МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІНЖЕНЕРНИЙ НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ІНСТИТУТ
ім. Ю. М. Потебні

Кафедра електроніки, інформаційних систем
та програмного забезпечення
(повна назва кафедри)

Кваліфікаційна робота
другий (магістерський)
(рівень вищої освіти)

на тему *: Дослідження впливу електричного струму на біологічні об'єкти і розробка схеми електростимулятора*

Виконав: студент *II* курсу, групи *8.1764*
спеціальності *176 Мікро- та наносистемна техніка*
(код і назва спеціальності)
освітньої програми *176 Мікроелектронні інформаційні системи*
(код і назва освітньої програми)
Мишковець Андрій Олегович
(ініціали та прізвище)

Керівник *професор кафедри ЕІСПЗ, доцент, к.т.н., Ніконова Зоя Андріївна*
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Рецензент *інженер-конструктор «Конструкторське бюро Колосова» Григор'єва І.К.*
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Запоріжжя

2025

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІНЖЕНЕРНИЙ НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ІНСТИТУТ
ім. Ю.М. Потебні

Кафедра електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Спеціальність 176 Мікро- та наносистемна техніка
(назва)

Освітня програма Мікроелектронні інформаційні системи
(шифр)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри Т. В. Критська
« 01 » грудня 2025 року

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТОВІ (СТУДЕНТЦІ)
Мишковцю Андрію Олеговичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи (проєкту) *Дослідження впливу електричного струму на біологічні об'єкти і розробка схеми електростимулятора*

керівник роботи *Ніконова З.А., к.т.н.,доцент*
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
затверджені наказом ЗНУ від "27" лютого 2025 року № 313-с
2.Строк подання студентом роботи 28.11 2025 р.
3. Вихідні дані до роботи: *апарат для електростимуляції м'язів: розмах біполярних імпульсів – +/-100 В; тривалість пачок імпульсів – 1-70 с; період пачок імпульсів – 1-110 Гц; тривалість імпульсу - 50-750 мкс; струм споживання - 200 мА.*

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) *1 Основи електростимуляції тканин організму. 2 Дослідження впливу електричного струму на м'язові тканини. Розробка міостимулятора 3 Техніко-економічне обґрунтування 4 Охорона праці та техногенна безпека*
5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень) *Л1 Види дії електроструму та параметри, від яких залежать наслідки ураження людини електричним струмом Л2 Механізм м'язового скорочення. Залежності відносної швидкості скорочення м'яза від відносної сили впливу Л3 Ефект дії змінного струму на організм. Питомий опір тканин організму Л4 Форми імпульсів першого та другого генераторів імпульсів. Моделювання роботи інвертуючого тригера Л5 Результати моделювання одновібратора Л6 Структурна схема приладу для електростимуляції м'язів Л7 Схема електрична принципова моітимулятору Л8 Топологія друкованої плати та схема розміщення елементів міостимулятора*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
I	Ніконова З.А., проф. каф. ЕІСПЗ	21.10.24	30.12.24
II	Ніконова З.А., проф. каф. ЕІСПЗ	24.12.24	13.10.25
III	Ніконова З.А., проф. каф. ЕІСПЗ	13.10.25	03.11.25
IV	Ніконова З.А., проф. каф. ЕІСПЗ	10.11.25	24.11.25

6. Консультанти розділів кваліфікаційної роботи магітсра

7. Дата видачі завдання *21.10.2024 р.*

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи магістра	Строк виконання етапів кваліфікаційної роботи магістра	Примітка
1	*Аналіз матеріалу за темою кваліфікаційної роботи*	*11.11. -02.12.24*	
2	*Основи електростимуляції тканин організму*	*03.12.24 -30.12.24*	
3	*Дослідження впливу електричного струму на тканини організму*	*13.01.25 -26.02.25*	
4	*Розробка структурної та електричної схем приладу для стимуляції м'язів*	*03.03-30.04.25*	
5	*Розробка топології друкованої плати та схеми розміщення елементів*	*05.05.25-30.09.25*	
5	*Оформлення другого розділу*	*30.09 -13.10.25*	
6	*Розділ «Техніко-економічне обґрунтування»*	*13.10-03.11.25*	
7	*Розділ «Охорона праці та техногенна безпека»*	*10.11. -24.11.25*	
8	*Оформлення пояснювальної записки, виконання креслень*	*24.11. -27.11.25*	

Студент _____ *Мишковець А.О.*
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи (проєкту) _____ *Ніконова З.А.*
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль пройдено

Нормоконтролер _____ *Верьовкін Л. Л.*
(прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

Кваліфікаційна робота містить 76 сторінок, 21 рисунок, 13 таблиць, 20 джерел літератури.

Об'єкт проектування – прилад для електростимуляції м’язів

Ціль роботи – дослідження впливу електричного струму на м’язові тканини і розробка міостимулятора.

Задачі роботи - дослідити вплив електричного струму на м’язові тканини; розробити структурну та електричну принципову схеми міостимулятора; провести моделювання роботи приладу; розробити схему розміщення елементів та топологію друкованої плати.

Методика досліджень –розрахунки в MATLAB, моделювання в EveryCircuit.

Короткий виклад результатів досліджень – рапропонований прилад має чотири режими електричної стимуляції: вплив прямокутними, а також синусоїдальними модульованими струмами; дозволяє змінювати частоту, тривалість і амплітуду стимулюючих імпульсів; є можливість регулювання затримки між стимулюючими імпульсами при подачі на різні електроди; розрахункові габаритні розміри приладу складають 62,5 х 57, 5 мм.

ЕЛЕКТРИЧНИЙ СТРУМ, М’ЯЗ, ПОТЕНЦІАЛ ДІЇ, ІМПЕДАНС, СТИМУЛЯЦІЯ, РЕАБІЛІТАЦІЯ, МІОСТИМУЛЯТОР, ТОПОЛОГІЯ.

Робота виконана на кафедрі електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення в період з 01 вересня по 28 листопада 2025 р.

ЗМІСТ

ВСТУП 5

1 ОСНОВИ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯЦІЇ ТКАНИН ОРГАНІЗМУ 6

1.1 Фізичні основи електричної стимуляції м’язів 6

1.2 Види електричних сигналів для стимуляції 10

1.3 Електростимуляція у різних галузях медицини 15

1.4 Електростимуляція м’язових клітин 18

2 ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ЕЛЕКТРИЧНОГО СТРУМУ НА М’ЯЗОВІ ТКАНИНИ. РОЗРОБКА МІОСТИМУЛЯТОРА 20

2.1 Будова м’язового волокна 20

2.2 Біофізика м’язового скорочення 26

2.3 Розробка структурної схеми електростимулятора 32

2.4 Розробка схеми електричної принципової 37

2.5 Розрахунок та моделювання блоків приладу 41

2.6 Розрахунок та розробка топології друкованої плати та схеми розміщення елементів 47

3 ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ 52

3.1 Огляд приладів для електростимуляції 52

3.2 Порівняльний аналіз технологій за критеріями 56

4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА ТЕХНОГЕННА БЕЗПЕКА 61

4.1 Основні вимоги 61

4.2 Електробезпека 63

4.2.1 Характеристика виробничого приміщення 63

4.2.2 Забезпечення нормального повітряного середовища 64

4.3 Захист від шуму та вібрації 65

4.3.1 Захист від вібрації..... 65

4.3.2 Захист від шуму 65

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ 67

ВСТУП

Електрична стимуляція біологічних об’єктів є однією з ключових технологій сучасної біомедичної інженерії, що поєднує принципи електроніки, фізіології та матеріалознавства. Застосування контрольованого електричного струму для впливу на живі тканини дозволяє не лише відновлювати втрачені функції організму, а й розширювати можливості діагностики, терапії та реабілітації. Завдяки розвитку мікроелектроніки, біосумісних матеріалів та обчислювального моделювання, електростимуляція поступово переходить від макрорівневих процедур до високоточної, персоналізованої взаємодії з окремими клітинами чи групами нейронів.

Актуальність теми зумовлена зростанням ролі біоелектричних технологій у медицині XXI століття. Електричні сигнали є природним засобом комунікації клітин нервової та м’язової систем, а тому можливість їхнього штучного керування відкриває перспективи лікування хронічних хвороб, відновлення після травм і створення нових поколінь біоінтерфейсів. Окрім того, вплив електричного струму на клітинні процеси активно досліджується у контексті транспорту лікарських засобів, регенерації тканин та наномедицини [1].

Наукова проблема полягає у визначенні механізмів взаємодії електричного поля з біологічними структурами, встановленні безпечних меж впливу та розробленні електронних систем, здатних забезпечити стабільні, керовані параметри стимуляції без ушкодження тканин. Попри значний прогрес, залишається низка невирішених питань — зокрема, оптимізація форми імпульсу, вибір частотного діапазону, характеристик електродів і способів моніторингу ефективності стимуляції в реальному часі.

1 ОСНОВИ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯЦІЇ ТКАНИН ОРГАНІЗМУ

1.1 Фізичні основи електричної стимуляції м’язів

Перші спостереження впливу електрики на біологічні структури належать до XVIII століття, коли Л. Гальвані вперше продемонстрував скорочення м’язів жаби під дією електричного розряду. Подальші дослідження А. Вольти, М. Фарадея, а пізніше — Дж. Кронгайма і Дж. Ледюка заклали основу для розуміння електричних процесів в тканинах і створення перших медичних електростимуляторів. Сучасна електростимуляція охоплює широкий спектр застосувань — від кардіостимуляції та нейромодуляції до регенераційної медицини, електропорації й фізіотерапії.

Біологічні тканини є складними електричними середовищами, які характеризуються анізотропією, неоднорідністю та частотно-залежними властивостями. Їхня електропровідність зумовлена вмістом іонів (Na^+, K^+, Cl^-, Ca^{2+}) у внутрішньо- та позаклітинних рідинах, а також наявністю напівпровідникових структур — мембран, білкових каналів і міжклітинних контактів.

З цієї причини електропровідність різних тканин суттєво відрізняється. Найкраще проводять струм спинномозкова рідина, кров, лімфа, дещо гірше – м’язи, печінка, серцевий м’яз, легенева тканина і найгірше жирова, кісткова тканини та шкіра (таблиця 1.1).

Таблиця 1.1 - Питомий опір тканин організму [2].

№	Тканина	ρ, Ом·м
1	Спинномозкова рідина	$5{,}5 \cdot 10^{-1}$
2	Сироватка крові	$7{,}1 \cdot 10^{-1}$
3	М’язова тканина	2,0
4	Печінка	10
5	Нервової тканини	25
6	Жирової тканини	50
7	Сухої шкіри	10^2
8	Кістки без надкістя	10^6
9	Еритроцити	10^6

Клітинна мембрана – це діелектрик, питомий опір 1 $см^2$ якого для різних клітин знаходиться у межах від 10^3 до 10^4 Ом·м.

Діелектричні властивості біологічних об’єктів визначаються структурними компонентами та явищами поляризації. Якщо до живої тканини прикласти постійну різницю потенціалів, то виявляється, що сила струму змінюється в часі, при сталій напрузі.

Сила струму за певний час змінюється в сотні разів, а через деякий час встановлюється на сталому рівні. Це пов’язано з виникненням ЕРС поляризації під час проходження постійного струму через біологічну систему. Ця електрорушійна сила є функцією часу і зменшує прикладену напругу. Для мінімізації поляризаційних ефектів застосовують біосумісні матеріали з високою катодною стійкістю: платину, титан, сплави платиніридію, вуглецеві композити, графен. Вибір матеріалу впливає на стабільність імпульсу, шумові характеристики та тривалість експлуатації електрода.

Біологічні тканини по різному проводять електричний струм. Основним механізмом, який характеризує протікання електричного струму в

живих організмах, є електрична провідність, яка обумовлена іонною провідністю. Електропровідність окремих ділянок організму істотно залежить від опору шкіри і підшкірних шарів. Опір шкіри визначається фізіологічним станом, віком, товщиною, місцем вимірювання, температурою і вологістю шкіри. В організмі струм поширюється, в основному, кровоносними і лімфатичними судинами, м'язами і нервовими стовбурами.

Всі тканини, які містять воду, можуть бути поділені на три групи:

- рідкі тканини(кров, лімфа), які містять водну суспензію клітин і білкові молекули;
- м'язові тканини і тканини внутрішніх органів (серце, нирки, печінка і ін.), які містять велику кількість води;
- тканини з малим вмістом води (жир, кістки).

Електричні параметри біологічних тканин можна охарактеризувати діелектричною проникністю e і питомою електричною провідністю g.

Органічні речовини (білки, жири, вуглеводи і ін.), з яких складаються живі тканини, в чистому і сухому вигляді є діелектриками. Значення ε для деяких діелектриків наведені на рисунку 1.1

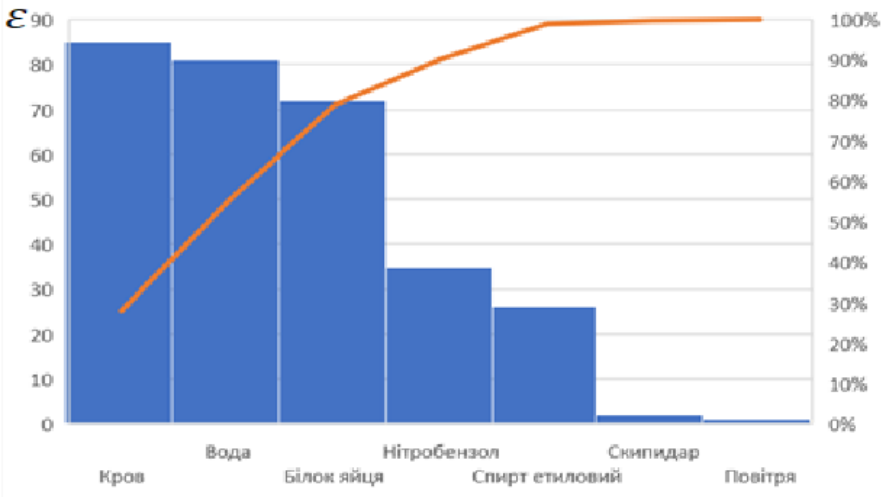


Рисунок 1.1 - Значення ε для деяких середовищ [3]

Коли електричне поле досягає клітини, воно змінює потенціал мембрани. Якщо напруженість перевищує порогове значення (~1 В/см для нервових клітин), відбувається деполяризація мембрани — відкриваються потенціал-залежні іонні канали, і в тканині виникає збудження.

Для коротких імпульсів високої напруги (1–10 кВ/см, тривалістю 100–1000 нс) спостерігається явище електропорації — формування тимчасових пор у мембрані, які підвищують її проникність для макромолекул. Цей ефект активно використовується у біотехнології та медицині для введення лікарських засобів або ДНК у клітину.

З електрофізичної точки зору, біотканину можна змоделювати як еквівалентне електричне коло, що містить послідовно-паралельне з'єднання резистивних і ємнісних елементів. Опір відповідає провідності міжклітинного середовища, тоді як ємність зумовлена поляризацією клітинних мембран. При низьких частотах (до 1 кГц) домінує ємнісний компонент, оскільки мембрани діють як ізолятори; на високих частотах (понад 100 кГц) — струм проходить через обидва середовища, що зменшує загальний імпеданс тканини.
Закон Ома для неоднорідних середовищ має вигляд:

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}$$

де J— густина струму, E — напруженість електричного поля, σ— питомна провідність тканини (С/м). Для більшості біотканин вона коливається в межах 0,02–0,8 С/м і суттєво залежить від вмісту води та структури клітин.

Електричне поле, що створюється стимулятором, поширюється в біотканині за законами електростатики, модифікованими біологічними властивостями середовища. Прикладена напруга U між електродами формує градієнт потенціалу, який описується рівнянням Лапласа:

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla \phi) = 0$$

де ϕ— потенціал електричного поля.

В тканинах із неоднорідною провідністю розподіл потенціалу є складним: струм концентрується в областях з меншою імпедансною складовою, а біля меж різних середовищ (наприклад, між м’язовою тканиною і жиром) виникають зони підвищеної напруженості.

При електростимуляції важливо контролювати густину струму на поверхні електродів:

$$J_s = \frac{I}{A}$$

де I — сила струму, A — площа контакту. Безпечні значення для тривалої стимуляції зазвичай не перевищують 0,1–0,25 мА/см²; вищі густини можуть спричиняти електроліз, локальний нагрів або ушкодження тканин [4].

