

Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет
Факультет інфокомунікацій, радіотехніки та наносистем
Кафедра біомедичної інженерії

Пояснювальна записка
до магістерської кваліфікаційної роботи
магістра

**на тему: «ДОСЛІДЖЕННЯ ТА РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ
ГАСТРОЕНТЕРОСТИМУЛЯТОРА»**

Виконав студент 2-го курсу гр.БМА-18м
спеціальності 163 «Біомедична інженерія»

Сергатюк В.В.

Керівник к.т.н., доцент Тимчик С.В.

Рецензент:

Вінниця 2019

Вінницький національний технічний університет
Факультет інфокомунікацій радіотехніки та наносистем
Кафедра біомедичної інженерії
Магістр
163- Біомедична інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ
завідувач кафедри БМІ
д.т.н., професор
Злепко С.М. _____
«_____» _____ 2019р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську кваліфікаційну роботу студенту
гр. БМА-18м Сергатюку Володимиру Вячеславовичу

1. Тема МКР «Дослідження та розробка конструкції
гастроентеростимулятора»

керівник МКР Тимчик С.В., к.техн. наук, доцент

затверджені наказом вищого навчального закладу від “02 жовтня” 2019 року
№254.

2. Строк подання студентом роботи 01.12.2019 року.

3. Вихідні дані до роботи Розробити гастроентеростимулятор. Вихідні дані:Схема електрична принципова; перелік елементів;

Габарити, мм – 110 × 110 × 65;

Маса, кг – не більше 0,6;

Споживча потужність, Вт – не більше 5;

Напруга живлення, В – 220;

Вхідні дані: струм живлення, А – 0,023;

Умови експлуатації: температура - 20°С + 60°С;

відносна вологість, % 10-75;

атмосферний тиск, кПа – 700-1600.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити): 1 аналітичний огляд питання; 2. дослідження та розробка методів та засобів стимуляції ШКТ; 3 конструкторсько-технологічний розділ; економічний розділ; охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях.

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень): Структурна схема пристрою; Схема електрична принципова; перелік елементів; топологія друкованої плати; складальне креслення друкованої плати; специфікація; моделювання схеми пристрою.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Спеціальна частина	Коваль Л.Г., к.т.н., доцент		
Економічна частина	ст. вик. Кавецький В. В. каф. ЕП та ВМ		
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Березюк О. В. к.т.н., доц. каф. БЖДПБ		

7. Дата видачі завдання 03 жовтня 2019 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання
Розробка технічного завдання	до 20.10.2019
Техніко-економічний аналіз завдання, економічного середовища, обґрунтування вихідних даних та оптимального варіанту розробки	до 01.11.2019
Розв'язання основної задачі	до 15.11.2019
Розробка заходів з охорони праці	до 20.11.2019
Розрахунок техніко-економічних показників	до 25.11.2019
Оформлення графічної частини та пояснювальної записки	до 01.12.2019
Попередній захист	06.12.2019

Студент _____ Сергатюк В.В.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи) _____ Тимчик С.В.
(підпис) (прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

В МКР було розглянуто аналітичний огляд питання, було зроблено дослідження та розробку методів та засобів стимуляції ШКТ, а також розроблено конструкцію гастроентеростимулятора, проведено техніко-економічне обґрунтування, в якому було визначено, що розробка приладу буде доцільною. Також розроблена конструкція самого приладу, схема електрична принципова, проведено моделювання підсилювача потужності.

В економічній частині розраховано собівартість приладу, капіталовкладення, економічний ефект для споживача та термін окупності витрат.

Також в МКР проведено оцінку стійкості роботи гастроентеростимулятора в умовах дії іонізуючого випромінювання та електромагнітного імпульсу.

АННОТАЦИЯ

В МКР были рассмотрены аналитический обзор вопрос, было предпринято исследование и разработку методов и средств стимуляции ЖКТ, а также разработана конструкция гастроентеростимулятора, проведено технико-экономическое обоснование, в котором было определено, что разработка прибора будет целесообразной. Также разработана конструкция самого прибора, схема электрическая принципиальная, проведено моделирование усилителя мощности.

В экономической части рассчитаны себестоимость прибора, капиталовложения, экономический эффект для потребителя и срок окупаемости затрат.

Также в МКР проведена оценка устойчивости работы гастроентеростимулятора в условиях действия ионизирующего излучения и электромагнитного импульса.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	4
1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПИТАННЯ	6
1.1 Історія розвитку електростимуляторів ШКТ	6
1.2 Методи електростимуляції ШКТ.....	11
1.3 Внутрішньотканева електростимуляція.....	19
1.4 Пряма електростимуляція ШКТ	20
1.5 Автономні електростимулятори	24
1.6 Вибір та обґрунтування аналогів.....	25
1.7 Оцінка наукового, технічного та економічного рівня НДР	26
1.8 Оцінювання комерційного потенціалу розробки	28
1.9 Розрахунок узагальненого коефіцієнта якості для нового рішення	30
1.10 Прогнозування витрат на виконання НДДКР.....	31
1.11 Доцільність науково-дослідної роботи	32
Висновки.....	33
2. ДОСЛІДЖЕННЯ ТА РОЗРОБКА МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ СТИМУЛЯЦІЇ ШКТ	34
2.1 Методи дослідження ШКТ	34
2.2 Дослідження конструкцій автономних стимуляторів ШКТ	37
2.3 Адаптивні електростимулятори.....	40
2.4 Імплантовані електростимулятори ШКТ	42
3 КОНСТРУКТОРСЬКО-ТЕХНОЛОГІЧНИЙ РОЗДІЛ.....	46
3.1 Аналіз схеми електричної принципової.....	46
3.2 Аналіз елементної бази	48
3.3 Аналіз аналогічних конструкцій	50
3.4 Компонування пристрою	51
3.4.1 Загальні відомості та завдання конструювання	51
3.4.2 Розробка різних варіантів конструкції та їх аналіз	52
3.4.3 Визначення габаритів та маси пристрою.....	54
3.4.4 Розрахунок надійності пристрою	57

