність та завершення терапевтичної судоми. Для контролю тривалості активності використано неблокуючий часовий аналіз на основі функції *millis()*, що дозволяє

мікроконтролеру одночасно відлічувати час і продовжувати аналізувати вхідні сигнали. Також реалізовано *debounce*-затримку 200 мс, яка зменшує ризик хибного завершення активності через короткі шумові провали або перехідні процеси. Підтвердження завершення терапевтичної судоми після спаду активності зображено на рисунку 3.8.

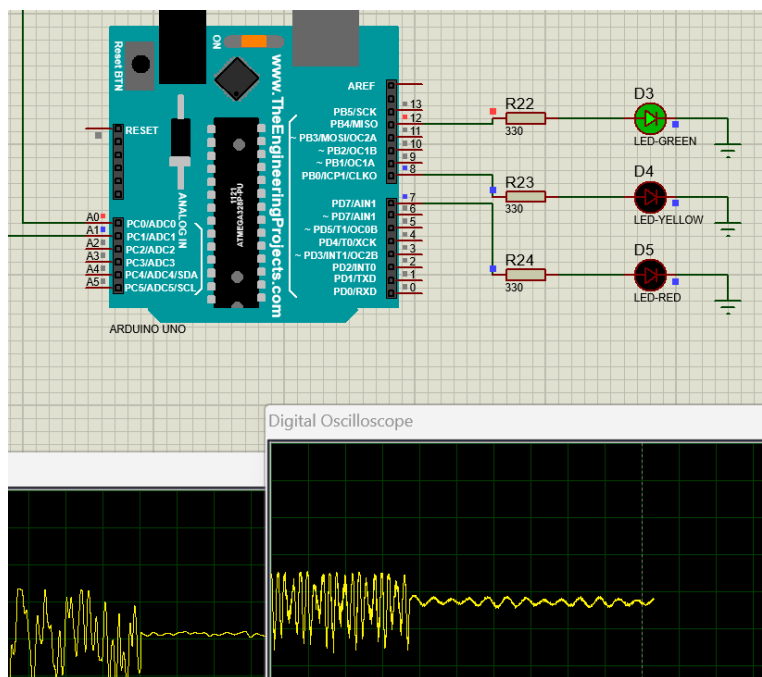


Рисунок 3.8 – Підтвердження завершення терапевтичної судоми після спаду активності

У середовищі *Proteus* було виконано моделювання роботи системи та перевірено її реакцію на різні сценарії ЕЕГ/ЕМГ-активності. Під час моделювання підтверджено, що система коректно розрізняє нормальний стан, часткову активність, підтверджену судомну активність. Для кожного режиму формувалась відповідна світлодіодна індикація, що підтвердило працездатність запропонованої моделі.

Режим 4. Затяжна судомна активність

Четвертий режим моделював надмірну або затяжну судомну активність. У цьому випадку ЕЕГ та ЕМГ-сигнали одночасно залишались активними довше заданого аварійного порогу. Після перевищення цього

часу система переводила червоний світлодіод у режим миготіння. Результати моделювання роботи системи зіставлений у таблиці 3.2.

Таблиця 3.2 – Результати моделювання роботи системи

Режим	<i>EEG</i>	<i>EMG</i>	Очікувана індикація	Отриманий результат
Нормальний стан	0	0	Зелений <i>LED</i>	Відповідає очікуванню
ЕЕГ без ЕМГ	1	0	Жовтий <i>LED</i>	Відповідає очікуванню
ЕЕГ без ЕМГ	0	1	Жовтий <i>LED</i>	Відповідає очікуванню
Підтверджена судома	1	1	Червоний <i>LED</i>	Відповідає очікуванню
Затяжна активність	1	1, довше порогу	Миготливий червоний <i>LED</i>	Відповідає очікуванню
Завершення терапевтичної судоми	спад після активної фази	спад після активної фази	Миготливий зелений <i>LED</i>	Відповідає очікуванню

Окремо було проведена перевірка робота debounce-затримки. У випадку короткочасного зникнення одного з сигналів система не завершувала судомну активність миттєво, а очікувала підтвердження спаду протягом заданого інтервалу. Це дозволило уникнути помилкових переходів між станами при коротких провалах сигналу. Було розроблено структурну модель системи контролю впливу електросудомної терапії, яка включає канали формування та обробки ЕЕГ/ЕМГ-сигналів, компаратори, мікроконтролерний блок аналізу та блок світлодіодної індикації.

Розроблена система не втручається безпосередньо у силовий канал стимуляції та не змінює параметри електричного імпульсу автоматично. Її функція полягає в аналізі біосигналів і формуванні інформаційного висновку для лікаря. Такий принцип роботи дозволяє розглядати

запропоновану модель як модуль підтримки прийняття рішення під час проведення ЕКТ.

3.3 Аналіз результатів моделювання та перспективи розвитку системи

Результати моделювання показали, що розроблена система коректно виконує логічний аналіз ЕЕГ та ЕМГ-сигналів і формує індикацію відповідно до заданого стану. Найважливішим результатом є те, що система не реагує лише на сам факт появи сигналу, а враховує комбінацію двох каналів та часову тривалість активності.

Порівняно з одноканальним підходом, використання двох сигналів має очевидну перевагу. ЕЕГ-канал дозволяє оцінювати електричну активність головного мозку, а ЕМГ-канал підтверджує моторний компонент відповіді. Якщо активність є лише в одному каналі, система не переходить одразу в режим підтвердженої судоми, а формує жовте попередження. Це знижує ризик хибної інтерпретації артефактів як терапевтичної відповіді.