1.2 Види електричних сигналів для стимуляції

Залежно від мети застосування, використовують кілька основних форм сигналів:

- постійний струм (DC) — застосовується рідко, оскільки спричиняє електроліз і поляризацію електродів, але корисний у терапевтичних мікрострумах;
- змінний струм (AC) — ефективний при м’язовій або нервовій стимуляції середньої частоти (1–10 кГц), мінімізує поляризаційні ефекти;

- імпульсна стимуляція — найпоширеніша, оскільки забезпечує кероване деполяризування мембран при мінімальному тепловому навантаженні.

Імпульси можуть бути монофазними (однополярними) або біфазними (чергування полярності). Біфазні імпульси вважаються безпечнішими, оскільки запобігають накопиченню заряду на межі «електрод–тканина». Основні параметри імпульсів: амплітуда (0,1–50 В), тривалість (10–1000 мкс), частота повторення (1–1000 Гц).

Кількість енергії, що потрапляє в тканину можна розрахувати за формулою [5]:

$$W = \int_0^T U(t) I(t)\, dt$$

де T — період стимуляції. Вибір параметрів повинен забезпечувати достатню деполяризацію клітинної мембрани без досягнення порогу термічних чи електролітичних ушкоджень.

У процесі стимуляції ключову роль відіграють електродні властивості системи. На межі електрод–тканина формується подвійний електричний шар, який чинить ємнісний опір. Повний імпеданс контакту можна представити як суму ємнісної та резистивної складових:

$$Z = R_s + \frac{1}{j\omega C_{dl}}$$

де R_s — опір розчину, C_{dl} — ємність подвійного шару, ω — кутова частота.

Метод вимірювання імпедансу використовують у медичних дослідженнях, а саме під час вивчення процесів у живих клітинах і тканинах під впливом випромінювання, ультразвуку та інших фізичних факторів, а

також у процесі зміни фізіологічного стану. Наприклад, виявлено, що при запальних процесах на перших стадіях хвороби спостерігається збільшення опору тканини. Це пояснюється тим, що під час запалення клітина набрякає, міжклітинні проміжки зменшуються і активний опір збільшується. На наступних стадіях запального процесу змінюються структурний та хімічний склади тканин, що веде до зменшення ємності та опору. Отже, вимірювання електричних параметрів тканин може використовуватись як засіб для діагностики стадій запальних процесів.

Виявлено, що на різних стадіях утворення злоякісних пухлин ємнісний опір тканини змінюється, і цей показник можна використати для ранньої діагностики захворювання. Під час відмирання тканини, а також під дією пошкоджуючих факторів радіація, ультразвук, температура) збільшується проникність мембран і, як наслідок, збільшуються іонні потоки – послаблюється ефект поляризації на межі їх розподілу. Це зумовлює зменшення опору та ємності об'єкта при низьких частотах, а при високих – поляризація на межі розподілу практично відсутня, тому високочастотний опір майже не змінюється. Таким чином, під час дії пошкоджуючих факторів та під час відмирання тканин дисперсія її електричних параметрів зменшується, а для мертвої тканини взагалі відсутня. Для оцінки життєвості тканин вводять коефіцієнт поляризації (К).

Наприклад, для печінки ссавців К=9-10, а печінки жаби – 2-3. К залежить від інтенсивності обміну речовин у тканинах. Під час відмирання тканин коефіцієнт поляризації зменшується, а для мертвої – прямує до одиниці.

У клітинній практиці вимірювання імпедансу використовуються для дослідження кровонаповнення органів. Метод реєстрації зміни імпедансу органів під час їх кровонаповнення називають реографією. Використовуючи багатоканальні реографи, можна досліджувати перерозподіл крові між органами в нормі і патології.

Реоенцефалографія – метод дослідження мозкового кровообігу, який базується на реєстрації пульсових коливань імпедансу головного мозку під час проходження через нього струму високої частоти, але малого за силою та напругою. Цим методом визначають стан геодинаміки та пульсове кровонаповнення окремих ділянок головного мозку, стан стінок судин та венозний кровообіг [6].

У фізіотерапії використовують ультрависокочастотні електричні поля. Ці поля зумовлюють поляризаційні явища у тканинах, і, як наслідок, виникає тепловий ефект, який залежить від діелектричної проникності опору тканин, частотних характеристик поля. Максимальний нагрів тканин буде в зоні дисперсії електропровідності, тобто під час інтенсивної поляризації. Тому важливим напрямком у розвитку фізіотерапії є дослідження електричних властивостей тканин у діапазонах частот, що викликають лікувальний ефект при фізіопроцедурах.

Під час дії постійного струму на організм існує певне порогове значення сили струму, нижче від якого струм не викликає подразнення. Це порогове значення різне для різних організмів та залежить від їх фізіологічного стану.

Можна вважати, що для людини струм з густиною 1,0 – 1,5 А/м^2 не зумовлює подразнення. Подразнення стає відчутним при густині струму 2,0 – 3,0 А/м^2, а при густині струму більше від 5 А/м^2 спостерігається пошкодження тканин та органів, що може призвести до смерті внаслідок подразнення нервів та нервових центрів, які керують процесами дихання.

Ефект дії змінного струму на організм приведений в таблиці 1.2.

Фібриляція може виникати також з інших причин. У цьому випадку використовують електричний струм певної сили та частоти для відновлення серцевої діяльності дефібриляція. Електричні дефібрилятори успішно використовують у клінічній практиці.

Таблиця 1.2 - Ефект дії змінного струму на організм [7]

Сила струму при частоті 50 Гц	Ефект дії струму
0 –0,5 мА	Відсутній
0,5 – 2 мА	Втрата чутливості
2 – 10 мА	Біль, м’язове скорочення
10 – 20 мА	Зростає дія на м’язи, деяке пошкодження. При 16 мА – людина не може звільнитись від електродів.
20 – 100мА	Параліч дихання
100 мА – 3 А	Смертельна шлуночкова фібриляція, якщо дуже швидко не відбудеться реанімація
Більше від 3 А	Зупинка серця. Якщо шок був короткочасний, серце ще можна реанімувати.

Дія імпульсного струму на організм визначається його частотою і формою.

При низьких частотах (<500 кГц) електричний струм викликає подразнювальну дію на біологічні тканини. Ця дія визначається законом Дюбуа-Реймона і Хорвега-Вейса-Ланіка.

1. Подразнювальна дія стуму прямопропорційна швидкості зростання сили струму, тобто крутизні фронту імпульсу.

2. У певних межах подразнювальна дія пропорційна тривалості імпульсу.

3. Фізіологічна дія імпульсного струму залежить від його шпаруватості (коефіцієнта заповнення).

Специфічна фізіологічна дія імпульсного струму, або окремого імпульсу визначається його формою.

Імпульси прямокутної форми використовують для стимуляції центральної нервової системи (електросон, електронаркоз) і при кардіостимуляції.

При електрогімнастиці використовують імпульси трикутної та експоненційної форми.При надмірній стимуляції можливі небажані наслідки: підвищення температури тканини, електроліз рідини, утворення активних форм кисню, що призводить до пошкодження клітин. Тому при проєктуванні електронних систем важливо враховувати енергетичні обмеження та тепловий баланс.

Параметри безпечної стимуляції визначаються стандартами IEC 60601-1 та IEC 60601-2-10, які регламентують граничні значення струму витоку, потенціали поляризації та теплові ефекти. Основні критерії:

- поверхнева густина струму не повинна перевищувати 0,25 мА/см² для тривалих впливів;
- температура тканини має зростати не більш ніж на 2 °C;
- для імпульсних сигналів важливо забезпечити баланс заряду — сума інтегралів позитивної та негативної фаз повинна дорівнювати нулю;
- у кардіологічних та нейростимуляційних системах використовується ізоляція медичного класу BF або CF, з гальванічним розділенням від мережі.

1.3 Електростимуляція у різних галузях медицини

Розвиток медичної електроніки дозволив створити широкий спектр електростимуляторів — від портативних фізіотерапевтичних приладів до імплантованих систем, що замінюють або підтримують функції органів. Принциповою основою є подача контрольованих електричних імпульсів на

біологічні структури, які викликають деполяризацію мембран нервових або м’язових клітин. Різні галузі медицини застосовують електростимуляцію з власними цілями: від зменшення болю до відновлення серцевого ритму чи стимуляції тканинного росту.

Транскраніальна електростимуляція (TES) використовується для корекції функцій центральної нервової системи, лікування депресії, тривожних розладів і нейропатичного болю. Механізм дії пов’язаний із модуляцією активності нейронів кори мозку. Спинномозкова електростимуляція (SCS) застосовується при хронічному больовому синдромі, невралгіях і травмах спинного мозку. Імплантовані електроди подають біфазні імпульси для блокування больових сигналів [8].

Кардіостимулятори підтримують серцеву діяльність при порушеннях ритму, блокадах або брадикардії. Типовий пристрій — імплантований генератор імпульсів із електродами в міокарді. Частота імпульсів — 60–120 уд./хв. Інший приклад — дефібриляція, де потужний розряд зупиняє хаотичну електричну активність серця, дозволяючи відновити нормальний ритм.

М’язова електростимуляція (EMS/NMES) використовується для тренування атрофованих м’язів, прискорення реабілітації після травм чи операцій. Імпульси 20–100 Гц, ширина 200–400 мкс. Метод TENS (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation) — це нейромодуляція для зменшення болю шляхом стимуляції аферентних нервових волокон [9].

Електростимуляція в стоматології використовується для зменшення болю під час процедур, стимуляції регенерації після операцій, лікування невралгій лицевого нерва. Струм — до 10 мА при напрузі до 20 В.

В урології та гінекології застосовується для лікування нетримання сечі, дисфункції тазових органів. Принцип — стимуляція сакральних або периферичних нервів, що контролюють сечовипускання. Тип пристроїв — імплантовані (InterStim) або зовнішні системи.

Зорові імплантати подають електричні імпульси на сітківку, імітуючи дію фоторецепторів. Кохлеарні імплантати передають електричні імпульси безпосередньо у слуховий нерв, перетворюючи звуки в електричні сигнали.

Порівняльний аналіз показує, що різниця в методах полягає у цільових структурах, параметрах імпульсів та рівні інвазивності. Подальший розвиток пов’язаний із мініатюризацією, бездротовим керуванням і поєднанням із біосенсорними системами.

Таблиця 1.3 -Порівняльний аналіз методів електростимуляції

Галузь	Тип стимуляції	Ціль	Приклад пристрою	Інвазивність	Основний ефект
Неврологія	Спинномозкова, транскраніальна	Зменшення болю, модуляція нейронів	SCS, TES	Імплантована / неінвазивна	Анальгезія, нейромодуляція
Кардіологія	Ритмостимуляція	Підтримка серцевої діяльності	Pacemaker	Імплантована	Відновлення ритму
Фізіотерапія	М’язова	Відновлення тонусу	EMS	Неінвазивна	Зміцнення м’язів
Стоматологія	Локальна	Регенерація, знеболення	TENS dental	Неінвазивна	Полегшення болю
Урологія	Сакральна, периферична	Контроль сечового міхура	InterStim	Імплантована / зовнішня	Відновлення функції
Оториноларингологія	Кохлеарна	Відновлення слуху	Cochlear implant	Імплантована	Сенсорна компенсація

1.4 Електростимуляція м’язових клітин

Електростимуляція – це подача електричного струму через електроди, розташовані на шкірі поблизу рани або безпосередньо всередині неї. Це дозволяє лікарям доставляти екзогенні електричні сигнали в ранову тканину, які імітують природну біоелектричну реакцію на пошкодження. Було виявлено, що протягом 1 мм від краю рани є природне стійке електричне поле, яким можна маніпулювати за допомогою терапевтичної електричної стимуляції для прискорення процесу загоєння рани. Утворювані електричні поля можуть викликати стимуляцію біомолекулярних сигнальних шляхів і міграцію клітин. Встановлено, що електрична стимуляція створює клітинну активність практично на всіх етапах експериментального загоєння ран.

Якщо людина поправляється після травми, інсульту чи має біль при фіброміалгії або іншому стані, вона може скористатися процедурою фізіотерапії, що називається електростимуляцією або електронним стимулом (е-стим).

Е-стим посилає м'які електричні імпульси через шкіру, щоб допомогти стимулювати пошкоджені м'язи або керувати нервами для зменшення болю. Цей метод може не підходити для всіх, але для багатьох людей ця безболісна процедура прискорює одужання і позбавляє від хворобливих або неприємних симптомів. Також використовує електричні імпульси для імітації дії сигналів, що надходять від нейронів (клітин нервової системи). Цей слабкий електричний струм спрямований на м'язи або нерви. Е-стим терапія для відновлення м'язів посилає сигнали до цільових м'язів, щоб змусити їх скорочуватися. Внаслідок повторюваних скорочень поліпшується кровоток, допомагаючи відновлювати пошкоджені м'язи. Тип електронного стимулу, який фокусується на полегшенні болю, посилає сигнали на інший довжині хвилі, щоб вони досягли нервів.

Електростимуляція м'язів для відновлення функції використовується в наступних умовах [10]:

- після пошкодження суглобів або м'язів. У цих випадках електростимуляція може відновлювати рухові функції швидше, ніж при відсутності цього втручання або після довільних вправ;

- після ушкодження центральної або периферичної нервової системи або при м'язових захворюваннях; рухові функції можуть бути поліпшені електричною стимуляцією м'язів або нервів;

- наслідки неактивності в результаті тривалого постільного режиму також успішно протидіють електричної стимуляції м'язів.

Крім того, недолік сили тяжіння, наприклад, під час космічного польоту, призводить до змін нервово-м'язової системи, які нагадують зміни під час постільного режиму, і їх теж можна успішно лікувати за допомогою електростимуляції. Фізичні процеси електричної стимуляції визначають ефективність і безпечність усіх біоелектронних систем. Основними чинниками є структура електричного поля в тканині, імпеданс контактної поверхні, параметри імпульсів та електропровідність середовища. Оптимізація цих параметрів забезпечує досягнення цільового фізіологічного ефекту — деполяризації клітин або модифікації метаболічних процесів — при мінімальному ризику термічного чи електрохімічного пошкодження.

Таким чином, фізичні основи електростимуляції становлять фундамент для розробки ефективних електронних систем, що узгоджують електротехнічні параметри із біологічними потребами організму.

Тож метою роботи є дослідження впливу електричного струму на м’язові тканини і розробка міостимулятора.

Задачі роботи - дослідити вплив електричного струму на м’язові тканини; розробити структурну та електричну принципову схеми міостимулятора; провести моделювання роботи приладу; розробити схему розміщення елементів та топологію друкованої плати.

2 ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ЕЛЕКТРИЧНОГО СТРУМУ НА М’ЯЗОВІ ТКАНИНИ. РОЗРОБКА МІОСТИМУЛЯТОРА

2.1 Будова м’язового волокна

Усі м’язи організму поділяють на гладкі й поперечносмугасті. Серед поперечносмугастих розрізняють два типи: кісткові та серцеві.

Мембрана м’язових клітин – сарколема – як і мембрана нервових клітин, електрозбудлива і здатна проводити потенціал дії. Ці процеси в м’язових клітинах відбуваються за тим самим принципом, що й у нер- вових. Потенціал спокою φ_0 м’язового волокна становить приблизно $\varphi_м = –90$ мВ, що суттєво нижче від такого в нервовому волокні $\varphi_н$ (–70 мВ), а критична деполяризація φ, по досягненні якої виникає потенціал дії, має однакове значення з нервовим. Тому збудливість м’язового волокна дещо нижча, ніж нервового, оскільки клітину потрібно деполяризувати на більшу величину [11]:

$$\Delta\varphi_м > \Delta\varphi_н, \tag{2.1}$$

де $\Delta\varphi_м = \varphi_{0м} - \varphi_м,\ \Delta\varphi_н = \varphi_{0н} - \varphi_н,$, індекси «м» і «н» належать відповідно до м’язових і нервових клітин.