3.5.5 Техніко-економічне обґрунтування вибору оптимального варіанту розв'язання основної задачі роботи	60
3.5 Розробка конструкції друкованої плати.....	61
3.5.1 Вибір типу друкованої плати	61
3.5.2 Вибір класу точності друкованої плати.....	62
3.5.3 Вибір матеріалу друкованої плати.....	62
3.5.4 Розрахунок діаметрів контактних площадок.....	63
3.5.5 Розрахунок ширини провідників	65
3.5.6 Трасування друкованої плати.....	66
3.6 Розрахунок плати на вібростійкість	68
3.7 Аналіз електромагнітної сумісності елементів друкованої плати.....	70
3.8 Тепловий розрахунок пристрою	71
3.9 Моделювання частини схеми.....	72
3.10 Аналіз конструкторсько-технологічних характеристик.....	75
3.11 Розробка технології складання пристрою	79
3.11.1 Технологічний процес виготовлення друкованої плати.....	79
3.11.2 Технологія монтажу елементів на друкованій платі	81
3.11.3 Технологія складання пристрою.....	82
4. ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ	84
4.1 Прогнозування витрат на проведення науково-дослідної роботи з розробки та дослідження гастроентеростимулятора	84
4.2 Основна заробітна плата робітників	85
4.3 Розрахунок додаткової заробітної плати робітників	86
4.4 Нарахування на заробітну плату	86
4.5 Амортизаційні відрахування	86
4.6 Оренда обладнання	87
4.7 Витрати на матеріали	88
4.8 Витрати на комплектуючі.....	90
4.9 Витрати на силову електроенергію	91
4.10 Інші витрати.....	92

4.11 Розрахунок виробничої собівартості одиниці продукції	92
4.12 Розрахунок ціни реалізації виробу	96
4.13 Розрахунок прибутку для виробника	96
4.14 Розрахунок терміну окупності витрат	97
5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	98
5.1 Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії	99
5.1.1 Мікроклімат та склад повітря робочої зони	99
5.1.2 Виробниче освітлення	100
5.1.3 Виробничі віброакустичні коливання	102
5.1.4 Виробничі випромінювання	103
5.1.5 Розрахунок товщини суцільного екрану для захисту від ЕМВ	103
5.2 Технічні рішення з безпеки при проведенні розробки гастроентеростимулятора	106
5.2.1 Безпека щодо організації робочих місць	106
5.2.2 Електробезпека	106
5.3 Безпека в надзвичайних ситуація. Дослідження безпеки роботи пристрою гастроентеростимулятора в умовах дії загрозливих чинників надзвичайних ситуацій	107
5.3.1 Дослідження безпеки роботи гастроентеростимулятора в умовах дії іонізуючих випромінювань	108
5.3.2 Дослідження безпеки роботи гастроентеростимулятора в умовах впливу електромагнітного імпульсу	109
5.4 Розробка заходів по підвищенню безпеки роботи гастроентеростимулятора в умовах надзвичайних ситуацій	111
Висновки до розділу	112
ВИСНОВКИ	113
ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРИ	114
ДОДАТКИ	118

ВСТУП

Актуальність проблеми. Наявність великої кількості захворювань, пов'язаних з порушенням жовчовидільної функції печінки, висока частота розвитку парезу шлунково-кишкового тракту (ШКТ) всіх оперованих на органах черевної порожнини і ускладнень, до яких він часто призводить, захворювання, що є наслідком зниженої регенеративної здатності сполучних тканин, пояснюють високу зацікавленість дослідників в розробці нових методів лікування.

Велика увага при цьому і з боку інженерів і з боку лікарів приділяється електричній стимуляції. Застосування електростимуляторів в лікувальних цілях пов'язано з широкими можливостями і високою ефективністю електроімпульсно впливу при використанні його для компенсації або заміщення втрачених функцій організму.

Електрична стимуляція знайшла широке застосування для нормалізації ритму серцевої діяльності, для ефективної терапії і відновлення втрачених функцій сечового міхура, шлунково-кишкового тракту, сфінктерів сечовивідних шляхів, остеорепарації і т.п. Вона успішно поєднується з традиційною лікарською терапією, а в ряді випадків дозволяє домогтися лікувального ефекту там, де інші методи лікування не дають позитивного результату.

Однак, незважаючи на інтенсивне впровадження електростимуляції в клінічну практику, кількість і якість вітчизняних апаратів не можуть повністю задовольнити практичні потреби охорони здоров'я. Існуюча електростимуляційна апаратура представлена в основному стаціонарної, громіздкою і дорогою апаратурою складної конструкції, що вимагає спеціальної підготовки медичного персоналу та призначена в більшості випадків для стаціонарного застосування.

У той же час багатьом методам електростимуляції властиві недоліки, зокрема, зовнішнє застосування електродів стає неможливим через наявність операційних ран, імплантація електродів при застосуванні стаціонарних апаратів не виключає розвиток травматичних і гнійних ускладнень, і пацієнт

буде завжди прив'язаний до апарату. Більшість методик складні в реалізації і також вимагають спеціально підготовленого персоналу.

Тому розробка простої, доступної і надійної електростимуляційної апаратури є досить актуальним завданням.

Метою МКР є поліпшення результатів післяопераційного лікування захворювань органів черевної порожнини шляхом раннього відновлення функції шлунково-кишкового тракту, завдяки електростимуляції шляхом розробки апарату електростимуляції для лікування захворювань органів черевної порожнини.

Об'єкт МКР – процес електростимуляції органів черевної порожнини.

Предметом МКР є прилад для стимуляції шлунково-кишкового тракту.

Завданнями дипломного проекту є: техніко-економічний аналіз завдання обґрунтування вихідних даних та оптимального варіанту розробки, розробка конструкції приладу та вибір технологічного процесу виготовлення пристрою, розрахунок техніко-економічних показників, розробка заходів з охорони праці.

Розроблюваний прилад є медичним електронним приладом і відноситься до категорії складних медичних приладів. Він призначений для проведення фізіотерапевтичної процедури електростимуляції, активізації моторної діяльності шлунково-кишкового тракту в лікувальних і профілактичних цілях при гострій і хронічній гіподинамії або адинамії кишечника.