Ще одним важливим результатом є перевірка часової логіки. У моделі використано таймер на основі функції *millis()*, що дозволило контролювати тривалість судомної активності без зупинки основного циклу програми. Це означає, що мікроконтролер продовжує аналізувати входи навіть під час відліку часу та формування миготливої індикації. Такий підхід є більш придатним для систем моніторингу, ніж використання блокуючих затримок.

Debounce-затримка також показала свою доцільність. Біоелектричні сигнали, навіть у симуляції, можуть мати короточасні провали або шумові переходи. Якщо не використовувати затримку підтвердження спаду, система могла б помилково завершувати судомну активність. У реалізованому алгоритмі завершення активної фази підтверджується лише

після того, як сигнал відсутній довше заданого інтервалу. Це підвищує стабільність роботи системи.

З практичної точки зору модель можна розглядати як демонстрацію принципу роботи системи підтримки прийняття рішень. Вона не змінює параметри стимуляції автоматично, а формує зрозумілий для оператора стан: норма, неповна відповідь, підтверджена судома або затяжна активність. На рисунку 3.12 зображено прогнозований варіант інтеграції розробленої системи у структуру апарата електросудомної терапії.

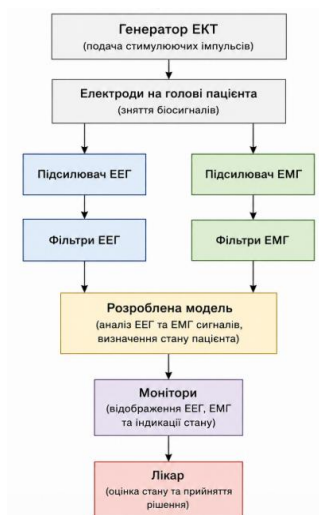


Рисунок 3.12 – Прогнозований варіант інтеграції розробленої системи у структуру апарата електросудомної терапії

Запропоновану систему доцільно розміщувати після блоків реєстрації, підсилення та фільтрації ЕЕГ/ЕМГ-сигналів. У такій структурі розроблена модель не втручається безпосередньо у силовий канал стимуляції, а працює як окремий модуль аналізу біосигналів. Її вихідна інформація може передаватися на монітор лікаря або у блок підтримки прийняття рішення, де формується рекомендаційний висновок щодо якості судомної відповіді. Разом із тим, модель має низку обмежень. По-перше, ЕЕГ та ЕМГ-сигнали були змодельовані у вигляді тестових сценаріїв, тому вони не повністю відображають складність реальних біосигналів. У реальних умовах необхідно враховувати артефакти руху, електродний шум,

мережеві наведення, вплив анестезії та індивідуальні особливості пацієнта. По-друге, у моделі використано пороговий аналіз, який є простим та наочним, але не дозволяє повністю оцінити морфологію ЕЕГ-сигналу, спектральний склад або глибину постсудомного пригнічення. По-третє, у схемі не реалізовано повну медичну електробезпеку, гальванічну розв'язку та захист пацієнта, які є обов'язковими для реального медичного пристрою. Подальший розвиток системи може здійснюватися у кількох напрямках.

Першим напрямком є ускладнення алгоритму аналізу ЕЕГ. Замість простого порогового визначення можна використовувати спектральний аналіз, оцінку потужності в окремих частотних діапазонах, автоматичне визначення *spike-wave* комплексів та оцінку постсудомного пригнічення. Це дозволило б перейти від простої індикації активності до кількісної оцінки якості судоми [24].

Другим напрямком є удосконалення ЕМГ-каналу. У подальшій версії системи можна реалізувати окремий аналіз амплітуди, тривалості та ритмічності *burst*-пачок. Це дозволило б краще відрізнити справжню моторну судомну активність від короткочасних рухових артефактів [17, 24].

Третім напрямком є інтеграція системи з інтерфейсом моніторингу. Замість трьох світлодіодів можна використовувати дисплей або програмний інтерфейс, який буде показувати тривалість судоми, стан каналів, рівні активності сигналів та рекомендаційне повідомлення для лікаря. Наприклад: «активність не виявлено», «можливий артефакт», «судомна підтверджена», «затяжна активність».

Четвертим напрямком є перехід від системи індикації до системи формування рекомендацій. У такому варіанті алгоритм не буде автоматично змінювати параметри стимуляції, але може пропонувати лікарю можливі дії для наступного циклу: перевірити контакт електродів, оцінити достатність стимулу, звернути увагу на тривалість судоми або скоригувати параметри відповідно до клінічного протоколу.

Таким чином, результати моделювання підтвердили працездатність запропонованої концепції. Розроблена система дозволяє аналізувати ЕЕГ та ЕМГ-сигнали, визначати характер судомної активності та формувати індикаторний висновок для оператора. Незважаючи на спрощений характер моделі, вона демонструє основний принцип біологічного зворотного зв'язку в апараті електросудомної терапії та може бути використана як основа для подальшого вдосконалення систем підтримки прийняття клінічних рішень.

Висновок до розділу 3

У третьому розділі було виконано моделювання розробленої системи у середовищі *Proteus* та перевірено її роботу в різних режимах ЕЕГ та ЕМГ-активності. Було показано проходження сигналів через основні контрольні точки схеми: вхідні канали, детектори огибаючої, компаратори та *Arduino Uno*.

Під час моделювання підтверджено, що система коректно розрізняє відсутність судомної активності, часткову активність, підтверджену судому та затяжний режим. Для кожного стану формується відповідна світлодіодна індикація.

Також перевірено роботу часової логіки *Arduino*, яка дозволяє визначати початок, тривалість і завершення судомної активності.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА ТЕХНІКА БЕЗПЕКИ

Дипломна робота присвячена розробці системи зворотного зв'язку в апараті електросудомної терапії. Об'єктом розгляду в даному розділі є розроблений модуль аналізу ЕЕГ та ЕМГ-сигналів, який призначений для визначення характеру судомної активності та формування інформаційного висновку для лікаря.