Відповіддю м’язового волокна на збудження є скорочення, яке ви- конує скорочувальний апарат клітини – міофібрили (рис. 2.1). Вони становлять тяжі, що складаються з двох видів ниток: товстих, що отримали назву міозинових, і тонких (актинових). Товсті нитки (діаметром 15 нм і завдовжки 1,5 мкм) мають у своєму складі тільки один білок – міозин, тонкі

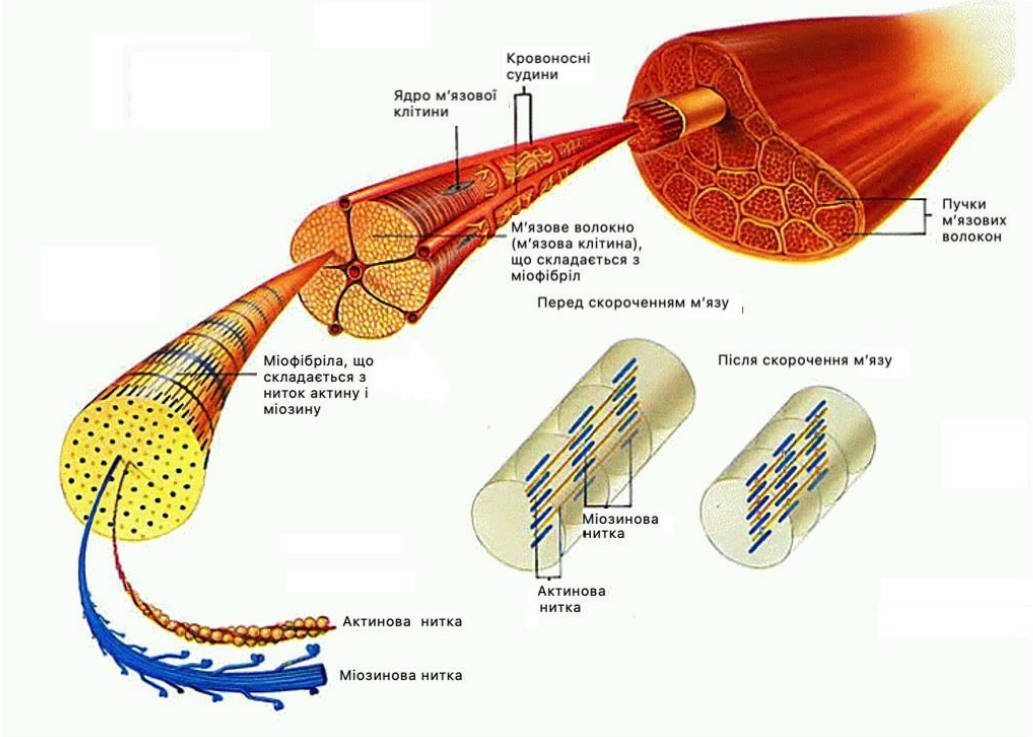


Рисунок 2.1 – Будова м’язу і механізм м’язового скорочення

(діаметром 7 нм і завдовжки 1 мкм) містять три види білків: актин, тропоміозин і тропонін.

Актин – це довга білкова нитка, що складається з окремих глобулярних білків, зчеплених між собою таким чином, що вся структура становить витягнутий ланцюг.

Молекули глобулярного актину (Г-актину) мають бічні й кінцеві центри зв’язування з іншими такими самими молекулами. У результаті цього вони об’єднуються таким чином, що утворюють структуру, яку часто порівнюють із двома зразками, з’єднаними разом (рис. 2.2).

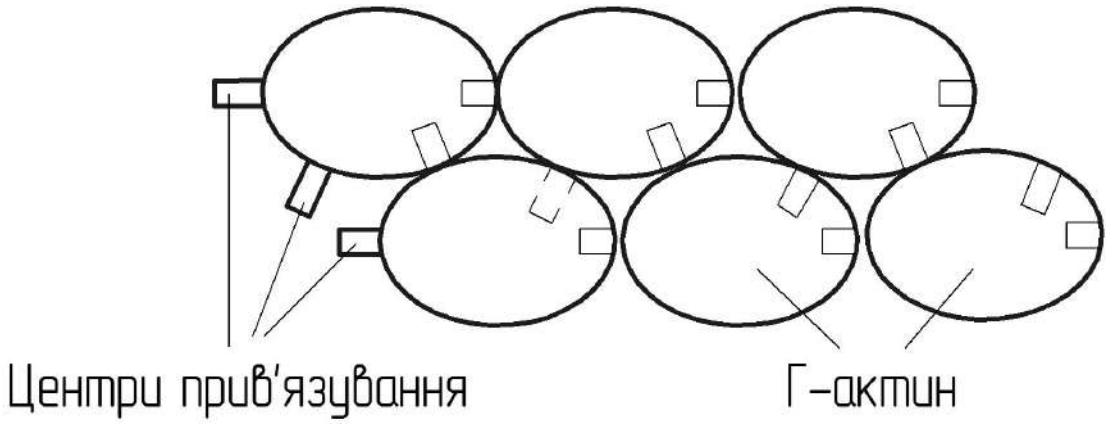


Рисунок 2.2- З’єднання глобул Г-актину в Ф-актин [12]

Утворена з молекул Г-актину стрічка закручена у спіраль. Таку структуру називають фібрилярним актином (Ф-актином). Крок спіралі (довжина витка) становить 36 нм, на кожний виток спіралі складає 7 пар Г-актину. Полімеризація Г-актину, тобто утворення Ф-актину, відбувається за рахунок енергії АТФ, і навпаки, у разі руйнування Ф-актину виділяється додаткова енергія.

По спіральних борозенок актинових філаментів (ниток) розташовується білок «тропоміозин» (грец. *trope* – повертати, *mys* – м’яз). Кожна нитка тропоміозину, що має довжину 41 нм, складається з двох ідентичних α-ланцюгів, разом закручених у спіраль із довжиною витка 7 нм.

Уздовж одного витка Ф-актину розміщено дві молекули тропоміозину. Кожна молекула тропоміозину з’єднується на незначну величину, перекриваючись із наступною, у результаті чого тропоміозинова нитка протягується уздовж актину, не перериваючись (рис. 2.3).

У клітинах поперечносмугастих м’язів до складу тонких ниток, окрім актину і тропоміозину, входить ще й білок «тропонін». На кожний крок спіралі Ф-актину доводиться 2 молекули тропоніну. Цей глобулярний білок має складну будову: він складається з трьох субодиниць, кожна з яких виконує свою функцію у процесі скорочення.

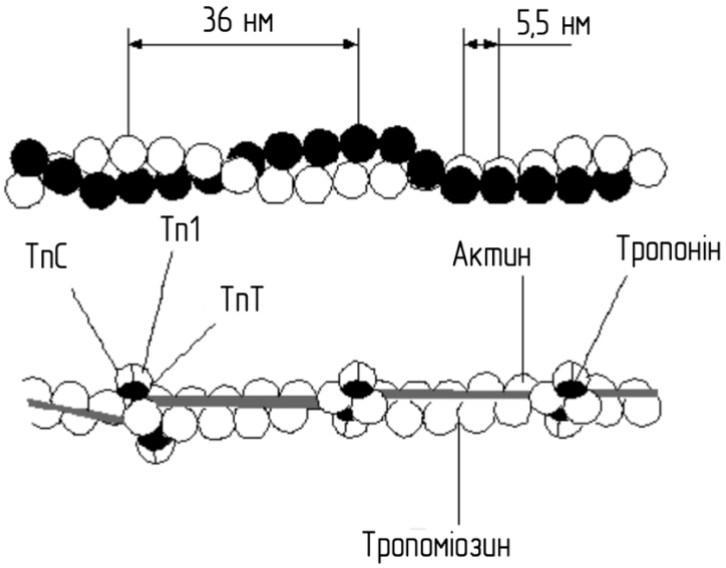


Рисунок 2.3 -Склад та будова тонкої нитки міофібрили [13].

Товста нитка складається з великої кількості молекул міозину, зібраних у пучок. Кожна молекула міозину завдовжки близько 155 нм і діаметром 2 нм складається із шести поліпептидних ниток: двох довгих і чотирьох коротких (рис. 2.4).

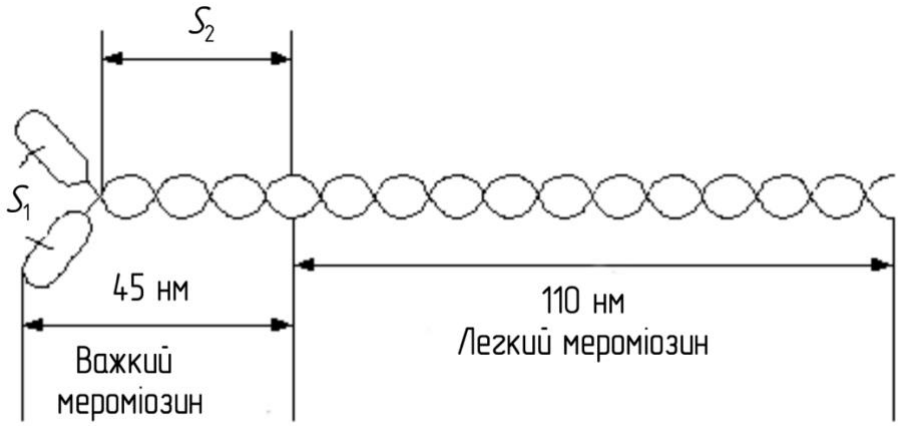


Рисунок 2.4- Склад та будова міозину [14].

Довгі ланцюги разом закручені у спіраль із кроком 7,5 нм і утворюють фібрилярну частину міозинової молекули. На одному з кінців молекули ці ланцюги розкручуються й утворюють роздвоєний кінець.

Кожний із цих кінців утворює комплекс із двома короткими ланцюгами, тобто на кожній молекулі є дві головки -це глобулярна частина міозинової молекули.

У міозині виокремлюють два фрагменти: легкий мероміозин і важкий мероміозин, між якими є шарнір. Важкий мероміозин складається з двох субфрагментів: S_1 і S_2. Легкий мероміозин і фрагмент S_2 важкого мероміозину вкладені в пучок ниток, а субфрагмент S_1 подовжується над поверхнею.

Цей подовжений кінець (міозинова головка) здатний зв'язуватися з активним центром на актиновій нитці та змінювати кут нахилу до пучка міозинових ниток.

Взаємодія та з'єднання окремих молекул міозину в пучок (рис. 2.5) відбуваються орієнтовно, за рахунок електростатичних взаємодій між легким мероміозином. Центральна частина нитки (близько 300 нм) не має головок.

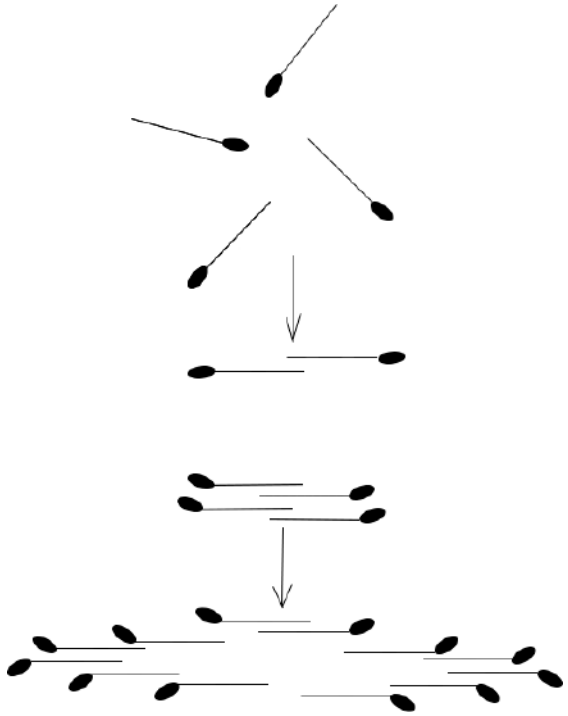


Рисунок 2.5- Послідовність, напрямок та схеми агрегації молекул міозину

Увесь комплекс міозинових молекул подовжується на 1,5 мкм. Це одна з найбільших молекулярних структур, відомих у природі.

При розгляданні в поляризаційному мікроскопі поздовжнього зрізу поперечносмугастого м’яза видно світлі й темні ділянки. Темні ділянки (диски) є анізотропними: у поляризованому світлі вони виглядають прозорими в поздовжньому напрямку і непрозорими – у поперечному, їх позначають літерою *A*.

Світлі ділянки є ізотропними і позначаються числом *1* (рис. 2.6). Диск 1 містить лише тонкі нитки, диск А – і товсті, й тонкі. У середині диска *A* видно світлу смугу, яку називають *H*-зоною. Вона не має тонких ниток. Диск 1 розділяє тонка смуга *Z*, яка становить мембрану, що містить структурні елементи, які скріплюють між собою кінці тонких ниток. Ділянку між двома *Z*-лініями називають саркомером.

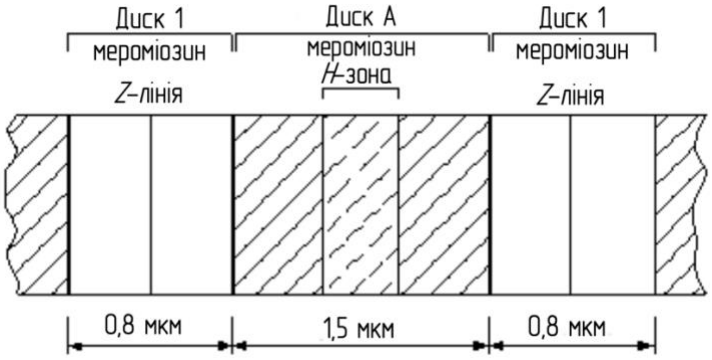


Рисунок 2.6 - Будова та структура зв’язку міофібрили

Кожна товста нитка оточена шістьма тонкими, а кожна тонка – трьома товстими. Таким чином, у поперечному зрізі м’язове волокно має правильну гексагональну структуру (рис. 2.7).

Великими темними колами позначено міозинові нитки, маленькими світлими – актинові.

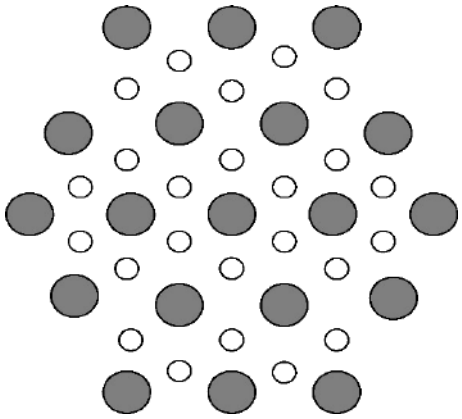
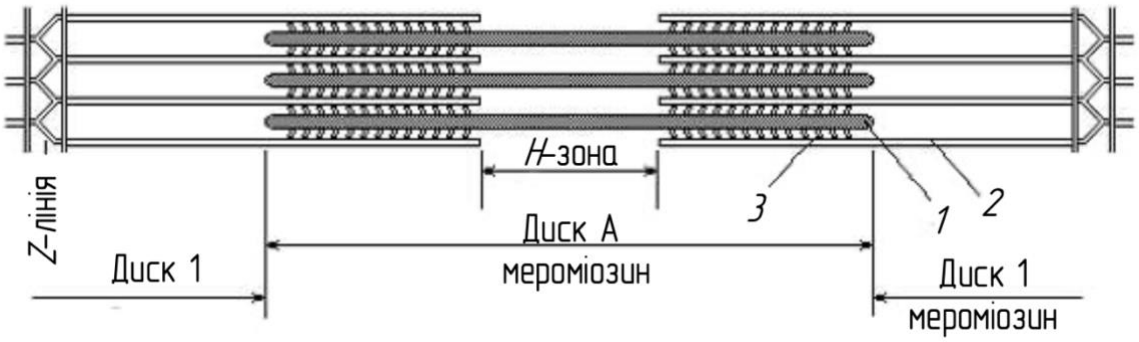


Рисунок 2.7 - Будова та поперечний зріз міофібрили

2.2 Біофізика м’язового скорочення

В процесі скорочення м’яза довжина актинових і міозинових філаментів не змінюється, відбувається лише їх зсув відносно один одного: тонкі нитки всовуються у проміжки між товстими. Тоді довжина диска *A* залишається незмінною, а диск *1* зменшується, смуга *H* майже зникає. При цьому довжина саркомера змінюється приблизно від 2,5 до 1,7 мкм.

Міозинова нитка має на собі безліч головок, якими вона може зв’язуватися з актином. Актинова ж нитка, у свою чергу, має ділянки (активні центри), до яких можуть прикріплюватися головки міозину. У спокійному стані м’язової клітини ці центри зв’язу- вання прикриті молекулами тропоміозину, що перешкоджає утворенню зв’язку між тонкими і товстими нитками (рис. 2.8).