Завданням МКР є:

1. Провести аналітичний огляд питання та дослідити методи і засоби стимуляції ШКТ.
2. В конструкторсько-технологічній частині роботи здійснити розрахунок конструктивних параметрів пристрою, тепловий розрахунок і розрахунок надійності, обрати оптимальний варіант конструкції та здійснити моделювання підсилювача у програмі Diptrase 2.4.
3. В економічній частині провести розрахунок техніко-економічних показників.
4. Провести розробку заходів з охорони праці та цивільної оборони.

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПИТАННЯ

1.1 Історія розвитку електростимуляторів ШКТ

Електростимуляція кишечника в хірургії органів черевної порожнини відома більше 150 років. Ще Н.І. Пирогов в 50-х роках XIX століття виступив з доповіддю про кишкової непрохідності та застосуванні при деяких її формах гальванічного струму, що пропускається через електроди, вставлені через рот і пряму кишку.

У 1902 році в Росії було видано монографію Ф. Лекар [46] «Хірургічна допомога у невідкладних випадках». У розділі «Електрична клізма» було описано застосування електричного струму для лікування гострої непрохідності кишечника. Автор рекомендував використання «електричного масажу» силою струму до 40 мА. Активний електрод накладався на передню черевну стінку, а пасивний вводився трансректально. Автор отримав хороший результат лікування з використанням електростимуляції кишечника.

Якщо простежити шляхи розвитку електростимуляції шлунково-кишкового тракту, то їх можна умовно розділити на два етапи. Перший етап - експериментальні роботи 40-х - початку 70-х років XX століття. П.Г. Богач [14], С.С. Полтирев [62] показали, що слабке електричне роздратування стінки прямої кишки підсилює моторно-евакуаторну функцію шлунка. П.П. Гончаров [34], Г.В. Миколаїв [53], Л.Л. Миколаїв [54], L. Nielubowicz, J. Folga, W. Wieckowska [93] в хронічних дослідженнях на собаках виявили, що роздратування сильним електричним струмом ділянки кишечника викликає гальмування інших її ділянок. У всіх вищенаведених дослідженнях був використаний електричний струм, що отримувався від індукційної котушки. Імпульси її не мають суворої прямокутної форми як найбільш фізіологічними і ефективними, і, незважаючи на це, застосування індукційного струму, діатермії і гальванізації області шлунка при різних патологічних станах його у вигляді парезу знайшли місце в розробках ряду авторів (Гольдберг А.Д., [32]). В експерименті на мишах Г.Ю. Білицький [11] справив безпосередній вплив постійним струмом на кишечник і знайшов, що

ефективність роздратування, як за характером, так і за силою відповідної реакції залежить від напрямку його дії відносять даткови напрямки перистальтичні хвилі. При збігу напрямків електричного струму і перистальтичні хвилі кишки відбувається посилення останньої, але якщо струм спрямований у протилежний бік, то це призводить до гнітючого ефекту. Якщо струм має значною силою, то він в будь-якому випадку веде до антиперистальтика, подальше його посилення викликає спазм кишечника.

При подразненні на різних рівнях шлунково-кишкового тракту спостерігалася як місцева, так і загальна реакція на вплив електричного струму. Місцева реакція полягала в «сильному стягуванні» кільцевого м'язового шару відповідно збудливою точці. Загальна реакція була у вигляді перистальтичних хвиль, що виходять з цієї точки і поширювалася по кишкової стінки на 15-20 см від місця роздратування. У 1964 р J. Venyo., M. Tharz, F. Fussy [82] застосували в експерименті на тварин струм частотою від 60 до 80 імпульсів в секунду і напругою 0,5-15 В. і набули поширення перистальтичні хвилі по кишечнику. З.В. Кобахідзе [40] в експерименті досліджував перистальтику шлунка прямокутними електричними імпульсами і виявив, що найвища збудливість є в пілоричному відділі шлунка, менше в фундальному і кардіальному. При подразненні кардіального відділу з'являлися скорочення місцевого характеру, при подразненні фундального і пілоричного відділів відбувалися скорочення всього шлунка. А.А. Вишневський, А.В. Лівшиць, Б.І. Ходорів [21] в дослідях на собаках встановили, що при електростимуляції кишечника виникає в галузі застосування електродів хвиля перистальтики мала обмежену зону поширення, і через це не завжди вдавалося забезпечити виникнення хвилі перистальтики по всьому кишечнику. Це було пов'язано із залученням в рефлекторну реакцію на роздратування не тільки парасимпатического нервового апарату, що забезпечує рухову функцію, а й гальмують моторну функцію шлунково-кишкового тракту симпатичними центральними і периферичними нервовими утвореннями. при подразненні фундального і пілоричного відділів відбувалися скорочення всього шлунка. А.А. Вишневський, А.В. Лівшиць, Б.І. Ходорів [21] в дослідях на собаках встановили, що при електростимуляції кишечника виникає в галузі застосування електродів

хвиля перистальтики мала обмежену зону поширення, і через це не завжди вдавалося забезпечити виникнення хвилі перистальтики по всьому кишечнику. Це було пов'язано із залученням в рефлекторну реакцію на роздратування не тільки парасимпатического нервового апарату, що забезпечує рухову функцію, а й гальмують моторну функцію шлунково-кишкового тракту симпатичними центральними і периферичними нервовими утвореннями. при подразненні фундального і пілоричного відділів відбувалися скорочення всього шлунка. А.А. Вишневський, А.В. Лівшиць, Б.І. Ходорів [21] в дослідях на собаках встановили, що при електростимуляції кишечника виникає в галузі застосування електродів хвиля перистальтики мала обмежену зону поширення, і через це не завжди вдавалося забезпечити виникнення хвилі перистальтики по всьому кишечнику. Це було пов'язано із залученням в рефлекторну реакцію на роздратування не тільки парасимпатического нервового апарату, що забезпечує рухову функцію, а й гальмують моторну функцію шлунково-кишкового тракту симпатичними центральними і периферичними нервовими утвореннями. що при електростимуляції кишечника виникає в галузі застосування електродів хвиля перистальтики мала обмежену зону поширення, і через це не завжди вдавалося забезпечити виникнення хвилі перистальтики по всьому кишечнику. Це було пов'язано із залученням в рефлекторну реакцію на роздратування не тільки парасимпатического нервового апарату, що забезпечує рухову функцію, а й гальмують моторну функцію шлунково-кишкового тракту симпатичними центральними і периферичними нервовими утвореннями. що при електростимуляції кишечника виникає в галузі застосування електродів хвиля перистальтики мала обмежену зону поширення, і через це не завжди вдавалося забезпечити виникнення хвилі перистальтики по всьому кишечнику. Це було пов'язано із залученням в рефлекторну реакцію на роздратування не тільки парасимпатического нервового апарату, що забезпечує рухову функцію, а й гальмують моторну функцію шлунково-кишкового тракту симпатичними центральними і периферичними нервовими утвореннями.