Даний розділ виконується за планом №1, оскільки в роботі розглядається розробка нового пристрою, конструкція якого може створювати потенційно небезпечні фактори під час експлуатації. Метою розділу є виявлення можливих небезпек, пов'язаних з роботою розробленого модуля, та визначення заходів щодо їх усунення.

Розроблений модуль не є автономним апаратом електросудомної терапії та не формує стимулюючий імпульс. Він розглядається як додатковий інформаційно-аналітичний блок, який може бути інтегрований після підсилювачів і фільтрів ЕЕГ/ЕМГ-сигналів. Остаточне рішення щодо зміни параметрів стимуляції залишається за лікарем.

4.1 Характеристика розробленого модуля зворотного зв'язку

Розроблений пристрій призначений для приймання попередньо оброблених ЕЕГ та ЕМГ-сигналів, їх порогового аналізу та формування індикації стану. У нормальному режимі система відображає відсутність судомної активності, при частковій активності одного з каналів формує попереджувальну індикацію, а при одночасній ЕЕГ та ЕМГ-активності визначає підтверджену судомну відповідь [43].

Основні компоненти пристрою наведено в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Характеристики компонентів розробленого модуля

№	Найменування компонентів приладу	Основні характеристики	Кількість	Позиція на рисунку
1	Мікроконтролер <i>Arduino Uno R3 ATmega328P</i>	клас виробу за способом захисту – I; клас виробу за ступенем захисту – IP 30; робоча напруга – 5 В; рекомендована вхідна напруга – 7...12 В; гранична вхідна напруга – 6...20 В; тактова частота – 16 МГц; кількість цифрових входів/виходів – 14; кількість аналогових входів – 6; постійний струм на один вивід – до 20 мА; загальний струм живлення контактів мікроконтролера – менше 200 мА	1	1
2	Операційний підсилювач <i>OPA404KP</i>	клас виробу за способом захисту – I; клас виробу за ступенем захисту – IP 30; кількість операційних підсилювачів у корпусі – 4; напруга живлення – до ± 18 В; тип живлення – однополярне або двополярне; вхідний струм зміщення – у нА-діапазоні; робочий температурний діапазон – 0...+70 °С	1	2
3	Компаратор <i>LM393</i>	клас виробу за способом захисту – I; клас виробу за ступенем захисту – IP 30; кількість компараторів у корпусі – 2; напруга живлення – 2...36 В або $\pm 1... \pm 18$ В; тип виходу – відкритий колектор; вхідна напруга диференціального сигналу – до напруги живлення; робочий температурний діапазон – 0...+70 °С	2	3
4	Світлодіодний блок індикації	клас виробу за способом захисту – I; клас виробу за ступенем захисту – IP 30; кількість світлодіодів – 3; кольори індикації – зелений, жовтий, червоний; пряма напруга світлодіода – приблизно 1,8...2,2 В; робочий струм – 10...20 мА; струмообмежувальні резистори – 330 Ом	1	4
5	Блок живлення модуля	клас виробу за способом захисту – I або II; клас виробу за ступенем захисту – IP 30; вихідна напруга – 5 В постійного струму; вихідний струм – не менше 500 мА; частота мережі живлення первинного джерела – 50 Гц; наявність захисту від короткого замикання та перевантаження	1	5

Схема з'єднання функціональних частин пристрою наведена на рисунку 4.1.

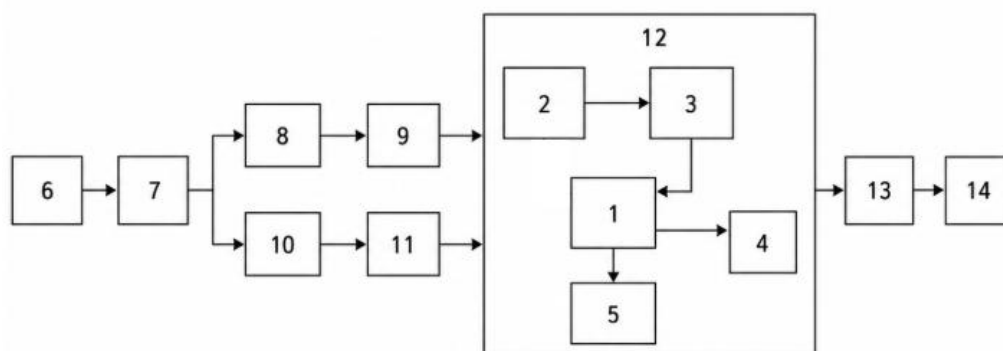


Рисунок 4.1 – Функціональна схема інтеграції розробленого модуля зворотного зв'язку

На рисунку 4.1 функціональні зв'язки між блоками системи позначені суцільними стрілками. Для забезпечення роботи пристрою блок живлення 5 подає стабілізовану постійну напругу на мікроконтролер 1, операційний підсилювач 2 та компаратор 3. Генератор ЕКТ 6 формує стимулюючі імпульси, які через електроди 7 подаються на пацієнта. Одночасно з цього ж об'єкта реєструються біоелектричні сигнали, які надходять до каналу обробки ЕЕГ 8 та каналу обробки ЕМГ 9.

У кожному з каналів сигнал проходить попередню аналогову обробку: підсилення виконується за допомогою операційного підсилювача 2, після чого сигнал подається на вузол порогового аналізу, реалізований на компараторі 3. У результаті на виході каналів формуються логічні сигнали про наявність або відсутність відповідної ЕЕГ- чи ЕМГ-активності.