1 – товста (міозинова) нитка; *2* – тонка (актинова) нитка; *3* – поперечні містки, що забезпечують зв’язок між актиновими і міозиновими нитками

Рисунок 2.8- Структура поперечносмугастого м’яза (повздовжній зріз):

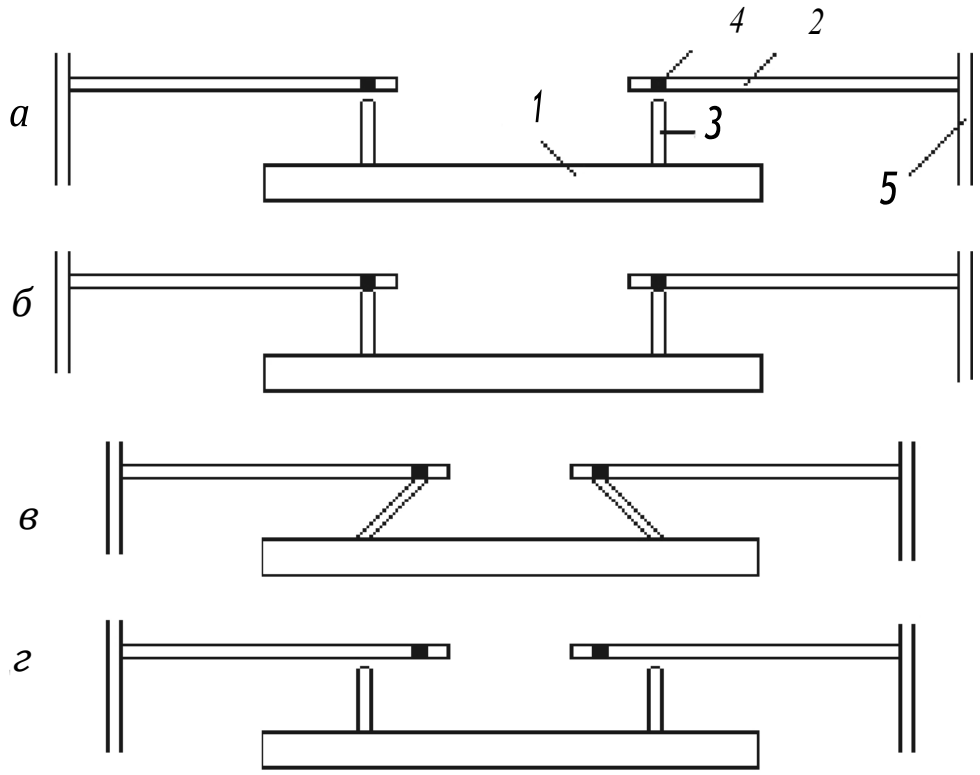
Для того щоб актин і міозин могли взаємодіяти, необхідна наявність іонів кальцію. У стані спокою вони містяться у саркоплазматичному ретикулумі.

Ця органела становить обмежені мембранами порожнини, що містять кальцієвий насос, який за рахунок енергії АТФ транспортує іони кальцію в середину саркоплазматичного утворення. Його внутрішня поверхня містить білки, здатні зв’язувати Ca^{2+}, що дещо зменшує різницю концентрацій цих іонів між цитоплазмою і порожниною сарко- плазматичного утворення.

Потенціал дії, що поширюється клітинною мембраною, активує розміщену близько до поверхні клітини мембрану саркоплазматичного утворення, що зумовлює вихід Ca^{2+} у цитоплазму.

Молекула тропоніну має високу спорідненість до кальцію. Під його впливом вона змінює відношення тропоміозинової нитки до актину таким чином, що збуджується активний центр, раніше прикритий тро- поміозином.

До активного центру, що відкрився, тепер може приєднатися поперечний місток. Це приводить до взаємодії актину з міозином.



1 – міозинова нитка; *2* – актинова нитка; *3* – міозинова головка; *4* – активний центр; *5* – *Z*-лінія; *а* – взаємодії між тонкими і товстими нитками немає; *б* – за наявності Ca^{2+} міозинова головка зв'язується з активним центром на актиновій нитці; *в* – поперечні містки нахиляються і протягують тонку нитку відносно товстої, у результаті чого довжина саркомера зменшується; *г* – зв'язки між нитками розриваються за рахунок енергії АТФ, міозинові головки готові взаємодіяти з новими активними центрами

Рисунок 2.9 - Процес скорочення саркомера [15].

Після утворення такого зв’язку міозинова головка, раніше розмі- щена майже під прямим кутом до ниток, нахиляється і протягує актинову нитку відносно міозинової на 10 нм (рис. 2.9).

Актин-міозиновий комплекс, що утворився, перешкоджає подальшому ковзанню ниток одна відносно одної, тому необхідне його роз’єднання. Це можливо лише за рахунок енергії АТФ. Міозин має енергетичну активність, тобто здатний викликати гідроліз АТФ. Енергія, що виділяється при цьому, розриває зв’язок між актином і міозином.

Після цього міозинова головка здатна взаємодіяти з новою ділянкою молекули актину.

На рисунку для простоти показано тільки два містки. У реальному м’язі їх набагато більше. Їх робота синхронізована таким чином, що зв’язування, нахил і розриви всіх містків однієї нитки відбуваються одночасно.

У разі розслаблення м’яза активізується робота кальцієвого насоса, що знижує концентрацію Ca^{2+} у цитоплазмі, отже зв’язки між тонкими і товстими нитками вже не можуть утворюватися. За цих умов під час розтягування м’яза нитки безперешкодно ковзають одна відносно одної.

Однак така розтяжність можлива тільки за наявності АТФ. Якщо у клітині немає АТФ, то актин-міозиновий комплекс не може розірватися. Нитки залишаються жорстко зчепленими між собою. Це явище спостерігається під час трупного задубіння.

Розрізняють два режими скорочення м’яза: ізотонічний, за якого змінюється довжина волокна, а напруга залишається незмінною, та ізометричний, за якого кінці м’яза нерухомо закріплені, унаслідок чого змінюється не довжина, а напруга.

Основними характеристиками роботи м’яза є сила і швидкість скорочення. Рівняння, що виражають ці характеристики, емпірично отримав

А. Хілл і згодом підтвердила теоретично кінетична теорія м’язового скорочення.

Рівняння Хілла, що зв’язує між собою силу і швидкість скорочення м’яза, має такий вигляд [16]:

$$(P+a)(V+b)=(P_0+a)b=a(V_{\max}+b), \tag{2.2}$$

де V – швидкість укорочення м’яза; P – м’язова сила або прикладене до неї навантаження (зовнішня сила, що діє на м’яз); $V_{\max}$ – максимальна швидкість скорочення м’яза ($V=V_{\max}$ за $P=0$); P_0 – сила, яку розвиває м’яз в ізометричному режимі скорочення, тобто за такого навантаження, за якого не змінюється довжина м’яза ($P=P_0$ за $V=0$); a і b – константи. Наведене рівняння має вигляд гіперболи (рис. 2.10).

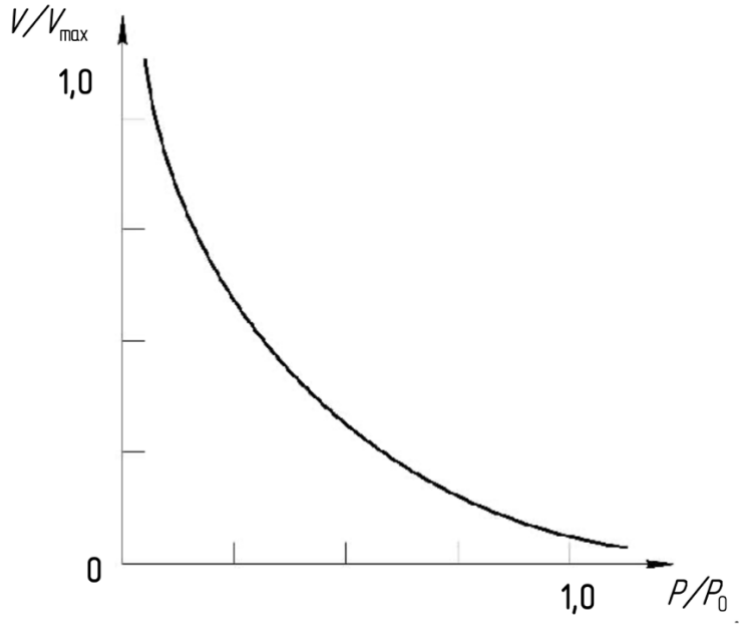


Рисунок 2.10 -Характер залежності відносної швидкості укорочення м’яза від відносної сили

Скорочуючись за час t, м'яз виконує роботу A:

$$A = PVt = bP\frac{P_0 - P}{P + a}t\,. \tag{2.3}$$

В процесі скорочення м'яза виділяється деяка кількість теплоти Q. Цю величину називають теплопродукцією. Як показав Хілл, теплопродукція залежить лише від зміни довжини x м'яза і не залежить від навантаження P:

$$Q = ax. \tag{2.4}$$

Потужність N, яку розвиває м'яз, визначається швидкістю виконання роботи і виділення теплоти:

$$N = \frac{dA}{dt} + \frac{dQ}{dt} = PV + \frac{dQ}{dt}. \tag{2.5}$$

Підставивши вираз (2.4) у (2.5), отримаємо

$$N = PV + a\frac{dx}{dt} = (P + a)V, \tag{2.6}$$

або, з рівняння Хілла:

$$N = (P + a)V = b(P_0 - P), \tag{2.7}$$

тобто залежність потужності N від навантаження P є лінійною (рис. 2.11).

Коефіцієнт корисної дії м'яза η записують у вигляді[12]:

$$\eta = \frac{A}{A + Q} = \frac{PV}{N},$$

де η зберігає постійне значення (близько 40 %) у діапазоні значень сили від 0,2 до 0,8 P_0. Константи a і b мають постійні значення для такого м'яза. Константа a має розмірність сили, а b – швидкості.

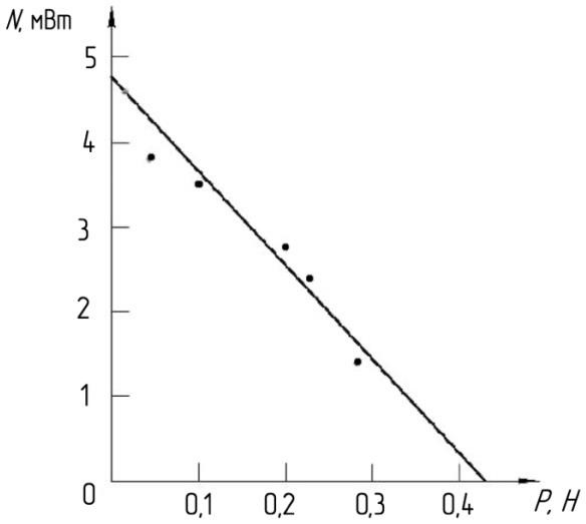


Рисунок 2.10- Характер залежності сумарної потужності м’яза жаби від навантаження за тетанічного ізотонічного скорочення

Константа b значною мірою залежить від температури, наприклад, під час нагрівання на 10 °С поблизу 0 °С b подвоюється. Константа a міститься в діапазоні значень від 0,25 до 0,4 P_0. За цими даними легко оцінити максимальну швид- кість скорочення для такого м’яза.

Оскільки:

$$V_{\max} = b\frac{P_0}{a},$$

можна зробити висновок, що максимальна швидкість скорочення м ’яза перевищує константу b у 2,5...4 рази.

2.3 Розробка структурної схеми електростимулятора

Електростимулятор — це пристрій, призначений для створення контрольованих електричних імпульсів, які викликають скорочення м’язів. Його головне завдання — імітувати природну нервову активність організму,

забезпечуючи терапевтичний або тренувальний ефект без участі центральної нервової системи.

Типовий електростимулятор складається з таких основних елементів:

1. Генератор імпульсів — формує електричні сигнали певної частоти, амплітуди та тривалості. Саме він визначає “характер” стимуляції — чи буде вона м’якою та ритмічною, чи інтенсивною.
2. Блок керування — дозволяє користувачу змінювати параметри впливу (сила струму, частота, тривалість імпульсу). У сучасних моделях це зазвичай мікропроцесорна система з цифровим дисплеєм.
3. Електроди — контактують зі шкірою, передаючи імпульси до м’язів. Виконуються у вигляді липких гелевих пластин або металевих пластинок, покритих провідним гелем.
4. Джерело живлення — акумулятор або батарейки, що забезпечують безпечну напругу (зазвичай 9–12 В).
5. Кабелі з роз’ємами — передають імпульси від генератора до електродів.

Основні характеристики імпульсів:

- Амплітуда (сила струму) — визначає глибину проникнення сигналу.
- Частота (Гц) — кількість імпульсів за секунду; впливає на тип скорочення м’яза (одиничне, тетанічне, ритмічне).
  - для тренування — частота 40–100 Гц,
  - для реабілітації — 10–30 Гц,
  - для знеболення (TENS) — 80–120 Гц при низькій амплітуді.
- Тривалість імпульсу (мс) — чим коротший імпульс, тим менше подразнення шкіри, але тим слабше скорочення.
- Форма імпульсу — прямокутна, синусоїдальна або експоненційна; підбирається для досягнення максимальної ефективності.
  - Прямокутні імпульси — найефективніші для стимуляції скелетних м’язів; забезпечують стабільну інтенсивність скорочення.

- Трикутні або експоненційні — застосовуються для делікатних процедур і реабілітації.
- Синусоїдальні імпульси — м’якші, часто використовуються в косметології та масажі.

Під час роботи генератор формує короткі електричні імпульси, які через електроди подаються на шкіру. Ці імпульси проходять через підшкірні тканини й досягають моторних нервів, що іннервують певні групи м’язів.

У результаті:

- відбувається деполяризація мембрани нейрона**,**
- формується потенціал дії**,**
- і м’яз скорочується так само, як при природному нервовому стимулі.

Коли імпульс припиняється, м’яз розслаблюється. Регулюючи частоту подачі імпульсів, можна відтворити тренувальний ефект — від поодиноких скорочень до тривалих, безперервних тетанічних скорочень, характерних для фізичних вправ.

Запропонований прилад призначений для проведення лікувальних впливів прямокутними, а також синусоїдальними модульованими струмами на м’язи людини. Він дозволяє змінювати частоту, тривалість і амплітуду стимулюючих імпульсів. Також передбачена можливість регулювання затримки між стимулюючими імпульсами при подачі на різні електроди. Представлений апарат має чотири режими стимуляції.

Він складається з наступних функціональних блоків (рис.2.11): генератора прямокутних імпульсів (ГПІ), генератора синусоїдальних коливань (ГСК), генератора високочастотних коливань (ГВЧ), модулятора (М), детектора (Д), чекаючого мультивібратора (ЧМ), підсилювача (П), схеми управління електродами (СУ).

Живлення здійснюється від мережі змінного струму напругою 220В ± 20В і частотою 50 Гц ± 0,5 Гц. Кліматичне виконання - УХЛ 4.1, згідно з ГОСТ

15150-69. Це означає, що прилад повинен зберігати свою працездатність при наступних параметрах:

- максимальна робоча температура ..... 25 ° С;
- мінімальна робоча температура ..... + 10 ° С;
- середня робоча температура ..... + 20 ° С;
- гранична максимальна температура ..... + 40 ° С;
- гранична мінімальна температура ..... + 1 ° С;
- верхнє значення відносної вологості (при + 25 ° С) …….. 80%;
- нижнє робоче значення тиску ... ……..86.6 кПа (650мм.рт.ст);
- верхнє робоче значення тиску…… 106.7 кПа (800 мм. Рт. Ст.);
- нижній граничний робочий тиск ……. 84 кПа (630 мм. рт. ст.).

Захист від механічних впливів виконується за ГОСТ 16019 -78 група II. Ця група включає в себе:

- міцність при впливі синусоїдальних вібрацій з частотою 20Гц і тривалістю не менше 0,5 години при амплітуді виброускорения 19,6м / с ^{2};
- вплив механічних ударів тривалістю від 5 до 10 мс з частотою 40 - 80 ударів в хвилину з амплітудою ударного імпульсу 147 ± 15 м / с^2 при кількості ударів більше 60;
- міцність при транспортуванні (в упакованому вигляді) і вібростійкість:
  - тривалість ударного імпульсу 5мс;
  - прискорення пікове 15g;
  - число ударів, не менше 1000;
  - прискорення 2g;
  - частота 150Гц;
  - прискорення 10g;
  - тривалість ударного імпульсу 16мс;
  - число ударів, не менше ..... 20.