Т.С.Попова [65] в експерименті на собаках вивчила механізм дії електростимуляції на моторну і евакуаторну функції шлунково-кишкового тракту.

Піддослідним тваринам вшивали платинові електроди до стінки дванадцятипалої кишки і проводили подразнення прямокутним імпульсним струмом з наступними параметрами: сила струму 5-10 мА, частота 50-60 Гц, тривалість 5-7 мс. Для повного уявлення про рухової активності кишечника проводилася реєстрація баллонотензометрическим методом. Успіх застосування електростимуляції залежав від того, якою мірою порушення рухової активності шлунково-кишкового тракту обумовлені центральними гальмівними впливами. Результати експериментальних досліджень показали, що в механізмі стимулюючого дії електричного струму провідна роль належить не місцевим, а рефлекторним впливам на м'язову оболонку кишечника. Таким чином, було доведено, що електростимуляція - ефективний засіб усунення рефлекторних порушень рухової функції травного тракту на ранніх стадіях функціональної непрохідності кишечника.

Електростимуляція, змінюючи функціональний стан нервово-м'язового апарату кишечника, призводить до посилення його рухової активності, яка тривала значно довше, ніж час дії електричного струму. Ефект стимуляції виражений у збільшенні сумарної моторної активності шлунково-кишкового тракту, що забезпечує прискорену евакуацію вмісту [24]. Ю.М. Гальперін, Г.Г. Рогацькій [30] вважали, що показанням до застосування стимуляції моторної функції шлунково-кишкового тракту служать порушення процесу евакуації. Вони вважали, що про позитивні результати методу електростимуляції судити тільки за клінічними проявами дозволу парезу недостатньо, так як ці ознаки відновлення моторної активності проявляються досить пізно. Необхідно проводити оцінку стану паралітичної непрохідності та лікувальної дії електростимуляції за даними об'єктивних інструментальних методів дослідження. Автори вважали, що якщо електричне роздратування може «заводити» моторну і евакуаторну діяльність шлунково-кишкового тракту, то в руках лікаря виявляється метод, за допомогою якого забезпечується дозвіл функціональної непрохідності у всіх випадках, коли м'язові елементи кишкової стінки зберігають здатність до скоротливої функції. У дослідях були застосовані наступні параметри електричного струму: прямокутні імпульси тривалістю 5 мс, частотою 50 Гц, силою струму 5-7 мА. Після сеансів

електростимуляції моторна діяльність кишечника відновлювалася. Отже, як вважали автори,

Таким чином, завдяки роботам вітчизняних і зарубіжних авторів в 40-х-початку 70-е років, була експериментально обґрунтовано доцільність використання електричної стимуляції як засобу боротьби з післяопераційними парезами шлунково-кишкового тракту [1, 3, 4, 6, 8, 18,83, 90, 94].

Другий етап - 70-ті роки до теперішнього часу. Це час ознаменується застосуванням електричної стимуляції для лікування післяопераційних парезів шлунково-кишкового тракту в клінічній практиці, створенням різних приладів для електростимуляції, методів реєстрації моторно-евакуаторної функції і способів лікування.

У 1971 р F. Katona, I. Benyo, I. Lang [88] після відпрацювання параметрів електростимуляції шлунково-кишкового тракту в експерименті на тварин перенесли цей метод в клініку. Електрод, сплетений з тонких проводів, був вмонтований в дуоденальний зонд і поміщений в шлунок. Після цього вводили ректальний електрод, покладений в гумову трубку. Обидва ці електроди були позитивної полярності і стимуляцію здійснювали одночасно з двох електродів. Негативний електрод - пластину з прокладкою, змоченою в сольовому розчині, накладали на поверхню живота. Електростимулятор подавав імпульси частотою 50-100 коливань в секунду і напругою струму до 30 В. Стимуляцію проводили у 15 хворих з парезами кишечника протягом 2-х діб. У всіх 15 хворих електростимуляція була ефективною, в той час як застосування медикаментозних стимулюючих засобів не давало позитивних результатів. Тому автори рекомендували застосовувати електростимуляцію шлунково-кишкового тракту в післяопераційному періоді.

У 1963 р AM Bilgutay, R. Wingrave, BA Griffen [84] виготовили спеціально для шлунково-кишкового тракту електростимулятор імпульсного струму частотою 50 коливань в секунду і силою струму від 1 до 10 мА. Вони встановили, що оптимальними параметрами є: сила струму 7-10 мА, частота коливань 50 імпульсів в секунду. У шлунок вводили електрод, поміщений в назогастральний зонд і забезпечений оливою (активний електрод). Пасивний електрод-пластину

поміщали на черевну стінку. Найбільш ефективними ділянками для електростимуляції були дванадцятипала кишка, потім воротар і шлунок. Метод був застосований у 5 хворих, які страждають паралітичної непрохідності. Автори вважали, що шлунково-кишковий «рітмовоженіє», що здійснюється при паралітичної непрохідності, зменшує термін відновлення моторно-евакуаторної діяльності шлунково-кишкового тракту і часто усуває необхідність видалення вмісту з шлунка і застосування медикаментозної стимуляції останнього. З іншого боку, А. Kantrowitz [87] вважав, що при внутріпросветной електростимуляції утруднено отримання чітких результатів, оскільки ці процедури супроводжуються в більшості випадків відсмоктування вмісту шлунково-кишкового тракту. Крім того, наявність рідкого середовища (вміст шлунка), сприяє «току витоку», який не дає належного ефекту. Тому автор розробив метод електростимуляції за допомогою заглибних електродів, впроваджуваних безпосередньо в м'язову оболонку стінки кишки. Це дає, на його думку, більш високий і тривалий ефект, ніж при простому неповному контакті при внутріпросветной стимуляції за допомогою зонда. Спочатку в експерименті на собаках були визначені оптимальні параметри електростимуляції. Напруга 4-6 В., частота 40-70 Гц, тривалість імпульсу 5-7 мс., Час стимуляції 6-8 сек. з повторенням 3-5 разів з інтервалами 3-4 хв. кожену годину. Метод був застосований у 13 хворих, які перенесли різні абдомінальні операції. Під час операції два електроди поміщали в м'язову оболонку тонкої кишки на 10 см. Дистальніше зв'язки Трейтца і виводили через окремий розріз на черевну стінку. Результати оцінювалися по першому появі кишкових шумів. З 13 хворих хороший результат був отриманий у 7, посередній у 3 і у трьох - негативний. Рання електростимуляція кишечника гарантувала кращий результат.