Отримані сигнали надходять до мікроконтролера *Arduino Uno* 1, який виконує їх логічний аналіз відповідно до закладеного алгоритму. Результат аналізу передається на світлодіодний блок індикації 4, який відображає поточний стан системи.

4.2 Взаємодія об'єкта в системі «людина – пристрій»

Взаємодія оператора з пристроєм здійснюється через світлову індикацію та монітор лікаря. Засоби відображення інформації наведено в таблиці 4.2 [44].

Таблиця 4.2 – Взаємодія об'єкта в системі «людина – пристрій»

№	Елемент пристрою	Вид відображення інформації	Призначення
1	Зелений індикатор	Світлова індикація	Нормальний стан або підтверджене завершення судоми
2	Жовтий індикатор	Світлова індикація	Часткова ЕЕГ або ЕМГ-активність
3	Червоний індикатор	Світлова індикація	Підтверджена судомна активність
4	Миготливий червоний індикатор	Аварійна індикація	Попередження про затяжну активність
5	Монітор лікаря	Графічне або текстове повідомлення	Відображення стану ЕЕГ/ЕМГ-каналів

4.3 Оцінка потенційних небезпек

Основними небезпечними факторами при експлуатації розробленого модуля є електрична небезпека, небезпека займання та небезпека помилкової індикації стану пацієнта. Хімічні та біологічні фактори в межах даного пристрою не розглядаються, оскільки модуль не контактує з біологічними рідинами та не використовує хімічних речовин.

4.3.1 Небезпека ураження електричним струмом

Небезпека ураження електричним струмом пов'язана з наявністю електронних компонентів, блока живлення та потенційною інтеграцією пристрою в апарат ЕКТ. У розробленому модулі логічна частина працює від низьковольтного живлення 5 В, однак при реальному використанні необхідно забезпечити електричне відокремлення вимірювальних каналів від силового каналу стимуляції [45]. Оцінка небезпек електричного характеру та заходи забезпечення електробезпеки наведені в таблиці 4.3 та 4.4.

Таблиця 4.3 – Оцінка небезпек електричного характеру

№	Компонент	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Блок живлення	Напруга живлення	Пошкодження ізоляції, неправильне підключення	Ураження струмом, пошкодження пристрою
2	Мікроконтролерний блок	Струм у колах живлення	Коротке замикання, перевантаження виходів	Перегрів, вихід з ладу плати
3	ЕЕГ/ЕМГ інтерфейс	Вхідні біосигнальні кола	Відсутність гальванічної розв'язки	Потрапляння небезпечної напруги у вимірювальний канал
4	Силовий канал ЕКТ	Імпульсна напруга	Пробій ізоляції між каналами	Ураження пацієнта або пошкодження модуля

Таблиця 4.4 – Заходи забезпечення електробезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальні значення	Нормативні значення
1	Постійний струм мікроконтролера	до 200 мА	не більше 200 мА
2	Напруга живлення модуля	5 В	робоча напруга логічної частини – 5 В
3	Пошкодження ізоляції ЕЕГ/ЕМГ-каналів	можливе	відсутнє

Нормативні значення напруги та струму для мікроконтролерного блока визначені згідно з технічною документацією Arduino Uno R3 ATmega328P. Робоча напруга логічної частини становить 5 В, а сумарний струм контактів мікроконтролера не повинен перевищувати 200 мА. Для розробленого модуля особливе значення має відсутність пошкоджень ізоляції ЕЕГ/ЕМГ-каналів, оскільки вимірювальна частина повинна бути відокремлена від силового каналу апарата ЕКТ. Невідповідність реальних значень нормативним вимагає створення технічних, організаційних, режимних та експлуатаційних заходів із охорони праці [43]. Заходи забезпечення електробезпеки вказані 4.5.

Таблиця 4.5 – Заходи забезпечення електробезпеки

№	Група заходів	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні	Використання низьковольтного живлення 5 В	Зниження ризику ураження струмом
2	Технічні	Гальванічна розв'язка ЕЕГ/ЕМГ-каналів	Захист пацієнта та вимірювального модуля
3	Технічні	Закритий корпус та ізоляція провідників	Недопущення випадкового контакту
4	Технічні	Захист від короткого замикання	Запобігання перегріву
5	Організаційні	Інструктаж персоналу	Безпечна експлуатація пристрою
6	Експлуатаційні	Перевірка кабелів і корпусу перед роботою	Виявлення пошкоджень до початку використання

Запропоновані заходи дозволяють знизити ризик ураження електричним струмом та підвищити безпечність роботи пристрою.

4.3.2 Небезпека займання

Небезпека займання може виникати при короткому замиканні, перегріві елементів, неправильному виборі резисторів або пошкодженні блока живлення [46]. Основні небезпеки, пов'язані з виникненням пожежі вказані в таблиці 4.6.

Таблиця 4.6 – Основні небезпеки, пов'язані з виникненням пожежі

№	Компонент	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	Блок живлення	Струм короткого замикання	Несправність або перевантаження	Перегрів, займання
2	Мікроконтролерний блок	Перегрів елементів	Помилкове підключення, перевищення струму	Пошкодження плати
3	Блок індикації	Надмірний струм через LED	Відсутність струмообмежувального резистора	Перегрів світлодіодів
4	З'єднувальні провідники	Іскріння	Пошкодження ізоляції або слабкий контакт	Займання ізоляції

Реальні та нормативні значення небезпечних факторів, які можуть спричинити загоряння, наведені в таблиці 4.7 [47]. Заходи забезпечення пожежної безпеки вказані в таблиці 4.8.