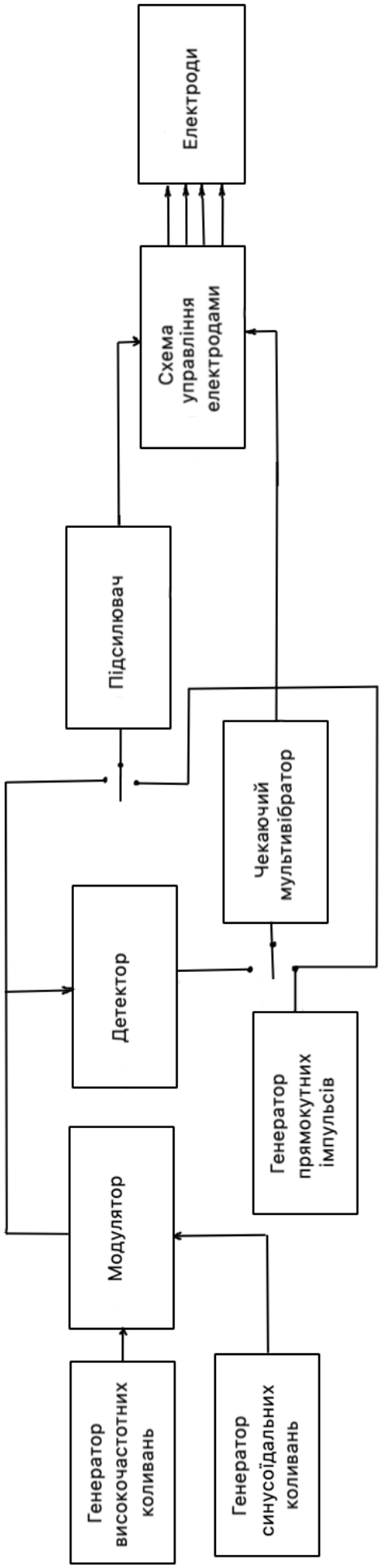


Рисунок 2.11 -Структурна схема приладу для електростимуляції м’язів

2.4 Розробка схеми електричної принципової

Запропонований прилад має наступні параметри вихідних імпульсів (рис.2.12):

Розмах біполярних імпульсів – +/-100 В.

Тривалість пачок імпульсів – 1-70 с.

Період пачок імпульсів – 1-110 Гц.

Тривалість імпульсу - 50-750 мкс.

Струм споживання - 200 мА.

Функціонально прилад складається з двох генераторів імпульсів, двох формувачів тривалості імпульсів, формувача негативного імпульсу, перетворювача напруги та вихідних підсилювачів. Генератор імпульсів, реалізований на мікросхемі DD1 (К176ИЕ5), на виході видає імпульси періодом від 1 до 70 секунд.

Період імпульсів встановлюється резистором R2. Імпульси першого генератора запускають другий генератор, реалізований на елементах DD2.1, DD2.2 (К561ЛА7). Період цих імпульсів встановлюється резистором R6. Таким чином, тривалість імпульсів першого генератора заповнюється імпульсами другого генератора. Пауза між пачками імпульсів дорівнює половині періоду першого генератора.

Для регулювання суб'єктивного відчуття, біполярні вихідні імпульси мають однакову тривалість, що визначається однаковими формувачами на елементах DD2.3, DD2.4 та DD3.2, DD3.3. Формувачі є одновібраторами, що спрацьовують по задньому фронту імпульсу (негативному перепаду). Елемент DD3.1 необхідний для узгодження одновибратора з вихідним імпульсом, оскільки на виході необхідно отримати послідовність позитивних і негативних імпульсів.

Тривалість вихідних імпульсів від 50 до 750 мкс встановлюється спареним резистором R8. На висновку 11 DD2.4 та 10 DD3.3 отримуємо негативні імпульси. Негативний імпульс позитивної полярності з виводу 10 DD3.3, через захисний діод VD3 і резистор R16 керує високовольтним ключем на транзисторі VT4.

Вихідний транзистор VT4 у паузах між пачками імпульсів відкритий, а під час проходження імпульсів – закритий. Тому на електроді щодо загального дроту під час імпульсу буде висока напруга (плюс 100 В), а в перервах між імпульсами – нуль. Навантажувальний резистор R15 обмежує вихідний струм до 2,7-3,0 мА, забезпечуючи безпеку людини.

Аналогічний імпульс з виводу 11 DD2.4 надходить на тригер інвертуючий різнополярних імпульсів, реалізований на мікросхемі операційного підсилювача DA1 (КР140УД8А). Тригер не змінює тривалість вхідних імпульсів, а інвертує їх та робить різнополярними. На виході тригера будуть короткі імпульси від мінуса живлення до плюсу. Ці імпульси керують ключем на p-n-p транзисторі VT3. Працює він аналогічно транзистору VT4, постійно закритий, а під час проходження імпульсів на електроді буде мінус 100 вольт щодо загального дроту.

Таким чином, на електродах щодо загального дроту будуть послідовно присутні високовольтні імпульси різної полярності, але однакової тривалості. Якщо підключити кінці осцилографа на електроди, осцилограма буде з одним подвійним імпульсом (з невеликим розривом) або позитивної, або негативної полярності. Полярність залежить від того, до якого електрода підключено загальний висновок осцилографа, а подвійна тривалість імпульсу виходить через переполюсування.

Імпульс утворюється або одному електроді, або іншому. Розглядаючи імпульси на електродах, встановлених на тілі, можна побачити, що амплітуда імпульсів зменшується до 15-30 вольт, залежно від опору шкіри. Індикацію проходження пачок імпульсів здійснює світлодіод HL1.

Перетворювач напруги зібраний за стандартною схемою мультивібратора на транзисторах VT1, VT2 структури p-n-p. Загальний струм приладу – 200 мА.

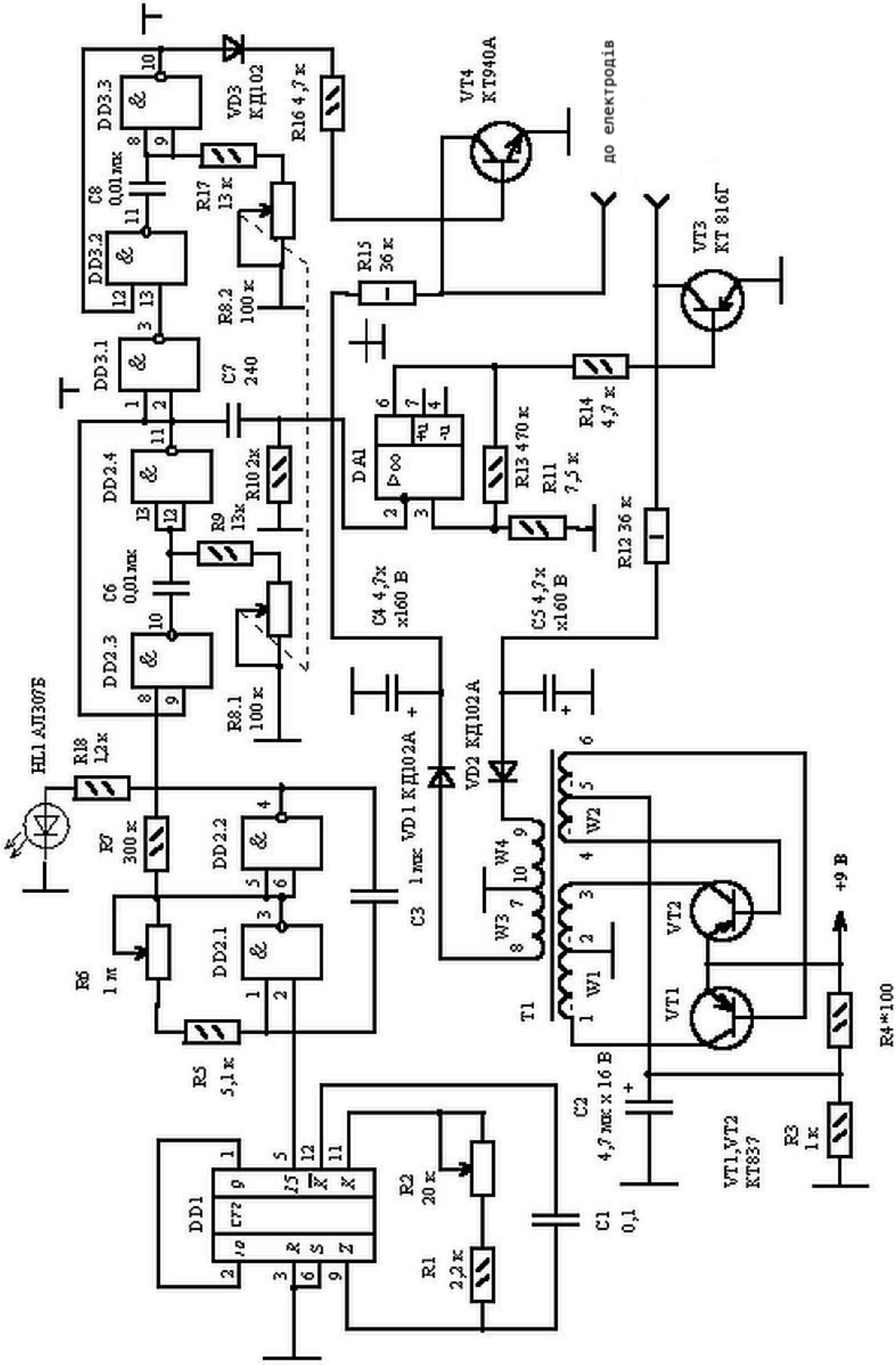


Рисунок 2.12 -Схема електрична принциповаприладу для електростимуляції м’язів

2.5 Розрахунок та моделювання блоків приладу

Інвертуючий тригер Шмідта на операційному підсилювачі — це схема, яка використовує операційний підсилювач та позитивний зворотний зв'язок для створення перемикача, що реагує на вхідний сигнал, але з двома різними пороговими рівнями (верхнім і нижнім), що запобігає хибним перемиканням. Це створює гістерезис, завдяки якому вихідний сигнал змінюється стрибкоподібно при досягненні входом певних порогових значень, а не при кожному дрібному коливанні сигналу.

Вихідний сигнал має два стабільних стани, що робить його корисним для створення цифрових сигналів або очищення аналогового сигналу від шумів.

Моделювання проводилось в програмному середовищі EveryCircuit (рис. 2.13).

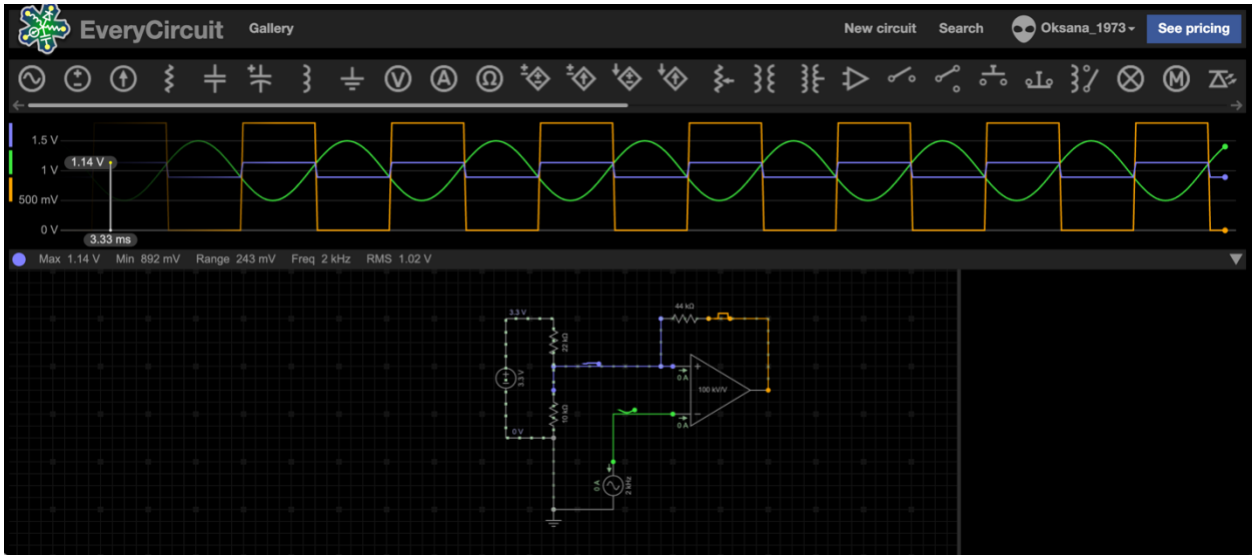


Рисунок 2.13- Результати моделювання інвертуючого тригера

Одновібратор на двох біполярних транзисторах — це електронна схема, яка генерує один імпульс певної тривалості у відповідь на спрацьовування (тригерний імпульс). Він складається з двох транзисторів та інших пасивних компонентів і використовується для створення затримок у часі, формування імпульсів або як простий таймер.

Схема виходить зі стабільного стану і переходить у нестабільний під дією зовнішнього тригерного сигналу. Завдяки зворотним зв'язкам та часозалежним елементам (резистори) схема повертається у стабільний стан через певний проміжок часу, який визначається параметрами цих елементів.

Одновібратор на двох транзисторах є простим, надійним та недорогим рішенням, яке не вимагає спеціалізованих мікросхем. Він добре підходить для створення одноразового імпульсу заданої тривалості (рис.2.14).

Розрахунок параметрів генератора

Амплітудно-модульоване коливання має вигляд:

$$I = I_m(1 - m \cdot cos\theta t)cos\omega t,$$

де I_m - амплітуда струму;

m - коефіцієнт модуляції;

θи ω- кутові несуча і модулююча частоти.

Форми імпульсів напруги першого і другого генераторів наведено на рис. 2.14.