1.2 Методи електростимуляції ШКТ

Великий інтерес, проявлений вченими до електричної стимуляції, сприяв появі цілого ряду лікувальних методів, які можна розділити на три групи.

Перша група - транскутанна (чрезкожная) електростимуляція. Ще R. Sperting в 1959 р [96] при транскутанній стимуляцією змінними формами струму силою до 20 мА. тривалістю імпульсів 15 мс. лікував хронічні запори.

При зовнішньої стимуляції В.Ф. Глуховим [33] застосовувалися дві свинцеві пластини. Одна розміщувалася в області промежини, друга - в епігастральній ділянці. Сила струму підвищувалася з 5 мА. кожні 2 хв. на 5 мА. до 25 мА., сеанс тривав 20 хвилин. При силі струму 10-15 мА. були відзначені больові відчуття в області позитивного електрода.

А.І. Коробков [42], маючи в своєму розпорядженні електроди на шкірі черевної стінки, встановив, що величина опору тканин при зміні струму від 1 до 15 мА зменшується в 5,5 разів, і змінюється не тільки залежно від його величини, а й від тривалості процедури. Це пояснюється збільшенням кровонаповнення капілярів в підшкірній клітковині в зоні електрода. Був зроблений висновок, що апарат для стимуляції кишечника повинен забезпечувати амплітуду струму не менше 40 В.

А.І. Коробков [42] застосували зовнішню стимуляцію апаратом «Ендотон-1» у хворих з післяопераційними парезами кишечника. Позитивний електрод розташовувався під хрестцем, негативний - в правій або лівій клубової області. При цьому був відзначений стійкий позитивний ефект при проведенні стимуляції.

Б.Д. Савчук, Є.І. Власова [68], Б.Д. Савчук [67] у хворих з післяопераційними парезами кишечника застосовував імпульсні синусоїдальні струми (диадинамические струми Бернара) при використанні апарату «діадинамік». Першим етапом електроди розташовували у хребтно-реберном зчленуванні з обох сторін на рівні Th5-Th12. Другим етапом у своєму розпорядженні електроди нижче мечоподібного відростка і впливали на сонячне сплетіння. Третім етапом електроди розташовували по ходу брижі кишечника і впливали модульованим струмом довгими періодами протягом 2 хв. на кожную ділянку. Позитивний результат діадинамических струмів Бернара, отриманий при різних формах гострої патології органів черевної порожнини (деструктивний панкреатит, перитоніт, проривна виразка дванадцятипалої кишки і т.д.), пояснювався переважною дією струму на симпатичні нервові елементи органів

черевної порожнини. При цьому впливі знімався больовий синдром і відзначено більш ефективну дію інших процедур, спрямованих на відновлення перистальтики кишечника. Відсутність позитивних результатів на електростимуляцію у хворих з перитонітом вказувало на наявність у них внутрішньочеревних ускладнень.

Р.Т. Панченков з співавт. [61] застосували модифікований ними апарат «Екстор-01» при транскутанного методі електростимуляції і отримали хороші результати лікування у хворих з перитонітом. Активний електрод накладали в проекції дистальної частини шлунка, пасивний з струмопровідної гуми фіксували на спині. Застосовувалися прямокутні імпульсні струми від 12 до 22 В. з частотою 0,02 Гц. Стимуляцію проводили вперше 3 доби після операції. Однак, ряд авторів [79] вважали даний метод лікування менш ефективним в порівнянні з дуоденальною електростимуляцією і ректальною.

Досить широке застосування черезшкірна електростимуляція знайшла як самостійна лікувально-профілактична процедура при функціональній непрохідності позапечінкових жовчних шляхів і дискінезії дванадцятипалої кишки. Одні автори [70, 48] вважали первинною ланкою в патогенезі захворювань жовчовидільної системи порушення моторно-евакуаторної діяльності дванадцятипалої кишки. Основна увага у виборі методу лікування приділяли її функціональному стану: ступеня дискинетических розладів, оцінювали ступінь їх порушень і виробляли електроімпульсну корекцію. Основними показаннями до електростимуляції були дуоденостаз, гіпотонічна і гіпомоторна дискінезія жовчовивідних шляхів. Так, на думку Е.В. Гришкевича з співавт. [35] наслідком дуоденальної дискінезії є розвиток вторинної недостатності запирабельного механізму великого дуоденальногососочка, застій жовчі і панкреатичного соку, виникнення дігестивно-біліарного і дігестивно-панкреатичного рефлюксів. Виходячи з цих позицій, авторами під контролем дуоденокінезіографії проводилася транскутанна електростимуляція дванадцятипалої кишки модульовані синусоїдальними струмами низької частоти в межах 40-50 Гц. з силою струму 5-15 мА. Курс лікування складався з 5-15 щоденних сеансів тривалістю до 15 хв. Проведена у 20 хворих терапія дозволила в більшості