Таблиця 4.7 – Реальні та нормативні фактори пожежної небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальні значення	Нормативні значення
1	Електричні іскри	можливі	відсутні
2	Струми короткого замикання	можливі	відсутні
3	Перегрів елементів блока живлення та мікроконтролерного модуля	можливий	відсутній

Таблиця 4.8 – Заходи забезпечення пожежної безпеки

№	Група заходів	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні	Блок живлення із захистом від короткого замикання	Запобігання аварійному струму
2	Технічні	Підбір елементів за струмом і потужністю	Недопущення перегріву
3	Технічні	Корпус з важкозаймистого матеріалу	Зниження ризику поширення вогню
4	Організаційні	Інструктаж з пожежної безпеки	Підготовка персоналу
5	Експлуатаційні	Вимкнення пристрою після роботи	Запобігання перегріву у неробочий час

Застосування наведених заходів зменшує ймовірність займання електронних компонентів і забезпечує безпечну експлуатацію пристрою.

4.3.3 Небезпека помилкової індикації

Для даного пристрою важливою є також небезпека помилкової індикації стану пацієнта. Оскільки модуль формує інформаційний висновок для лікаря, хибне спрацювання може вплинути на оцінку ефективності процедури. Перелік небезпек наведено в таблиці 4.9 [48]. Заходи зниження ризику помилкової індикації вказані в таблиці 4.10.

Таблиця 4.9 – Небезпеки, пов'язані з помилковою індикацією

№	Компонент	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
1	ЕЕГ-канал	Хибний сигнал <i>EEG detected</i>	Шум, поганий контакт електродів	Помилкова оцінка мозкової активності
2	ЕМГ-канал	Хибний сигнал <i>EMG detected</i>	Рухові артефакти, неправильний поріг	Помилкова оцінка м'язової активності
3	Мікроконтролер	Збій алгоритму	Помилка програми або зависання	Неправильна індикація
4	Блок індикації	Несправність <i>LED</i>	Обрив контакту або вихід з ладу	Втрата повідомлення для лікаря

Таблиця 4.10 – Заходи зниження ризику помилкової індикації

№	Група заходів	Вид заходу	Критерій вибору
1	Технічні	Одночасний аналіз ЕЕГ та ЕМГ	Зниження ризику хибного підтвердження судоми
2	Технічні	Debounce-затримка в алгоритмі	Захист від короткочасних шумових імпульсів
3	Технічні	Самотестування індикаторів	Перевірка справності <i>LED</i>
4	Організаційні	Остаточне рішення залишається за лікарем	Недопущення автоматичного керування стимуляцією
5	Експлуатаційні	Перевірка сигналів перед процедурою	Виявлення поганого контакту електродів

Таким чином, помилкова індикація зменшується за рахунок використання двох каналів аналізу, часової фільтрації та збереження контролю за лікарем.

4.4 Інструкція з техніки безпеки при експлуатації пристрою

4.4.1 Загальні положення

До роботи з розробленим модулем допускається персонал, який пройшов інструктаж з електробезпеки, пожежної безпеки та правил роботи з медичним електричним обладнанням.

Налаштування порогів, перевірка програмного забезпечення та технічне обслуговування пристрою виконуються медичним інженером або відповідальним спеціалістом [47].

Пристрій не призначений для самостійного автоматичного керування параметрами електросудомної терапії. Його функція полягає у формуванні інформаційного висновку для лікаря.

4.4.2 Вимоги безпеки перед початком роботи

Перед початком роботи необхідно перевірити цілісність корпусу, кабелів, роз'ємів та блока живлення. Також перевіряється справність світлової індикації.

Перед використанням пристрою необхідно переконатися, що ЕЕГ та ЕМГ-канали підключені правильно, а вимірювальна частина відокремлена від силового каналу стимуляції.

У разі пошкодження кабелів, корпусу, блока живлення або несправності індикаторів експлуатація пристрою не допускається [45].

4.4.3 Вимоги безпеки під час роботи

Під час роботи оператор контролює показання індикаторів та монітора лікаря. При появі жовтого сигналу необхідно перевірити якість ЕЕГ/ЕМГ-сигналів. При появі червоного сигналу система повідомляє про підтверджену судомну активність.

Миготливий червоний сигнал вказує на затяжну активність і потребує уваги лікаря.

Забороняється відкривати корпус, змінювати підключення або налаштовувати пороги компараторів під час роботи пристрою [45].

4.4.4 Вимоги безпеки після закінчення роботи

Після завершення роботи пристрій вимикається, кабелі від'єднуються, а корпус та роз'єми оглядаються на наявність пошкоджень. У разі виявлення несправностей пристрій передається на технічну перевірку.

4.4.5 Дії в аварійній ситуації

У разі появи запаху перегріву, диму, іскріння або нестабільної роботи пристрій негайно вимикається. Повторне ввімкнення допускається лише після перевірки спеціалістом.

У разі некоректної індикації або втрати ЕЕГ/ЕМГ-сигналу пристрій не використовується як джерело інформації для прийняття рішення. Подальші дії виконує лікар на основі інших даних моніторингу [49].

Висновок до розділу 4

У четвертому розділі було розглянуто питання охорони праці та техніки безпеки для розробленого модуля зворотного зв'язку в апараті електросудомної терапії. Основними небезпечними факторами визначено електричну небезпеку, пожежну небезпеку та ризик помилкової індикації стану пацієнта. Для кожної групи небезпек запропоновано технічні, організаційні та експлуатаційні заходи.

Запропоновані заходи, зокрема використання низьковольтного живлення, гальванічної розв'язки, захисту від короткого замикання, перевірки індикації та збереження остаточного рішення за лікарем, дозволяють підвищити безпечність експлуатації розробленого модуля.