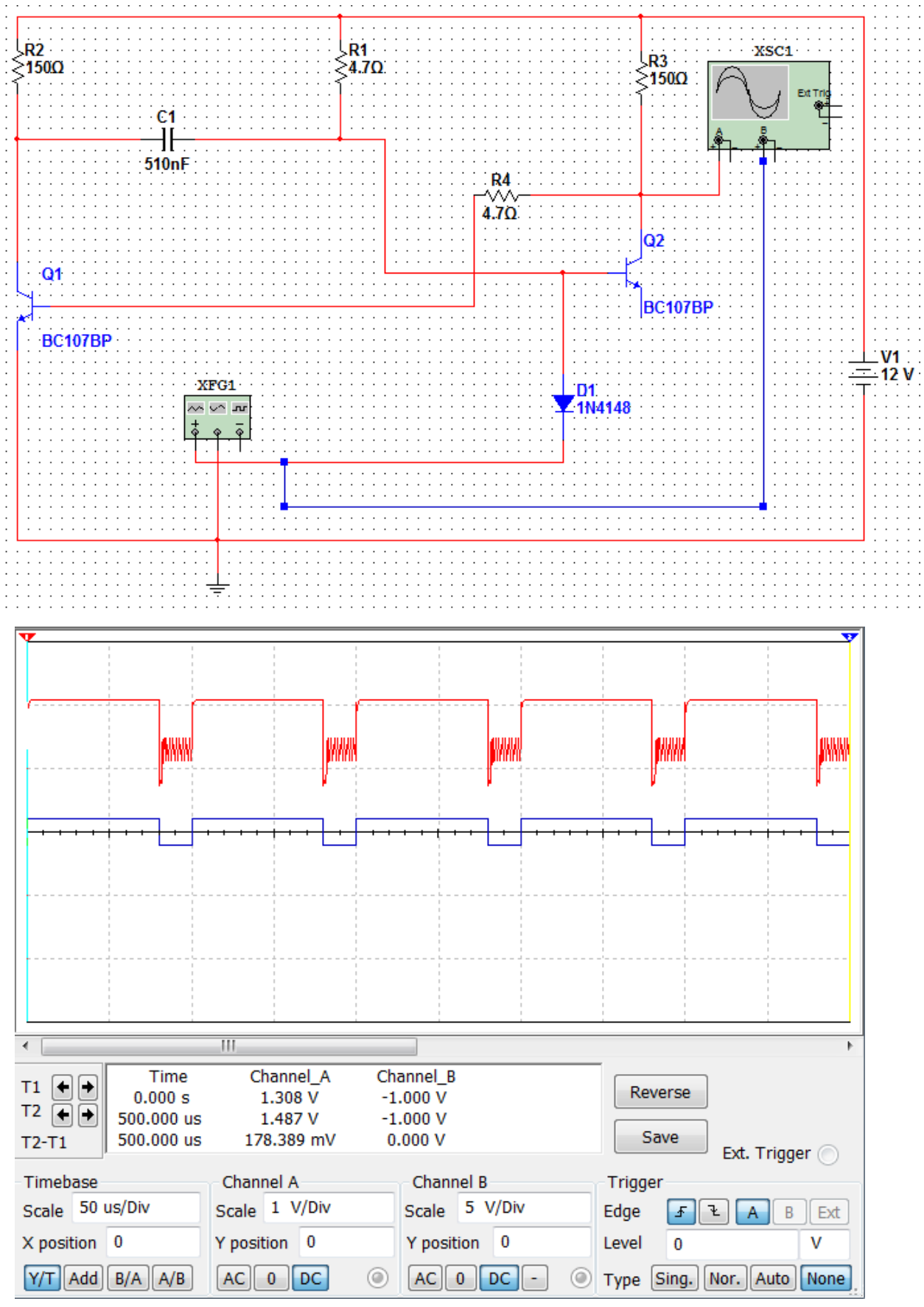


Рисунок 2.14 - Результати моделювання одновібратора

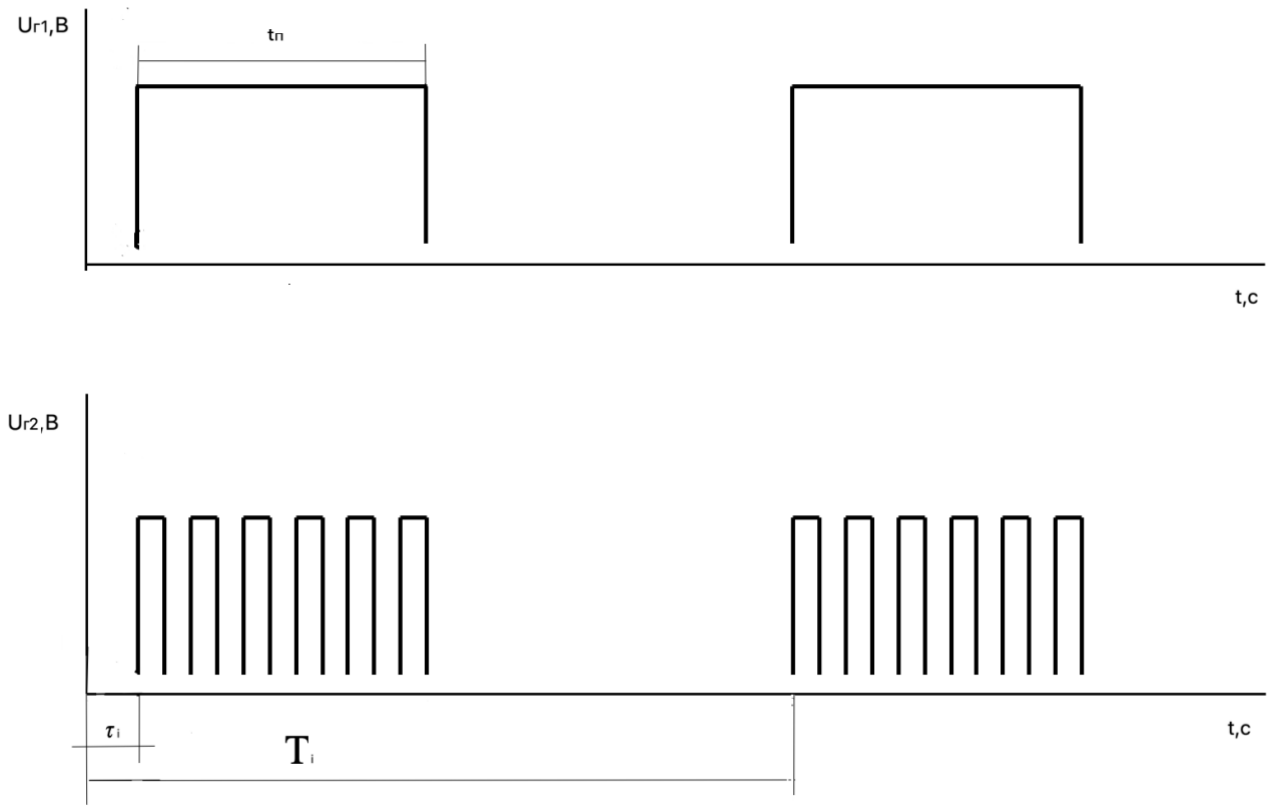


Рисунок 2.14 – Форма імпульсів першого та другого генераторів

Звідси частота проходження імпульсів (частота несучого імпульсу) розраховується за формулою:

$$f = \frac{1}{1{,}4R_1 \cdot C_1}$$

$$f = \frac{1}{1{,}4 \cdot 2{,}2 \cdot 10^4 \cdot 0{,}1 \cdot 10^{-6}} = 324{,}68 \text{ Гц}$$

Частоту генератора імпульсів розрахуємо за формулою:

$$f = \frac{1}{1{,}4R_5 \cdot C_3}$$

$$f = \frac{1}{1{,}4 \cdot 5 \cdot 10^5 \cdot 10^{-6}} = 1{,}4 \text{ Гц}$$

Розрахуємо середній наробіток на відмову (використовуємо дані таблиці 2.1) за формулою:

$$T_c = \frac{1}{\sum_i \lambda_i \cdot n_i \cdot K_{Hi}},$$

де T_c - напрацювання, ч;

i- інтенсивність відмов, 1 / ч;

n_i - кількість елементів даного типу;

K_{Hi} - коефіцієнт навантаження для заданих умов експлуатації (K_{Hi}= 1).

Підставивши дані з таблиці 2.1 отримали:

T_c=78678 год

Напрацювання на відмову для запропонованого приладу дорівнює 78678 годин. Зроблена вище оцінка середнього напрацювання на відмову є наближеною в силу неврахування реального режиму роботи приладу, умов експлуатації і механічних впливів.

Таблиця 2.1-Експлуатаційні характеристики елментів схеми

Тип ЕРЕ	Кіл-ть елементів данного типу	Допустимі значення								Інтенсивность відмов, $\lambda a \cdot 10^{-6}$
		Температура навколишнього середоваища, °С	Відносна вологість, %	Механічні впливи						
				Вібрації		Удари		Прискорення		
				Діапазон частот, Гц	Амплітуда вібрац. ускорения, м/с²	Тривалість удару, с	Амплітуда ударного	Тривалість, с	Максим. значення	
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Конденсатори К53-07 К73-9	11	-60… +125	98	1… 1000		12				0.2 0.02
Мікросхеми К176ИЕ5 К561ЛА7	11	-25… +70	98	1… 2000	40	0.1-2	1550	1..3	500	0.35 - 0.45
Резистори С2–23 СП5-3	62	-60… +70	98	1… 5000	20	15 13	75	1	100	0.02 0.6
Світлодіод АЛ307Б	1	-60… +70	98	1… 22000	40	3…5	1500	2	2000	0.5

2.6 Розрахунок та розробка топології друкованої плати та схеми розміщення елементів

Розміри друкованої плати розрахуємо методом аналітичної компонування. Необхідну для площа плати для розміщення усіх елементів розраховуємо за формулою:

$$S_n = \frac{\sum_{i=1}^{N} S_{ie}}{K_s}$$

де S_{ie} -площа і-го елемента, мм^2;

Ks -коефіцієнт заповнення площі плати (дорівнює 0.4 ... 0.6 для елементної бази 3-го покоління, 0.45 ... 0.75 - для елементної бази 3-го і 4-го поколінь);

N - число компонованих елементів.

Розрахунок виконуємо відповідно до таблиці 2.2.

За умови застосування елементної бази 3-ого покоління отримаємо:

$$S_n = \frac{1275}{0{,}45} = 2833{,}3 \text{ мм}^2$$

За значенням розрахованої площі, а також з урахуванням запасу на трасування і технологічні зони, вибираємо довжини сторін плати 50х70мм (площа плати $S_п$ = 3500 мм ^{2}) (рис. 2.15.2.16).

Масу вузла блоку визначаємо за формулою:

$$m_{\text{в}} = \sum_{\text{i}}^{N} m_{\text{ie}} + m_n$$

де m_{ie} - маса всіх елементів, встановлених на платі, г;

m_n - маса плати, м

Маса плати з урахуванням маси припою і флюсу (30 г) дорівнює:

$$m_{\text{в}} = 19{,}3 + 6 = 25{,}3 \text{ г.}$$

Таблиця 2.2 - Установчі характеристики елементів [12].

Типи елементів	Число елементів данного типу	Установочна площа одного елементу, мм^2	Установочна площа всіх елементов, мм^2	Маса одного елемента, г	Маса всіх елементів, г
Конденсатори К53-07 К73-9	11	165 200	165 200	35	35
Мікросхеми К176ИЕ5 К561ЛА7	11	42 128	42 128	46	46
Резистори С2–23 СП5-3	62	40 225	240 500	0.15 0.2	0.9 0.4

Одностороння друкована плата виготовляється на односторонньому фольгованому діелектрику адитивним хімічним методом, оскільки технологія цього способу нанесення малюнка друкованих провідників одна з найбільш дешевих і добре відпрацьованих. Заснований цей метод на виборчій осадженні

хімічної міді на нефольгований діелектрик з каталізатором, який ініціює осадження міді в місцях, які зазнали обробки в процесі виробництва плат. Отримання малюнка друкованих провідників здійснюється сіткографічним методом, як найбільш економічно виправданим для серійного виробництва апаратури і такий, що забезпечує необхідну точність і щільність друкованого малюнка.

При виготовленні друкованої плати використовують активований флюс, наприклад спіртоканіфоль, і припій з температурою плавлення близько 260ºС, наприклад ПОС-61. Пайку доцільно проводити вільним припоєм, так як цей метод забезпечує необхідну точність друкованих провідників, добре відпрацьований, не вимагає спеціального устаткування і має невисоку вартість.

Друкована плата блоку має прямокутну форму, що необхідно для забезпечення достатньої жорсткості. Відлік координат, що визначають положення монтажних отворів і контактних площадок, проводиться від лівого нижнього кута плати. Точність їх розташування 0.15 мм, а граничні відхилення монтажних отворів і контактних площадок від базових поверхонь ± 0.15 мм. Всі монтажні отвори розташовані в вузлах координатної сітки.

Кріплення елементів на платі здійснюється шляхом пропускання виводів в монтажні отвори з подальшим паянням.

Діаметри монтажних отворів вибирають зі стандартного ряду відповідно до діаметрами виводів елементів (для елементної бази модуля застосовуються отвори діаметром 1.1 мм і 0.7 мм, а також кріпильні отвори діаметром 4 мм).

Клас точності для друкованої плати модуля - 2-й. Елементи встановлюються з зазором 1 мм до плати. Діаметри контактних майданчиків вибираємо 1.8 мм.

Трасування плати здійснена без перемичок на одностороннійпідставі.

Номінальна ширина друкованого провідника згідно 2-го класу точності дорівнює 0.45 мм. Мінімальні відстані між друкованими провідниками вибирають з допустимого напруги: для 2-го класу точності 0.45 мм.

Друкована плата має прямокутну форму, що необхідно для забезпечення достатньої жорсткості друкованої плати при впливі на неї механічних зусиль з боку автоматичної укладальної головки. Відлік координат, що визначають положення монтажних отворів і контактних площадок, проводиться від лівого нижнього кута плати. Точність їх розташування ± 0.15 мм, а граничні відхилення монтажних отворів і контактних площадок від базових поверхонь ± 0.15 мм. Всі монтажні отвори розташовані в вузлах координатної сітки.

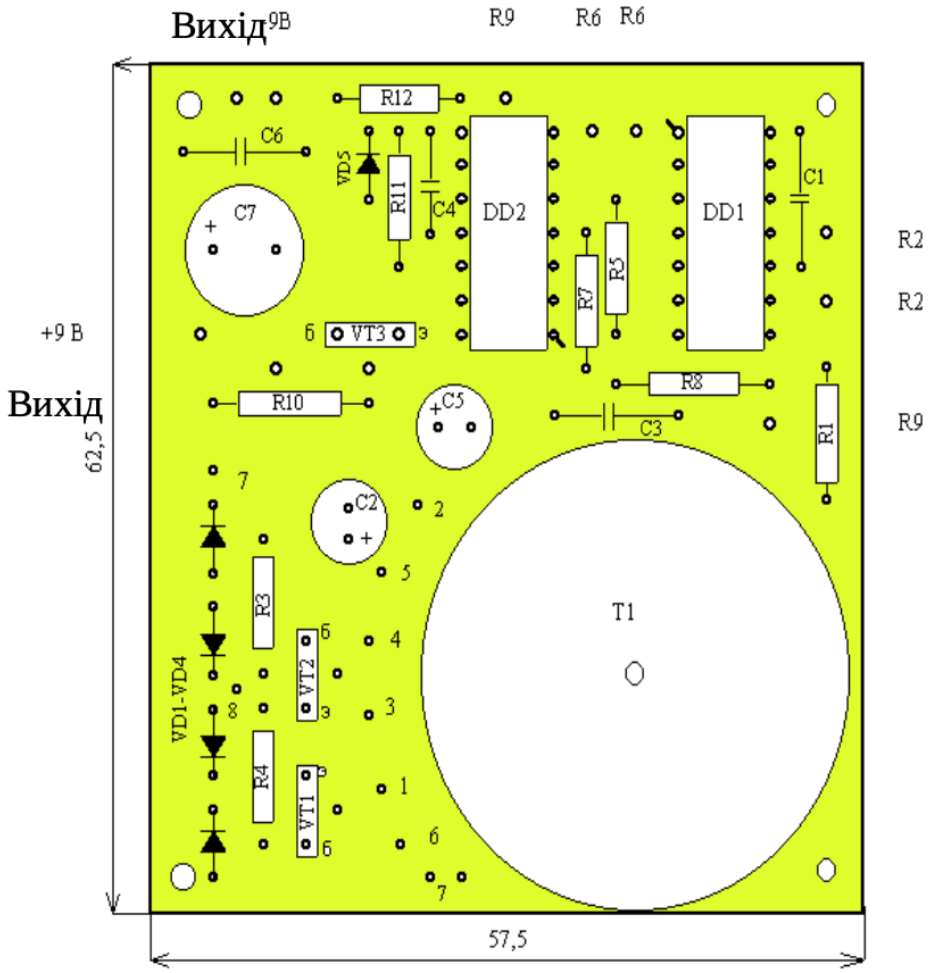


Рисунок 2.15 -Схема розміщення елементів на платі

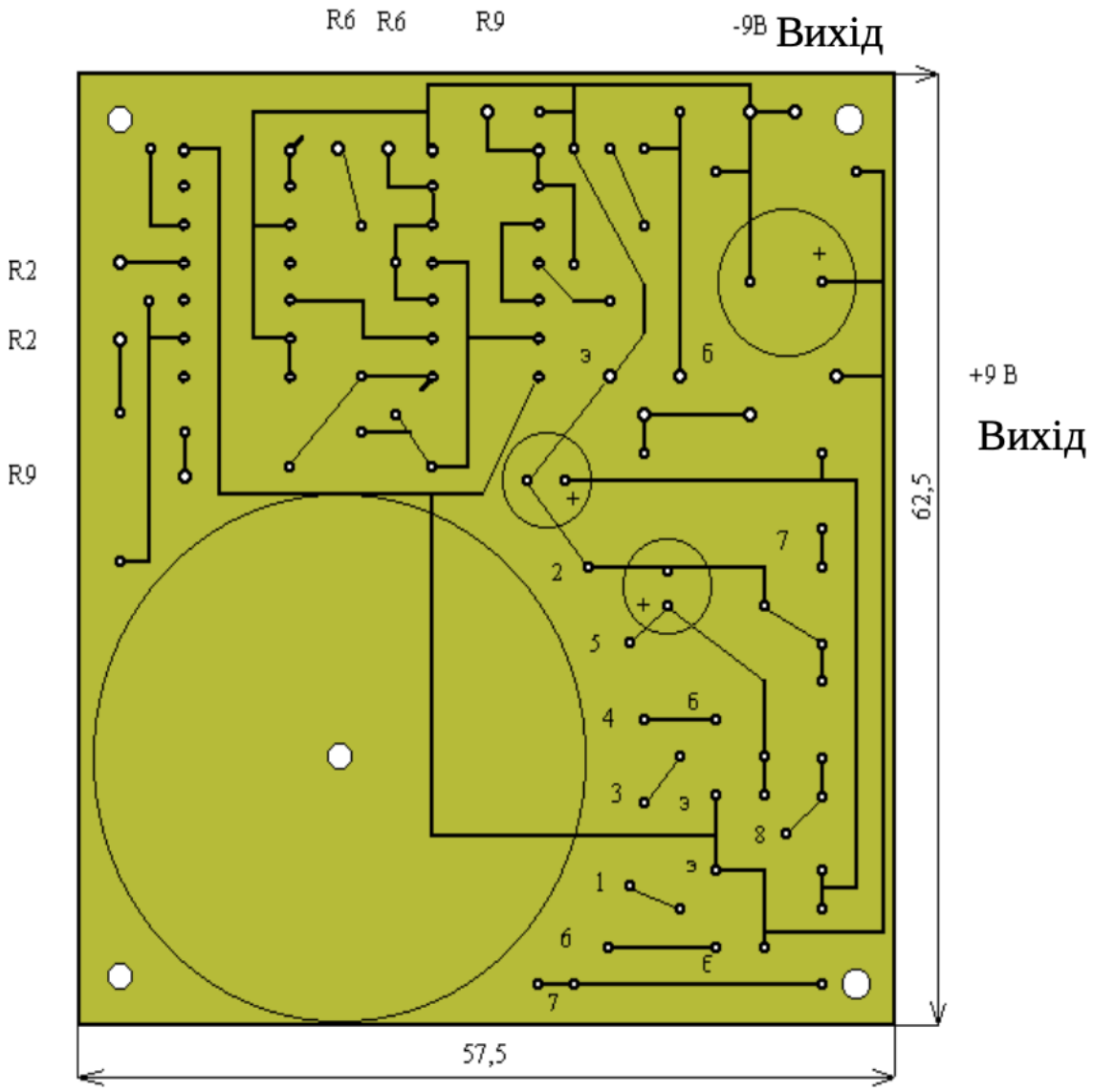


Рисунок 2.16- Топологія друкованої плати

Таким чином, розроблено прилад для стимуляції м’язів, що має наступні переваги:

- проведення процедури електростимуляції;
- автономність приладу;
- невеликі розміри та вага;
- відсутність програмованих елементів;
- відносна дешевизна схеми;
- простота заміни елементів.