випадків добитися вираженого клінічного ефекту, який проявляється в зменшенні або зникненні больового синдрому, поліпшення загального стану, нормалізації стільця. виникнення дігестивно-біліарного і дігестивно-панкреатичного рефлюксов. Виходячи з цих позицій, авторами під контролем дуоденокінезіографії проводилася транскутанна електростимуляція дванадцятипалої кишки модульовані синусоїдальними струмами низької частоти в межах 40-50 Гц. з силою струму 5-15 мА. Курс лікування складався з 5-15 щоденних сеансів тривалістю до 15 хв. Проведена у 20 хворих терапія дозволила в більшості випадків добитися вираженого клінічного ефекту, який проявляється в зменшенні або зникненні больового синдрому, поліпшення загального стану, нормалізації стільця. виникнення дігестивно-біліарного і дігестивно-панкреатичного рефлюксов. Виходячи з цих позицій, авторами під контролем дуоденокінезіографії проводилася транскутанна електростимуляція дванадцятипалої кишки модульовані синусоїдальними струмами низької частоти в межах 40-50 Гц. з силою струму 5-15 мА. Курс лікування складався з 5-15 щоденних сеансів тривалістю до 15 хв. Проведена у 20 хворих терапія дозволила в більшості випадків добитися вираженого клінічного ефекту, який проявляється в зменшенні або зникненні больового синдрому, поліпшення загального стану, нормалізації стільця. авторами під контролем дуоденокінезіографії проводилася транскутанна електростимуляція дванадцятипалої кишки модульовані синусоїдальними струмами низької частоти в межах 40-50 Гц. з силою струму 5-15 мА. Курс лікування складався з 5-15 щоденних сеансів тривалістю до 15 хв. Проведена у 20 хворих терапія дозволила в більшості випадків добитися вираженого клінічного ефекту, який проявляється в зменшенні або зникненні больового синдрому, поліпшення загального стану, нормалізації стільця. авторами під контролем дуоденокінезіографії проводилася транскутанна електростимуляція дванадцятипалої кишки модульовані синусоїдальними струмами низької частоти в межах 40-50 Гц. з силою струму 5-15 мА. Курс лікування складався з 5-15 щоденних сеансів тривалістю до 15 хв. Проведена у 20 хворих терапія дозволила в більшості випадків добитися вираженого клінічного ефекту, який проявляється в зменшенні або зникненні больового синдрому, поліпшення загального стану, нормалізації стільця.

зменшенні або зникненні больового синдрому, поліпшення загального стану, нормалізації стільця.

Л.І. Калінкіна, А.Ф. Агеєв, О.С. Кочнев [39] застосовували транскутанного стимуляцію шлунково-кишкового тракту. Г.Г. Волокін [25] в лікуванні хворих з дуоденаостазом, хронічним панкреатитом та іншими захворюваннями гепатопанкреатодуоденальної зони застосовував транскутанного електростимуляцію дванадцятипалої кишки апаратом «Ампліпульс-3» модульовані струмами частотою 30 Гц. і в переважній більшості випадків отримав позитивні результати. А.В. Федоров, С.В. Маргуліс [78] при хронічній дуоденальної непрохідності застосовували транскутанного електростимуляцію дванадцятипалої кишки апаратом Т-12 біполярним змінним струмом частотою 50 Гц., Тривалістю імпульсу 2 мс., Курсом лікування з 10 сеансів по 10 хвилин. Запрограмувавши заздалегідь 3 варіанти параметрів електричного струму, автори пролікували три групи по 12 хворих у кожній. У першій групі електростимуляція проводилася струмом з різким наростанням амплітуди змінюється магнітного поля від 0 до 90 В. У другій групі з тими ж параметрами, але з амплітудою магнітного поля від 90 до 120 В. і в третій групі з постійним наростанням амплітуди змінюється магнітного поля. Автори отримали найкращі результати в першій і другій групах. Отримавши позитивний результат при лікуванні гипомоторной форми дискінезії жовчного міхура за допомогою транскутанної електростимуляції апаратом «Ампліпульс-3», А.В. Галицький з співавт., [29] розширили сферу цього методу і доповнили його вакуум-масажем шкірних покривів в проекції жовчного міхура. Параметри електростимуляції автори оптимізували експериментально, визначивши максимально ефективну відповідь з боку жовчного міхура і дванадцятипалої кишки. Показаннями до клінічного застосування вважали наявність скарг на періодичні посилюються болі в правому підребер'ї, зниження евакуаторної активності жовчного міхура за даними внутрішньовенної холецистографії і гепатобіліосцинтиграфії. Застосовувавши у 18 хворих електростимуляцію жовчних шляхів і дванадцятипалої кишки в поєднанні з вакуум-масажем і курсом лікування з 8-10 сеансів, автори зазначили у 13 хворих поліпшення, у 5 - часткове поліпшення. Воно виражалось в нормалізації об'єму і

часу евакуації міхурово жовчі і в скороченні перебування контрастної речовини в порожнині дванадцятипалої кишки. При цьому було відзначено, що позитивні зрушення при простий транскутанної електростимуляції з'являлися після 8-10 сеансів, а при поєднанні з вакуум-масажем - після 3-4 сеансів. зниження евакуаторної активності жовчного міхура за даними внутрішньовенної холецистографії і гепатобіліосцинтиграфії. Застосувавши у 18 хворих електростимуляцію жовчних шляхів і дванадцятипалої кишки в поєднанні з вакуум-масажем і курсом лікування з 8-10 сеансів, автори зазначили у 13 хворих поліпшення, у 5 - часткове поліпшення. Воно виражалось в нормалізації об'єму і часу евакуації міхурово жовчі і в скороченні перебування контрастної речовини в порожнині дванадцятипалої кишки. При цьому було відзначено, що позитивні зрушення при простий транскутанної електростимуляції з'являлися після 8-10 сеансів, а при поєднанні з вакуум-масажем - після 3-4 сеансів. зниження евакуаторної активності жовчного міхура за даними внутрішньовенної холецистографії і гепатобіліосцинтиграфії. Застосувавши у 18 хворих електростимуляцію жовчних шляхів і дванадцятипалої кишки в поєднанні з вакуум-масажем і курсом лікування з 8-10 сеансів, автори зазначили у 13 хворих поліпшення, у 5 - часткове поліпшення. Воно виражалось в нормалізації об'єму і часу евакуації міхурово жовчі і в скороченні перебування контрастної речовини в порожнині дванадцятипалої кишки. При цьому було відзначено, що позитивні зрушення при простий транскутанної електростимуляції з'являлися після 8-10 сеансів, а при поєднанні з вакуум-масажем - після 3-4 сеансів. Застосувавши у 18 хворих електростимуляцію жовчних шляхів і дванадцятипалої кишки в поєднанні з вакуум-масажем і курсом лікування з 8-10 сеансів, автори зазначили у 13 хворих поліпшення, у 5 - часткове поліпшення. Воно виражалось в нормалізації об'єму і часу евакуації міхурово жовчі і в скороченні перебування контрастної речовини в порожнині дванадцятипалої кишки. При цьому було відзначено, що позитивні зрушення при простий транскутанної електростимуляції з'являлися після 8-10 сеансів, а при поєднанні з вакуум-масажем - після 3-4 сеансів. Застосувавши у 18 хворих електростимуляцію жовчних шляхів і дванадцятипалої кишки в поєднанні з вакуум-масажем і курсом лікування з 8-10 сеансів, автори зазначили у 13 хворих