ВИСНОВКИ

У дипломній роботі було проведено аналіз принципів роботи апаратів електросудомної терапії та параметрів електричної стимуляції, що впливають на ефективність і безпеку процедури. Встановлено, що сучасна ЕКТ базується на використанні контрольованої електричної стимуляції, метою якої є індукція терапевтичної судомної активності. Визначено, що важливими параметрами стимулу є форма імпульсу, амплітуда струму, ширина імпульсу, частота повторення, тривалість стимуляції та загальна доза заряду.

Показано, що найбільш доцільним для сучасних апаратів є використання коротких або ультракоротких біполярних прямокутних імпульсів, оскільки така форма сигналу дозволяє забезпечити ефективну стимуляцію при меншому енергетичному впливі на тканини.

Було досліджено біомедичні параметри, які можуть використовуватись для контролю впливу електросудомної терапії в реальному часі. Основну увагу приділено ЕЕГ та ЕМГ-сигналам, оскільки саме вони дозволяють оцінювати наявність, тривалість і характер судомної активності. ЕЕГ-сигнал використовується як основний канал контролю електричної активності головного мозку, а ЕМГ-сигнал — як додатковий канал підтвердження моторної відповіді. Обґрунтовано, що одночасне використання цих двох каналів підвищує достовірність оцінки стану пацієнта, оскільки дозволяє відрізнити підтверджену судомну активність від часткової відповіді або можливого артефакту.

У роботі було проаналізовано технічні методи реєстрації, підсилення, фільтрації та порогової обробки ЕЕГ/ЕМГ-сигналів у системах медичного моніторингу.

Для реалізації моделі було використано принцип попередньої аналогової обробки сигналів із подальшим перетворенням їх у цифрові логічні рівні. ЕЕГ-канал забезпечує зміщення сигналу відносно віртуальної

середньої точки, фільтрацію низькочастотного дрейфу, виділення огинаючої та порогове порівняння. ЕМГ-канал містить підсилювальний каскад, детектор огинаючої та компараторний вузол. Такий підхід дозволив спростити подальшу цифрову обробку та передавати на мікроконтролер уже сформовані сигнали *EEG detected* та *EMG detected*.

Було розроблено структурну модель системи контролю впливу електросудомної терапії, яка включає канали формування та обробки ЕЕГ/ЕМГ-сигналів, компаратори, мікроконтролерний блок аналізу та блок світлодіодної індикації. Розроблена система не втручається безпосередньо у силовий канал стимуляції та не змінює параметри електричного імпульсу автоматично. Її функція полягає в аналізі біосигналів і формуванні інформаційного висновку для лікаря. Такий принцип роботи дозволяє розглядати запропоновану модель як модуль підтримки прийняття рішення під час проведення ЕКТ.

Було розроблено алгоритм логічного аналізу біосигналів на базі Arduino Uno. Алгоритм визначає кілька основних станів системи: відсутність судомної активності, часткову активність одного з каналів, підтверджену судомну відповідь, затяжну активність та завершення терапевтичної судоми.

Для контролю тривалості активності використано неблокуючий часовий аналіз на основі функції *millis()*, що дозволяє мікроконтролеру одночасно відлічувати час і продовжувати аналізувати вхідні сигнали. Також реалізовано *debounce*-затримку 200 мс, яка зменшує ризик хибного завершення активності через короткі шумові провали або перехідні процеси.

У середовищі *Proteus* було виконано моделювання роботи системи та перевірено її реакцію на різні сценарії ЕЕГ/ЕМГ-активності.

Під час моделювання підтверджено, що система коректно розрізняє нормальний стан, часткову активність, підтверджену судомну активність, затяжний режим і завершення терапевтичної судоми.

Для кожного режиму формувалась відповідна світлодіодна індикація, що підтвердило працездатність запропонованої моделі. Отримані результати показали, що розроблений модуль може бути використаний як основа для подальшого створення системи підтримки прийняття рішення лікарем під час електросудомної терапії.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Abrams R. Electroconvulsive Therapy. 4th ed. Oxford : Oxford University Press, 2002. 340 p.
2. Thirthalli J., Sinha P., Sreeraj V. S. et al. Clinical Practice Guidelines for the Use of Electroconvulsive Therapy. Indian Journal of Psychiatry. 2023. Vol. 65. P. 258–269. URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10096214/>
3. Kirov G., Jauhar S., Sienaert P., McLoughlin D. M. Electroconvulsive therapy for depression: 80 years of progress. The British Journal of Psychiatry. 2021. URL: <https://www.cambridge.org/core/journals/the-british-journal-of-psychiatry/article/electroconvulsive-therapy-for-depression-80-years-of-progress/EA419A2EDF02EB803D8417B437779060>
4. Brown M. A Biomedical Look at ECT. New Zealand Institute of Health & Education. 2023. URL: <https://nzihe.org.nz/a-biomedical-look-at-ect/> (дата звернення: 02.04.2026).
5. Read J., Cunliffe S., Hancock S. P., Harrop C., Johnstone L., Morrison L. The adverse effects of electroconvulsive therapy beyond memory loss: an international survey of recipients and relatives. International Journal of Mental Health. 2025. DOI: <https://doi.org/10.1080/00207411.2025.2576946>
6. Çakır S., Çağdaş E. Electroconvulsive Therapy in the Treatment of Mood Disorders. Psychopharmacology Bulletin. 2016. Vol. 46, No. 1. P. 65–71. URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5630095/>
7. Swaraj V. S., Bhat A., Peterchev A. V. Engineering aspects of electroconvulsive therapy: a review. IEEE Reviews in Biomedical Engineering. 2019. Vol. 12. P. 120–132.