3 ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ

Функціональна електрична стимуляція (Functional electrical stimulation) — це метод, який використовує електричні струми, щоб активувати нерви, що іннервують кінцівки, постраждалі від паралічу в результаті травми спинного мозку (SCI), черепно-мозкової травми, інсульту та інших неврологічних розладів. ФЕС в основному використовується для відновлення рухових функцій у людей з обмеженими можливостями. Це іноді називають нервово-м'язовою електричною стимуляцією.

3.1 Огляд приладів для електростимуляції

М'язовий електростимулятор 4FIZJO - це пристрій, що використовує електричні імпульси для ефективного впливу на м'язи. Його можна налаштувати під індивідуальні потреби користувача, вибравши потужність та режим масажу. Апарат для електростимуляції є портативним приладом, що дозволяє проводити сеанси будь-де та будь-коли. Живиться від вбудованого акумулятора (в комплекті USB кабель для заряджання). Пристрій є 4-канальним та має два режими роботи. Великий дисплей та інтуїтивно зрозуміле управління дозволяють легко орієнтуватися в меню та персоналізувати програми. Присутня функція блокування клавіатури, що запобігає випадковій зміні режимів, а після виключення стимулятор запам'ятовує останні налаштування. Для додаткової безпеки користувача, пристрій оснащений датчиком виявлення обриву на проводах. До набору

також входить комплект з 8 електродів розміром 5 х 5 см та з'єднувальні проводи. Передбачена можливість підключення додаткових аксесуарів.

Таблиця 3.1-Основні характеристики міостимулятора [14].

Призначення	Для сідниць, Для плечей, Для грудей, Для рук, Для стегон, Для живота (преса), Для литок, Для попереку, Для спини
Матеріал	Пластик
Вага	0.112 кг
Особливості	40 рівнів інтенсивності, 4 канали, 50 програм
Комплектація	Електроди - 8 шт; З'єднувальні проводи - 4 шт; USB кабель
Вид масажу	Імпульсний, Розминка
Кількість режимів масажу	2
Живлення	Акумулятор
Функції	Регулювання інтенсивності масажу, Мікрокомп'ютер
Насадки	8 електродів розміром 5 х 5 см
Додаткові характеристики	Функція блокування клавіатури; Датчик виявлення обриву проводів; Пам'ять останніх налаштувань; 4 канали; 50 програм; 40 рівнів інтенсивності
Вартість	4999 грн



Рисунок 3.1- Зовнішній вигляд міостимулятора 4FIZJO

Міостимулятор (рис.3.2) EMS/TENS має 64 запрограмовані програми і 6 настроюваних програм, які дозволяють налаштувати частоту, тривалість імпульсу і час включення/виключення.

- Больова терапія (TENS)
- М'язова стимуляція (EMS)
- Релаксація і масаж
- Індикатор положення електрода
- Включає 4 самоклеючі гелеві електроди (45 х 45 мм)
- 2 окремо регульованих канали
- 64 запрограмовані додатки
- 6 настроюваних програм
- Зворотній РК-дисплей з синім підсвічуванням
- Вартість -2749 грн

Технічні характеристики:

Вихідний струм: 200 мА р-р при навантаженні 500 Ом

Вихідна частота: 1 150 Гц

Тривалість імпульсів: 50 450 мкс на імпульс

Форма імпульсу: двофазні прямокутні імпульси



Рисунок 3.2- Зовнішній вигляд міостимулятора EMS/TENS



Рисунок 3.3 - Зовнішній вигляд фізіотерапевтичного апарату

Професійний фізіотерапевтичний апарат (рис.3.3) має шість каналів стимуляції. Виявляє акупунктурні точки на тілі, куди можна поставити голку або електрод. Плавне регулювання частоти та інтенсивності.

Таблиця 3.2- Основні характеристики міостимулятора

Область застосування масажера	Все тіло
Кількість каналів	6
Живлення	Мережа 220В
Довжина	240 мм

Ширина	177 мм
Висота	64 мм
Вага	1100 г
Вартість	3600 грн.

3.2 Порівняльний аналіз технологій за критеріями

Проведемо аналіз приладів враховуючи шкалу відносної важливості (табл.3.4)

Таблиця 3.3 – Прилади для порівняння

Система	Короткий опис (види приладів)
A	Міостимулятор
B	4FIZJO
C	EMS/TENS
D	Фізіотерапевтичний апарат

Таблиця 3.4 – Шкала відносної важливості

Інтенсивність відносної важливості	Визначення
1	рівна важливість
3	помірна перевага
5	сильна перевага
7	значна перевага

9	дуже сильна перевага
2,4,6,8	проміжні судження

Вибір робимо за критеріями, наведеними в таблиці 3.5, встановлюємо відносну вагу кожного критерію на основі матриці попарних порівнянь для обраних критеріїв.

Таблиця 3.5 – Попарне порівняння критеріїв

Критерій	1	2	3	4	5	$\sqrt[6]{\prod_{i=1}^{6}\omega_i}$	X_i
1. Сила струму	1	1	1/3	1/7	7	0,782	0,119
2. Частота імпульсів	1	1	5	7	5	2,809	0,427
3. Кількість робочих режимів	3	1/5	1	1/5	3	0,815	0,124
4. Габаритні розміри	7	1/7	5	1	5	1,896	0,288
5. Живлення	1/7	1/5	1/3	1/5	1	0,279	0,042
∑						6,581	1,00

Далі аналогічно складаємо 6 матриць попарних порівнянь альтернатив стосовно кожного критерію (таблиці 3.6, 3.7, 3.8, 3.9, 3.10). Оскільки тепер порівнюються 4 технології по одному критерію , то i = 1, 2, 3, 4;

$$X_i=\frac{\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}}{\sum_{i=1}^{4}\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}};\ \sum \text{ - сума по стовпці } \sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}.$$

Таблиця 3.6 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «сила струму»

Система	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	5	7	5	3,64	0,30
B	1/5	1	1/3	1	1,26	0,16
C	1/7	3	1	3	1,63	0,21
D	1/5	1	1/3	1	1,26	0,16
∑					7,79	1,00

Таблиця 3.7 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «частота імпульсів»

Система	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	7	5	7	2,11	0,34
B	1/7	1	1	3	1,50	0,23
C	1/5	1	1	3	1,51	0,24
D	1/7	1/3	1/3	1	1,16	0,19
∑					6,28	1,00

Таблиця 3.8 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «кількість робочих режимів»

Система	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	7	5	5	2,06	0,33
B	1/7	1	1	3	1,50	0,25
C	1/5	1	1	1	1,34	0,22
D	1/5	1/3	1	1	1,26	0,20
∑					6,16	1,00

Таблиця 3.9 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «габаритні розміри»

Система	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	3	5	7	2,00	0,31
B	1/3	1	3	5	1,75	0,27
C	1/5	1/3	1	5	1,59	0,25
D	1/7	1/5	1/5	1	1,11	0,17
∑					6,45	1,00

Таблиця 3.10 – Порівняння альтернатив стосовно критерію «живлення»

Система	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^{4}\omega_i}$	X_i
A	1	3	7	3	1,93	0,47
B	1/3	1	5	1	1,65	0,26
C	1/7	1/5	1	5	1,59	0,25
D	1/3	1	1/5	1	1,26	0,19
∑					6,43	1,00

Глобальний пріоритет для кожної альтернативи обчислюється як сума добутків кожного локального пріоритету на його ваговий коефіцієнт.

Таблиця 3.11-– Глобальний пріоритет для кожної альтернативи

Пріоритети	№1	№2	№3	№4	№5	Глобальний
Вага	0,119	0,427	0,124	0,288	0,042	
Міостимулятор	0,30	0,34	0,33	0,31	0,47	0,342
4FIZJO	0,16	0,23	0,25	0,27	0,26	0,236
EMS/TENS	0,21	0,24	0,22	0,25	0,25	0,237
Фізіотерапевтичний апарат	0,16	0,19	0,20	0,17	0,19	0,182

За допомогою методу аналізу ієрархій проведене порівняння чотирьох видів систем керування за наступними критеріями: 1) сила струму; 2) частота імпульсів; 3) кількість робочих режимів; 4) габаритні розміри; 5) живлення.

З порівняння глобальних пріоритетів приладів для електростимуляції м’язів (табл.3.11) можна зробити висновок, що найбільшим є пріоритет у запропонованого міостимулятора.

4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА ТЕХНОГЕННА БЕЗПЕКА

Так як запропонований прилад рекомендується використовувати в медичних закладах, необхідно розробити вимоги охорони праці та техніки безпеки в медичних установах.

4.1 Основні вимоги

1. Розробити плани надзвичайних ситуацій та процедури роботи. Розробити механізм раннього попередження, формувати плани надзвичайних ситуацій та робочих процедур, поєднуючи аспекти джерел інфекції, шляхів передачі та сприйнятливості населення.

2. Провести повне навчання персоналу з урахуванням їх посадових обов'язків та особливостей роботи в ризикових відділеннях, таких як клініки лихоманки, клініки внутрішніх хвороб, педіатричні клініки, відділення невідкладної допомоги, відділення інтенсивної терапії та відділення дихання. Перевіряти та контролювати знання, методи та навички, необхідні для раннього виявлення, звітності, ізоляції, діагностики, лікування та контролю.

3. Забезпечити високий рівень захисту медичного персоналу, стандартизувавши дезінфекцію, ізоляцію та надання кваліфікованих захисних матеріалів. Враховуючи стандартні профілактичні заходи, посилити контроль за контактною, краплинною та повітрокапелевою передачею інфекцій. Ретельно відбирати та коректно використовувати засоби індивідуального захисту, такі як маски та рукавички.

4. Звертати увагу на фізичний стан медичного персоналу, раціонально розподіляючи робочий час та забезпечуючи відповідне харчування для підтримки імунітету. Проводити активний моніторинг стану здоров'я, включаючи температурний режим та симптоми дихання, та вживати заходів щодо уникнення перевтоми персоналу.

5. Ввести ефективний моніторинг та управління інфекційними спалахами, реагуючи на попередження та рекомендації, здійснюючи швидке виявлення та вживаючи необхідних коригуючих заходів.

6. Забезпечити ефективне очищення та дезінфекцію діагностичного та лікувального середовища, використовуючи стандартні процедури та обладнання. Строго дотримуватись нормативів щодо дезінфекції повітря та поверхонь, а також обробляти відходи відповідно до встановлених стандартів.

7. Раціонально керувати відвідуваннями пацієнтів, мінімізуючи скупчення та дотримуючись відповідних правил ізоляції та контролю передачі інфекції. Здійснювати медичне спостереження та допомагати пацієнтам та їх супровідникам у дотриманні профілактичних заходів.

8. Проводити активне навчання пацієнтів та їх супровідників, роз'яснюючи важливість заходів захисту від коронавірусу та давати інструкції з миття рук, етикету при кашлі, медичному спостереженні та домашній ізоляції.

9. Посилювати моніторинг та управління інфекційними спалахами в медичних закладах, дотримуючись встановлених правил і процедур та співпрацюючи з органами здоров'я та розслідуваннями.

10. Ефективно керувати медичними відходами, включаючи їх обробку та утилізацію, дотримуючись встановлених норм та вимог до поводження з інфекційними медичними відходами.

4.2 Електробезпека

4.2.1 Характеристика виробничого приміщення

Електричні прилади та інші електроспоживачі є невід'ємною частиною обладнання у медичних лабораторіях. Неправильна експлуатація електроустановок може призводити до випадків ураження електричним струмом працівників.

Ці приміщення вважаються частково небезпечними у зв'язку з ризиком ураження електричним струмом, оскільки вони мають чотири характеристики, характерні для приміщень з підвищеною небезпекою [17].

За рівнем небезпеки ураження струмом усі виробничі приміщення поділяються на три категорії:

а) Особливо небезпечні характеризуються наявністю принаймні однієї з п'яти ознак:

1. наявність струмопровідних підлог;

2. наявність струмопровідного пилу;

3. вологі умови;

4. висока температура повітря (30 ° С);

5. можливість одночасного дотику до металевого корпусу електрообладнання та металоконструкцій, які з'єднані із землею.

б) З підвищеною небезпекою, що мають дві або більше ознак підвищеної небезпеки, або одна з ознак особливої небезпеки:

1. наявність підвищеної вологості;

2. хімічно активне середовище.

в) Без підвищеної небезпеки – приміщення, де відсутні ознаки підвищеної та особливої небезпеки [18].

Заходи захисту від ураження електричним струмом розробляються з урахуванням значення струму, яке безпечне для людини в конкретний момент часу, а також шляхи, якими вона пролягає через її тіло.

4.2.2 Забезпечення нормального повітряного середовища

У медичних приміщеннях рекомендовано створювати комфортні умови праці, зокрема мікроклімату. Комфортні умови визначаються таким чином: для розумової або легкої м'язової роботи – температура 16–18 °С, для робіт з переважним використанням м'язів – температура 14–17 °С, відносна вологість 60–80% та швидкість руху повітря 0,3 м/ с.

Температура, вологість і швидкість руху повітря повинні бути належним чином налаштовані в межах робочої зони, що охоплює простір до 2 метрів вище за рівень робочого майданчика, на якому працює робітник.

У приміщеннях, де необхідно створити зручні умови праці, можна використовувати природна, механічна чи комбінована система вентиляції в залежності від рівня забруднення атмосфери в робочих і допоміжних приміщеннях. Для механічної вентиляції рекомендується використовувати вентилятори з маслофільтрами. Крім того, рекомендується встановлювати кондиціонери для підігріву повітря взимку та його охолодження влітку.

4.3 Захист від шуму та вібрації

4.3.1 Захист від вібрації

Для боротьби з вібрацією пропонується впровадження наступних організаційних заходів: - виключення віброактивного обладнання з технологічного процесу; дистанційне керування віброактивним обладнанням з кабін та пультів; застосування засобів індивідуального захисту від вібрацій та проведення санітарно-профілактичних заходів для працівників, які мають контакт із віброінструментом чи обладнанням.

При розробці проектів приміщень з використанням електричних пристроїв рекомендується застосовувати основні технічні заходи, включаючи: - правильне проектування міцних фундаментів для віброактивного обладнання з урахуванням динамічних навантажень; ізоляцію фундаментів під віброактивне обладнання від несучих конструкцій та інженерних комунікацій; активну та пасивну віброізоляцію обладнання та робочих місць; використання вібропоглинаючих гумових покриттів і мастик для облицювання поверхонь комунікацій, що піддаються вібрації [19].

4.3.2 Захист від шуму

Відповідно до ГОСТ 12.1.003–76, при розробці технологічних процесів, проектуванні, виготовленні та експлуатації машин, виробничих будівель та споруд, а також при організації робочого місця необхідно вживати всіх необхідних заходів для зменшення впливу шуму на людину на робочих місцях до значень, які не перевищують допустимі норми. Це може бути досягнуто за допомогою:

1. Технічні заходи щодо боротьби з шумом, такі як зменшення шуму в джерелі (наприклад, використання тихих машин) та використання технологічних процесів, що утримують рівні звукового тиску на робочих місцях у межах допустимих норм.

2. Будівельно-акустичні заходи, що передбачаються під час проектування підприємств, будівель та споруд з урахуванням нормативно-технічних документів.

3. Використання дистанційного керування для шумних машин.

4. Застосування засобів індивідуального захисту від шуму відповідно до ГОСТ 15762-70.

5. Організаційні заходи, такі як вибір раціонального режиму праці та відпочинку, скорочення часу перебування у галасливих умовах, застосування лікувально-профілактичних заходів та інші.