поліпшення, у 5 - часткове поліпшення. Воно виражалось в нормалізації об'єму і часу евакуації міхурово жовчі і в скороченні перебування контрастної речовини в порожнині дванадцятипалої кишки. При цьому було відзначено, що позитивні зрушення при простий транскутанної електростимуляції з'являлися після 8-10 сеансів, а при поєднанні з вакуум-масажем - після 3-4 сеансів.

З метою зниження гіпертензії в біліарній системі у хворих після операцій на жовчовивідних шляхах [42] застосовували транскутанного електростимуляцію гепатопанкреатодуоденальної зони. Щодня протягом 5-7 днів після операції через наскірні електроди, розташовані так, щоб лінія струму проходила через стимульовані органи, або в області хребта відповідно до іннервації органу. Апаратом «Ендотон-2» проводилася 15-20-хвилинна стимуляція монополярний або біполярними імпульсами прямокутної форми з частотою 50 Гц. при поступовому збільшенні струму до 30 мА. Спостереження за 32 хворими із захворюваннями печінки і жовчовивідних шляхів в післяопераційному періоді показали, що електростимуляція гепатопанкреатодуоденальної зони сприяє більш швидкому зниженню гіпертензії в біліарній системі, нормалізації біохімічних показників крові. Це підтверджувалося тим, що в групі хворих, яким проводилася електростимуляція, кількість відокремлюваної по дренажу жовчі в середньому було на 100-150 мл. більше, ніж у контрольній групі.

Електростимуляція перистальтики кишечника з успіхом застосовувалася при перитоніті в умовах експерименту [27] і в клініці [15, 45, 49, 55, 61]. У хворих з цією патологією різко страждає моторно-евакуаторної функції травного тракту [31, 80]. У кініки при парезі шлунково-кишкового тракту у хворих з перитонітом розвивається синдром ентеральної недостатності [66]. Автори стверджує, що водій ритму кишечника знаходиться в дванадцятипалій кишці [66, 81, 89] відразу ж за воротарем [85]. У ньому виникає імпульс рухової активності, який отримав назву «мігруючий міоелектрической комплекс» [43, 92].

Порушення моторики шлунково-кишкового тракту у вигляді паралічів і парезів кишечника при перитоніті підсилює кількість бактерій черевної порожнини [86].

В останні 10-15 років транскутанна електростимуляція знайшла застосування в лікуванні порушень моторно-евакуаторної функції товстої кишки [76, 77]. З фізіологічної точки зору, цей метод був найбільш адекватним способом впливу, при якому внаслідок біохімічних, трофічних і безпосередньо дратівливих впливів на м'язові волокна товстої кишки підвищується їх скоротлива здатність і відновлюється порушена функція. Підбір оптимальних параметрів струму і режиму для впливу на товсту кишку здійснювався під контролем функціональних досліджень, які проводили до, під час і після впливу електричного струму. При цьому оцінювався тонус кишкової стінки, тиск в порожнині кишки, індекс активності, амплітудно-тимчасові характеристики хвиль, а також їх співвідношення. Було встановлено, що найбільш фізіологічною формою струму є біполярні прямокутні імпульси, що дозволяють без явищ поляризації електродів і місцевого тканинного роздратування отримати досить ефективний за величиною струм. Проводилися функціональні дослідження, які виявили, що безперервна стимуляція має виражену вплив на тонус кишкової стінки і сприяє збільшенню частоти сегментарних скорочень товстої кишки. Переривчаста стимуляція навпаки, призводить до збільшення перистальтичної активності: тривалість і амплітуда перистальтичних хвиль збільшувалася в середньому в 1,4 рази. Було встановлено, що оптимальна частота подачі серії електричних імпульсів для стимуляції товстої кишки становить 50 Гц. Електростимуляція як самостійний вид лікування була застосована у 369 хворих. Стандартний курс лікування включав не менше 10 сеансів. Ефективність лікування оцінювали за такими ознаками: перше за наявністю клінічного результату лікування (поява регулярного самостійного стільця, усунення больового синдрому); і друге за нормалізації показників рухової активності товстої кишки. Клінічна ефективність електростимуляції залежно від типу порушення моторики становила в середньому від 21,5 до 72,5% спостережень.

Таким чином, транскутанна електростимуляція знайшла своє застосування при функціональних розладах моторно-евакуаторної функцій шлунково-кишкового тракту. На жаль, в хірургічній практиці вона має обмежене застосування, так як при зовнішній чрескожній стимуляції використання

електродів часто утруднено через наявність швів на передній черевній стінці. Крім того, потрібна велика амплітуда стимулюючого струму, що перевищує поріг сенсорної чутливості в 2-3 рази, що викликає неприємні і болючі відчуття у пацієнтів.