8. Singh A., Kar S. K. How Electroconvulsive Therapy Works? Understanding the Neurobiological Mechanisms. Clinical Psychopharmacology and Neuroscience. 2017. Vol. 15, No. 3. P. 210–221. URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5565084/>
9. Rosenthal Z. P. et al. Electroconvulsive therapy generates a postictal wave of spreading depolarization in mice and humans. Nature Communications. 2025. URL: <https://www.nature.com/articles/s41467-025-59900-1>
10. Farzan F. et al. Revisiting the Anticonvulsant Hypothesis of Electroconvulsive Therapy. Frontiers in Psychiatry. 2022.
11. Bai S. et al. Functional connectivity changes following electroconvulsive therapy in patients with depression. Progress in Neuro-Psychopharmacology and Biological Psychiatry. 2021.
12. Okaty B. W. et al. The molecular and cellular physiology of electroconvulsive therapy. Neuropsychopharmacology. 2021.
13. Rojas M. et al. Electroconvulsive Therapy in Psychiatric Disorders: A Narrative Review. International Journal of Molecular Sciences. 2022. Vol. 23, No. 13. Article 6918. URL: <https://www.mdpi.com/1422-0067/23/13/6918>
14. Rocha R. B. et al. Effects of electroconvulsive therapy on brain-derived neurotrophic factor levels. Biological Psychiatry. 2022.
15. Oltedal L. et al. The Global ECT-MRI Research Collaboration (GEMRIC): large-scale structural brain changes after electroconvulsive therapy. Molecular Psychiatry. 2023.
16. Ousdal O. T. et al. The Neurobiological Effects of Electroconvulsive Therapy Studied Through Magnetic Resonance: What Have We Learned and Where Do We Go? Biological Psychiatry. 2022. URL:

[https://www.biologicalpsychiatryjournal.com/article/S0006-3223\(21\)01340-8/fulltext](https://www.biologicalpsychiatryjournal.com/article/S0006-3223(21)01340-8/fulltext)

17. Karabatsiakis A., Schönfeldt-Lecuona C. Depression, mitochondrial bioenergetics, and electroconvulsive therapy: a new approach towards personalized medicine in psychiatric treatment — a short review and current perspective. *Translational Psychiatry*. 2020. Vol. 10. Article 226. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41398-020-00901-7>
18. Tiller J. W., Ingram A. Electroconvulsive therapy: an overview of technique and safety. *Journal of ECT*. 2021.
19. Gillving C. et al. Seizure Duration and Electroconvulsive Therapy in Major Depressive Disorder. *JAMA Network Open*. 2024. URL: <https://jamanetwork.com/journals/jamanetworkopen/fullarticle/2821488>
20. American Psychiatric Association. *The Practice of Electroconvulsive Therapy: Recommendations for Treatment, Training, and Privileging*. Washington : APA Publishing, 2023.
21. Maganti R. K., Rutecki P. EEG and epilepsy monitoring. *Continuum: Lifelong Learning in Neurology*. 2013. Vol. 19, No. 3. P. 598–622. URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10563901/>
22. Moulier V. et al. A Retrospective Study of Postictal Suppression during Electroconvulsive Therapy. 2022. URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8911063/>
23. Epilepsy Action Australia. Generalised onset seizures. E-360. URL: <https://www.epilepsy.org.au/e-360-edition-24-generalised-onset-seizures/> (дата звернення: 02.04.2026).
24. Hermida A. P. et al. Medical assessment and physiological monitoring during electroconvulsive therapy. *Journal of Psychiatric Research*. 2023.

25. Lippincott Williams & Wilkins. Technical aspects of the cuff method in modern electroconvulsive therapy. The Journal of ECT. 2021.
26. Marcinski Nascimento K. J., Nascimento F. A., Beniczky S. Surface electromyography patterns of epileptic seizures. Epileptic Disorders. 2024. DOI: <https://doi.org/10.1002/epd2.20314>
27. Marcinski Nascimento K. J., Nascimento F. A., Beniczky S. Surface electromyography patterns of epileptic seizures. Epileptic Disorders. 2024. DOI: <https://doi.org/10.1002/epd2.20314>
28. Kritzer M. D., Peterchev A. V., Camprodon J. A. Electroconvulsive Therapy: Mechanisms of Action, Clinical Considerations, and Future Directions. Harvard Review of Psychiatry. 2023. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36803888/>
29. Comparing Methods of Seizure Response Monitoring During Electroconvulsive Therapy. The Canadian Journal of Psychiatry. 2023. URL: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/07067437231223340>
30. Proteus Design Suite. Labcenter Electronics. URL: <https://www.labcenter.com/> (дата звернення: 02.04.2026).
31. ATmega328P 8-bit AVR Microcontroller with 32K Bytes In-System Programmable Flash : Datasheet. Microchip Technology. URL: <https://www.microchip.com/> (дата звернення: 02.04.2026).
32. LM393 Low-Power Low-Offset Voltage Dual Comparators : Datasheet. Texas Instruments. URL: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm393.pdf> (дата звернення: 02.04.2026).
33. OPA404 Precision Operational Amplifier : Datasheet. Texas Instruments. URL: <https://www.ti.com/> (дата звернення: 02.04.2026).