Для зменшення впливу шуму шляхом будівельно-акустичних заходів рекомендується вжити таких заходів: використання звукоізоляції для конструкцій, що захищають; щільне ущільнення периметра вікон, воріт та дверей; будову звукоізоляції місць перетину конструкцій, що захищають інженерними комунікаціями; встановлення звукоізоляційних кабін для спостереження та дистанційного керування; створення укриттів та кожухів; застосування звукопоглинаючих конструкцій та екранів; використання глушників для шуму, звукопоглинаючого покриття у газоповітряних трактах вентиляційних систем з механічним приводом та кондиціонером, а також газодинамічних установок [20].

ВИСНОВКИ ТА РЕКОМЕНДАЦІЇ

- Встановлено, що електростимуляція м’язів дозволяє доставляти екзогенні електричні сигнали в ранову тканину та імітувати природну біоелектричну реакцію на пошкодження. Було виявлено, що протягом 1 мм від краю рани є природне стійке електричне поле, яким можна маніпулювати за допомогою терапевтичної електричної стимуляції для прискорення процесу загоєння рани. Утворювані електричні поля можуть викликати стимуляцію біомолекулярних сигнальних шляхів і міграцію клітин, створювати клітинну активність практично на всіх етапах загоєння ран.
- Запропонований прилад має чотири режими електричної стимуляції: вплив прямокутними, а також синусоїдальними модульованими струмами; дозволяє змінювати частоту, тривалість і амплітуду стимулюючих імпульсів; є можливість регулювання затримки між стимулюючими імпульсами при подачі на різні електроди. Живлення здійснюється від мережі змінного струму напругою 220В ± 20В. Струм поживання -200 мА. Розрахункові габаритні розміри приладу складають 62,5 х 57, 5 мм.
- Результати моделювання в EveryCircuit та Multis підтвердили правильність розрахунків та коректність роботи приладу.

Результати роботи обговорювались на XVIII університетській науково-практичній конференції студентів, аспірантів, докторантів і молодих вчених «МОЛОДА НАУКА-2025»

Результати роботи можуть бути використанні в навчальному процесі кафедри електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення, а запропонований прилад, після доопрацювання, застосовуватися в медичних закладах міста.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Балюк О.Л. Гіподинамія – сучасна причина розвитку остеохондрозу. Актуальні проблеми навчання та виховання людей з особливими потребами: тези доповідей. Київ: Університет «Україна», 2019. 719 с.

2. Електростимулятор. URL: http://foresight-agency.com/page-electostimulyator-fosfen.html (дата звернення 25.03.2025)

3. Сиволап В.Д. Фізіотерапія: підручник / В.Д. Сиволап, В.Х. Каленський.- Запоріжжя: ЗДМ , 2021. 196 с.

4.Апаратна фізіотерапія. URL: https://is.gd/6P4x8O (дата звернення 14.11.2025)

5. Самосюк І. З., Парамончик В. М., Губенко В. П. та ін. Фізіотерапевтичні та фізіопунктурні методи і їх практичне застосування. Київ, 2004. 174 с.

6. Андрійчук О. Я. Преформовані фізичні чинники у фізичній терапії та ерготерапії : навчально-методичний посібник / Ольга Ярославівна Андрійчук. Луцьк, 2022. 160 с.

7. Яковенко Н.П., Самойленко В.Б. Фізіотерапія: Підручник для мед. ВНЗ І—ІІІ р.а. — 2-ге вид., випр. Затверджено МОЗ . Київ, 2018. 256 с.

8. Біофізичні основи інструментальної фізіотерапії : навч. посіб. [для студентів, аспірантів і медико-техн. спеціалістів] / Є. В. Сторчун, Ю. М. Романишин, Л. П. Іванов ; М-во освіти і науки України, Нац. ун-т "Львів. політехніка". Львів : Растр-7, 2014. 318 с.

9. Федорів Я. М., Регеда М. С., Гайдучок І. Г., Філіпюк А. Л., Грицко Р. Ю., Регеда М. М. Фізіотерапія. Львів: Магнолія, 2011. 558 с.

10. Євген Олексійович Воробйов, Ольга Володимирівна Новак. Підручник для студ. мед. фак. вищ.мед. навч. закладів III-IV рівнів акредитації - Полтава: Полтава, 2012. 247 с.

11. Вивчення дії постійного і змінного струму на біологічні об’єкти.

URL: https://tinyurl.com/3msuretv (дата звернення 14.11.2025)

12. Рябенький В.М. Жуйков В.Я. Ямненко Ю.С. Заграничний А.В. „Схемотехніка: Пристрої цифрової електроніки. Електронний підручник для вищих навчальних закладів - К. : “КПІ”, 2016. 399 с.

13. Зайцев С. Цифрові методи частотних вимірювань / Сергій Зайцев // Сучасна електроніка. - 2019. - №6. 20-23

14. Гончаренко Ю. М. Електростимуляція у фізичній реабілітації після інсульту. Український журнал фізичної терапії. 2024. Т. 5, №2. С. 40–46.

15. Растворов О. Паліативна допомога хворим, що перенесли інсульт. Grail of Science, 2024. № 39. С. 663–672. URL: https://doi.org/10.36074/grail-of-76 science.10.05.2024.109 (дата звернення: 01.12.2024).

16. Горошко В. І., Горопашна С. Сучасні підходи відновної терапії після інсульту. Фізична реабілітація та рекреаційно-оздоровчі технології. 2022. Т. 7, № 1. С. 34–37.

17.Дубіна І. О., Сімошенко Д. І., Невелика А. В. Роль фізичної активності у відновленні після інсульту: ефективність та методи реабілітації. Всеукраїнська науково-практична конференція з міжнародною участю «YOUTH PHARMACY SCIENCE». 2023. С. 327-329. URL: https://dspace.nuph.edu.ua/bitstream/123456789/33899/1/327-329.pdf (дата звернення: 12.12.2024).

18. Правила улаштування електроустановок: затв. Наказом Міністерства енергетики та вугільної промисловості України від 20 червня 2014 р. №469. 793 с.

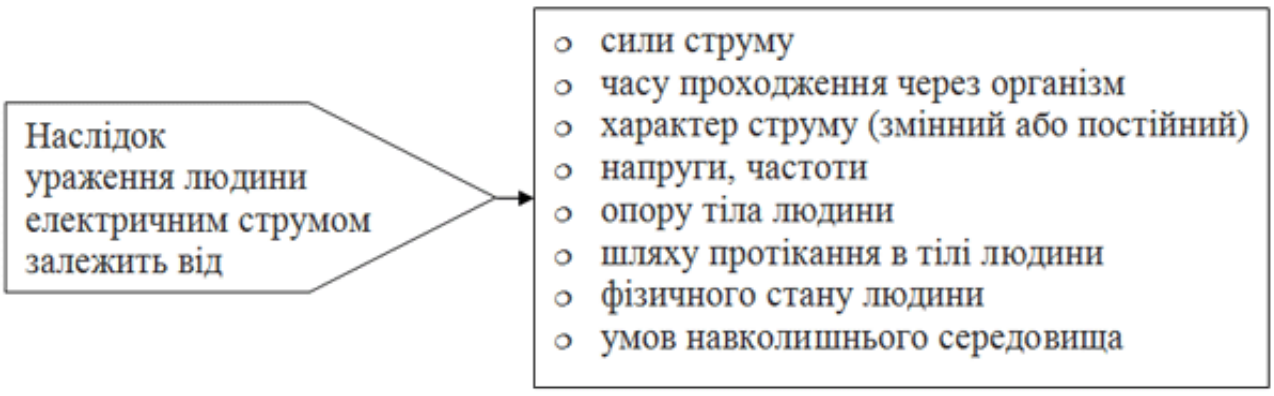
19. Жидецький В. Ц., Джигирей В. С., Сторожук В. М., Туряб Л. В., Лико Х. І. Практикум із охорони праці: Навчальний посібник. Львів: Афіша, 2000. 345 с.

20. Методичні вказівки до опрацювання розділу “Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях” в дипломних проектах і роботах студентів спеціальностей, що пов’язані з функціональною електронікою,

автоматизацією та управлінням / Уклад. О. В. Березюк, М. С. Лемешев. – Вінниця : ВНТУ, 2012. 64 с.

Додаток А


Види дії електроструму
на оргагнізм людини
Термічна
Електролітична
Механічна
Біологічна


Наслідок
ураження людини
електричним струмом
залежить від
сили струму
часу проходження через організм
характер струму (змінний або постійний)
напруги, частоти
опору тіла людини
шляху протікання в тілі людини
фізичного стану людини
умов навколишнього середовища

«ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ»
МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Науково-дослідна частина

Наукове товариство студентів, аспірантів і докторантів

Рада молодих вчених

ЗБІРНИК

наукових праць студентів,

здобувачів PhD, докторантів і молодих вчених

«МОЛОДА НАУКА-2025»

Том V

«Секції Інженерного навчально-наукового інституту ім. Ю.М. Потебні Запорізького національного університету»

Запоріжжя
2025

2025=УДК: 001 (06)
М 754

РЕДАКЦІЙНА КОЛЕГІЯ

Бондар О.Г. – голова оргкомітету, в.о. ректора;
Васильчук Г.М. – заступник голови оргкомітету, проректор з наукової роботи;.
Амінов Р.Ф. – завідувач навчально-науково-дослідної лабораторії клітинної та організменної біотехнології науково-дослідної частини, голова Ради молодих вчених ЗНУ;
Арабаджиєв Д.Ю. – начальник науково-дослідної частини;
Бєлоконь К.В. – заступник директора з наукової роботи Інженерного навчально-наукового інституту ім. Ю.М. Потебні ЗНУ;
Будько Д.З. – голова НТСАД ЗНУ;
Вербицька Т.А. – голова НТСАД біологічного факультету;
Гора С.М. – голова НТСАД факультету іноземної філології;
Євтушенко Д.С. – старший викладач кафедри конституційного та адміністративного права;
Єгорова В.С. – голова НТСАД математичного факультету;
Залужна М.В. – доцент кафедри англійської філології та лінгводидактики;
Зубцова Ю.Є. – доцент кафедри дошкільної та початкової освіти;
Казакова О.М. – доцент кафедри всесвітньої історії та міжнародних відносин;
Кайшева Д.О. – голова НТСАД факультету менеджменту;
Каплун К.Р. – г олова НТСАД факультету історії та міжнародних відносин;
Караулова С.І. – професор кафедри фізичної кульї ури і спорту;
Ковпак В.А. – професор кафедри соціальних комз иікацій та інформаційної діяльності;
Козуб Д.К. – голова НТСАД факультету соціальіної педагогіки та психології;
Копійка В.В. – доцент кафедри фізіології, імунології і біохімії з курсом цивільного захисту та медицини;
Леонгьєва В.В. – доцент кафедри фундаментальної та прикладної математики;
Лепська Н.В. – доцент кафедри політології;
Линенко А.В. – доцент кафедри управління персоналом і маркетингом;
Ляхов Г.І. – голова НТСАД юридичного факультету;
Меркулова О.В. – старший викладач кафедри української мови;
Олійник О.М. – доцент кафедри бізнес-адміністрування і менеджменту зовнішньо-економічної діяльності;
Проскура О.Д. – голова НТСАД економічного факультету;
Рибка Д.О. – голова НТСАД факультету журналістики;
Саражина Є.В. – голова НТСАД факультету фізичного виховання, здоров'я та туризму;
Тарабан Є.В. – голова НТСАД Інженерного навчально-наукового інституту ім. Ю.М. Потебні ЗНУ;
Трипольська О.О. – провідний фахівець Центру наукової роботи студентів НДЧ;

360

Мишковець Андрій
магістрант 1 курсу ІННІ ім. Ю. М. Потебні ЗНУ
Наук. кер.: к.т.н., проф. Ніконова З.А.

УНІВЕРСАЛЬНИЙ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯТОР НЕРВОВИХ ТА М'ЯЗОВИХ КЛІТИН

В період високого рівня захворюваності багатомільйонного населення різними штамами грипу, нервового навантаження внаслідок війни в нашій державі, періодичних відключень електропостачання, дистанційного навчання в закладах всіх рівнів освіти, а також виконання великого обсягу комп'ютерних робіт, суттєво збільшилася кількість людей із захворюванням суглобів, нервових клітин та очей. Значна частина військових, які мають таку патологію , також потребують швидкої реабілітації, бажано з мінімальним використанням медикаментозного лікування.

Отже актуальною проблемою стала розробка нових конструктивних рішень створення пристроїв, здатних забезпечити ефективне лікування та діагностику при патології багатьох захворювань, особливо у дітей молодшого віку.

Відомо, що хвороби серцево-судинної системи найчастіше стають причиною смерті людей, яким властивий сидячий спосіб життя. Дослідження вчених з Торонто підтверджують ці висновки. За їх даними [1], ризик розвитку діабету другого типу при сидячому способі життя збільшується на 90 відсотків, ризик серцево-судинних захворювань - на 20. Широке використання «пасивних» транспортних засобів також пов'язано зі зниженням рівнів фізичної активності.

Актуальність розробки приладів для стимуляції м'язів зростає. Є кілька причин для цього. Під час робочого дня частіше населення прикуто до стільців на своїх робочих місцях і немає можливості на перерви для фізичної активності. Більшість людей не мають достатньо вільного часу на фізичну активність навіть під час дозвілля, а культура пасивного відпочинку не стимулює населення до фізичних вправ. Підвищення рівня фізичної активності є проблемою не тільки окремих людей, а й усього суспільства, тому розробка пристрою для стимуляції м'язів є достатньо актуальним питанням.

Автори вважають, що електростимулятор м'язів і нервів для відновлення функції доцільно використовувати в наступних умовах:

- після пошкодження суглобів або м'язів. У цих випадках електростимуляція може відновлювати рухові функції швидше, ніж при відсутності цього втручання або після довільних вправ;
- після ушкодження центральної або периферичної нервової системи або при м'язових захворюваннях; рухові функції можуть бути поліпшені електричною стимуляцією м'язів або нервів;
- наслідкам неактивності в результаті тривалого постільного режиму також успішно протидіє електростимуляція м'язів.

У першому випадку при використанні приладу необхідно розуміти, що у

людини скелетні м'язи складаються з волокон двох типів - червоних і білих. Вони розрізняються складом і кількістю міофібрил, а головне - особливостями скорочення. Так звані білі м'язові волокна скорочуються швидко, але швидко і втомлюються; червоні волокна скорочуються повільніше, але можуть залишатися в скороченому стані довго. М'язи виконують велику роботу, тому вони багаті кровоносними судинами, по яких кров постачає їх киснем, поживними речовинами, виносить продукти обміну речовин. Отже дуже важливо створити належні умови перебування людей під час роботи.

Універсальний електростимулятор забезпечить розігрів м'язів, насичення киснем та посилення кровотоку у широкого кола споживачів в житлових і виробничих приміщеннях в умовах помірно - холодного клімату. Живлення приладу можливе від мережі змінного струму напругою 220В ± 22В і частотою 50 Гц ± 0,5 Гц.

Встановлено також, що електростимуляцію, тобто подачу електричного струму, можна проводити через електроди, розташовані на шкірі поблизу рани або безпосередньо всередині неї. Це дозволить лікарям доставляти екзогенні електричні сигнали в ранову тканину, які імітують природну біоелектричну реакцію на пошкодження. Було виявлено, що протягом 1 мм від краю рани є природне стійке електричне поле, яким можна маніпулювати за допомогою терапевтичної електричної стимуляції для прискорення процесу загоєння рани. Утворювані електричні поля можуть викликати стимуляцію біомолекулярних сигнальних шляхів і міграцію клітин, створювати клітинну активність практично на всіх етапах загоєння ран.

Запропонований прилад має чотири режими стимуляції і складається з функціональних блоків: генератора прямокутних імпульсів (ГПІ), генератора синусоїдальних коливань (ГСК), генератора високочастотних коливань (ГВЧ), модулятора (М), детектора (Д), чекаючого мультивібратора (ЧМ), підсилювача (П), схеми управління електродами (СУ). Він забезпечить ефективність лікування; проведення впливів прямокутними, а також синусоїдальними модульованими струмами; дозволить змінювати частоту, тривалість і амплітуду стимулюючих імпульсів; можливість регулювання затримки між стимулюючими імпульсами при подачі на різні електроди.

Література

1. Балюк О.Л. Гіподинамія – сучасна причина розвитку остеохондрозу. Актуальні проблеми навчання та виховання людей з особливими потребами: тези доповідей. Київ: Університет «Україна», 2019. 719 с.

2. Електростимулятор. URL: http://foresight-agency.com/page-electostimulyator-fosfen.html (дата звернення 25.03.2025)