34. Thirthalli J., Sinha P., Sreeraj V. S. et al. Clinical Practice Guidelines for the Use of Electroconvulsive Therapy. Indian Journal of Psychiatry. 2023. Vol. 65. P. 258–269. URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10096214/>
35. Marcinski Nascimento K. J., Nascimento F. A., Beniczky S. Surface electromyography patterns of epileptic seizures. Epileptic Disorders. 2024. DOI: <https://doi.org/10.1002/epd2.20314>
36. Sabbatini R. M. E. Electroshock Revisited. American Scientist. URL: <https://www.americanscientist.org/article/electroshock-revisited> (дата звернення: 02.04.2026).
37. Castruita-López J. F. et al. Electromyography Signals in Embedded Systems. Biomimetics. 2025. Vol. 10, No. 3. Article 166. URL: <https://www.mdpi.com/2313-7673/10/3/166>
38. Castleman K. R. Technical Report: Electroconvulsive Therapy. Wisner Baum. URL: <https://www.wisnerbaum.com/wp-content/uploads/Exh.-05-Dr.-Kenneth-Castleman-ECT-Report.pdf> (дата звернення: 02.04.2026).
39. Kerr W. T., McFarlane K. N., Figueiredo Pucci G. The present and future of seizure detection, prediction, and forecasting with machine learning, including the future of clinical trials. Frontiers in Neurology. 2024. Vol. 15. Article 1425490. DOI: <https://doi.org/10.3389/fneur.2024.1425490>
40. Aziz A. et al. An Unobtrusive and Lightweight Ear-worn System for Epileptic Seizure Detection. Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies. 2024. DOI: <https://doi.org/10.1145/3703164>
41. Ingolfsson T. M. et al. EpiDeNet: An Energy-Efficient Approach to Seizure Detection for Embedded Systems. arXiv. 2023. URL: <https://arxiv.org/abs/2309.07135>

42. Prabowo N. K., Irwanto I. The Implementation of Arduino Microcontroller Boards in Science: A Bibliometric Analysis from 2008 to 2022. arXiv. 2023. URL: <https://arxiv.org/abs/2312.10840>
43. ДСТУ EN 60601-1:2019. Вироби медичні електричні. Частина 1. Загальні вимоги щодо безпеки та основних робочих характеристик. Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2019.
44. ДСТУ ISO 45001:2019. Системи управління охороною здоров'я та безпекою праці. Вимоги та настанови щодо застосування. Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2019.
45. НПАОП 40.1-1.21-98. Правила безпечної експлуатації електроустановок споживачів. Київ, 1998.
46. ДСТУ Б В.1.1-36:2016. Визначення категорій приміщень, будинків та зовнішніх установок за вибухопожежною та пожежною небезпекою. Київ : Мінрегіон України, 2016.
47. ДБН В.1.1-7:2016. Пожежна безпека об'єктів будівництва. Загальні вимоги. Київ : Мінрегіон України, 2017.
48. ДСТУ EN ISO 13849-1:2016. Безпечність машин. Деталі систем управління, пов'язані із забезпеченням безпеки. Частина 1. Загальні принципи проектування. Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2016.
49. НАПБ Б.01.008-2018. Правила експлуатації та типові норми належності вогнегасників. Київ, 2018.

ДОДАТОК А

Програмний код в середовищі Arduino IDE:

```

unsigned long seizureStartTime = 0;
unsigned long lastHighTime = 0;    // Час останнього сигналу "1"
unsigned long lastBlinkTime = 0;
bool inFullSeizure = false;
bool redBlinkState = false;

const unsigned long NORMAL_TIME = 10000; // 10 сек
const unsigned long WARNING_TIME = 15000; // 15 сек
const unsigned long DEBOUNCE_TIME = 200; // Захист від брязкоту (0.2 сек)

void setup() {
  pinMode(12, OUTPUT); // Зелений
  pinMode(8, OUTPUT);  // Жовтий
  pinMode(7, OUTPUT);  // Червоний
  pinMode(A0, INPUT);
  pinMode(A1, INPUT);
}

void loop() {
  bool eeg = digitalRead(A0);
  bool emg = digitalRead(A1);
  unsigned long currentTime = millis();

  // 1. АКТИВНА ПОВНА СУДОМА
  if (eeg && emg) {
    if (!inFullSeizure) {
      seizureStartTime = currentTime;
      inFullSeizure = true;
    }
    lastHighTime = currentTime; // Оновлюємо час останньої активності

    unsigned long duration = currentTime - seizureStartTime;
    digitalWrite(12, LOW); // Гарантовано вимикаємо зелений
    digitalWrite(8, LOW);

    if (duration > WARNING_TIME) {
      if (currentTime - lastBlinkTime >= 100) {
        lastBlinkTime = currentTime;
        redBlinkState = !redBlinkState;
        digitalWrite(7, redBlinkState);
      }
    } else {
      digitalWrite(7, HIGH);
    }
  }

  // 2. ПЕРЕВІРКА НА ЗАКІНЧЕННЯ (з захистом від шуму)
  else {
    if (inFullSeizure && (currentTime - lastHighTime > DEBOUNCE_TIME)) {

```

```

    unsigned long finalDuration = lastHighTime - seizureStartTime;

    digitalWrite(7, LOW); // Вимикаємо червоний одразу після підтвердження
спаду

    if (finalDuration >= NORMAL_TIME) {
        blinkGreen();
    }
    inFullSeizure = false;
}

// Звичайна індикація (працює тільки якщо НЕ йде блимання зеленим)
if (!inFullSeizure) {
    digitalWrite(7, LOW);
    if (eeg || emg) {
        digitalWrite(12, LOW);
        digitalWrite(8, HIGH);
    } else {
        digitalWrite(8, LOW);
        digitalWrite(12, HIGH);
    }
}
}
}

void blinkGreen() {
    // Перед блиманням вимикаємо всі інші канали
    digitalWrite(7, LOW);
    digitalWrite(8, LOW);
    for (int i = 0; i < 10; i++) {
        digitalWrite(12, HIGH);
        delay(150);
        digitalWrite(12, LOW);
        delay(150);
    }
}
}

```