1.3 Внутрішньотканева електростимуляція

Другий тип використання електростимуляції - внутритканева або пряма електростимуляція з імплантацією електродів в стінки шлунка, дванадцятипалої або тонкої кишки. При експериментальному парезе у собак дрові електроди імплантували в стінку дванадцятипалої кишки [29, 30, 52]. Оптимальним виявилось використання імпульсів електричного струму з тривалістю 5-7 мс., Частотою 50 Гц., Силою струму 5-7 мА. Позитивний результат залежав від залишкового м'язового тону кишкової стінки, і тому автори вважали, що даний метод необхідно застосовувати з профілактичною метою лікування паралічів і парезів шлунково-кишкового тракту в ранні терміни після операції. Авторами також було відзначено, що основне при електростимуляції - не місцеве дію струму, а рефлекторне вплив на мускулатуру кишечника, на функціональний стан його «водія ритму». Вважається, що електростимуляція вивільняє нервово-м'язовий апарат від центрального гальмівного впливу, яке лежить в основі розвитку післяопераційного парезу кишечника. Авторами також було відзначено, що стимулюючий ефект не залежить від специфіки ділянок «водія ритму», а проявляється при впливі на будь-яку ділянку кишечника, має зв'язок з центральною нервовою системою. Дане твердження відкидається іншими дослідниками [23], які вважають, що при електростимуляції кишечника виникає в галузі застосування електрода хвиля перистальтики має тільки обмежену зону поширення. З цієї причини не завжди вдається забезпечити проходження хвилі перистальтики по всьому кишечнику. яке лежить в основі розвитку післяопераційного парезу кишечника. Авторами також було відзначено, що стимулюючий ефект не залежить від специфіки ділянок «водія ритму», а проявляється при впливі на будь-яку ділянку кишечника, має зв'язок з

центральною нервовою системою. Дане твердження відкидається іншими дослідниками [23], які вважають, що при електростимуляції кишечника виникає в галузі застосування електрода хвиля перистальтики має тільки обмежену зону поширення. З цієї причини не завжди вдається забезпечити проходження хвилі перистальтики по всьому кишечнику. яке лежить в основі розвитку післяопераційного парезу кишечника. Авторами також було відзначено, що стимулюючий ефект не залежить від специфіки ділянок «водія ритму», а проявляється при впливі на будь-яку ділянку кишечника, має зв'язок з центральною нервовою системою. Дане твердження відкидається іншими дослідниками [23], які вважають, що при електростимуляції кишечника виникає в галузі застосування електрода хвиля перистальтики має тільки обмежену зону поширення. З цієї причини не завжди вдається забезпечити проходження хвилі перистальтики по всьому кишечнику. Дане твердження відкидається іншими дослідниками [23], які вважають, що при електростимуляції кишечника виникає в галузі застосування електрода хвиля перистальтики має тільки обмежену зону поширення. З цієї причини не завжди вдається забезпечити проходження хвилі перистальтики по всьому кишечнику. Дане твердження відкидається іншими дослідниками [23], які вважають, що при електростимуляції кишечника виникає в галузі застосування електрода хвиля перистальтики має тільки обмежену зону поширення. З цієї причини не завжди вдається забезпечити проходження хвилі перистальтики по всьому кишечнику.

1.4 Пряма електростимуляція ШКТ

Широке застосування пряма електростимуляція отримала при захворюваннях гепатопанкреатобіліарної зони [16, 17, 26]. Методика полягала в тому, що під час операції на передненаружную стінку дванадцятипалої кишки в середній її третини сіро-серозними швами підшивали два дротяних електрода позитивної і негативної полярності. Їх фіксували поперечно до осі кишки на відстані 3-4 см. Один від одного. Електроди через окремий прокол черевної стінки виводили назовні і видаляли після закінчення сеансів електростимуляції. Їх

починали на другий день після операції. Використовували апарати ЕСЛ-2 і «Ендотон-1». Оптимальними параметрами стимулюючого струму були прямокутні імпульси тривалістю 5-7 мс., Частотою 50 Гц., Напругою 4-6 В., силою струму 5-7 мА. Кількість щоденних сеансів залежало від перебігу післяопераційного періоду. При відновленні моторно-евакуаторної функції шлунково-кишкового тракту електростимуляцію припиняли. Під час прямої електростимуляції хворі відзначали незначне поколювання в області дванадцятипалої кишки, посилення перистальтики, яке виявлялося як відчуття «бурління» у верхніх відділах живота.

А.П. Симоненков і В.М. Лобанков також застосували у 17 хворих електростимуляцію через імплантовані в стінку дванадцятипалої кишки електроди змінним біполярним струмом частотою 50 Гц. При цьому вони робили обмеження для сили струму не більш 1 мА., Вказуючи, що ці параметри найбільш ефективні, так як не відбувається надмірного посилення перистальтики дванадцятипалої кишки, що спостерігається авторами при інших параметрах електростимуляції. Вважалося, що патологічні зміни первинно виникають в жовчовидільній системі і в основі знаходиться спазм вихідних відділів жовчних шляхів, застій жовчі, в результаті цього порушення моторики дванадцятипалої кишки і в цілому шлунково-кишкового тракту. Показаннями для електростимуляції дванадцятипалої кишки були гіпертонічні дискінезії позапечінкових жовчних шляхів [17].

Пошуки нових способів усунення парезів і паралічів кишечника привели до того, що пряма електростимуляція стала застосовуватися для профілактики післяопераційного порушення моторно-евакуаторної функції шлунково-кишкового тракту у хворих, які перенесли операцію резекцію шлунка [44, 57,63, 75,78]. Показаннями до електростимуляції автори вважали виявлення при передопераційному обстеженні підвищеного внутрідуоденального тиску і гіпомоторіке дванадцятипалої кишки. Дуоденостаз протягом перших двох діб післяопераційного періоду проявлявся виділенням по назодуоденальному зонду більше 500 мл. вмісту. Після закінчення оперативного втручання до культі дванадцятипалої кишки двома сіро-серозними швами фіксувався дротяний

електрод з інертного металу, який виводився на передню черевну стінку разом з дренажною трубкою. Електростимуляцію починали з другої доби післяопераційного періоду. Для цієї мети використовувався портативний електрокардіостимулятор ЕКСН-1. Один з електродів накладали на серветку, змочену фізіологічним розчином, на шкіру в правому підребер'ї. Обидва електроди з'єднували між собою. Застосовувалися прямокутні імпульси 50 Гц., Сила струму 10 мА., Час сеансу 8-10 хв. Електростимуляція проводили 2 рази в день протягом 2-4 діб. У всіх хворих через назодуоденальний зонд кількість дуоденального вмісту зменшилася в 2 рази, внутрідуоденальне тиск знизився на 50-100 мм. водяного стовпа. У всіх хворих перебіг післяопераційного періоду було більш сприятливим. Чи не спостерігали відрижки, блювоти, здуття живота в порівнянні з контрольною групою. Авторами зроблений висновок, що, пряма електростимуляція кукси дванадцятипалої кишки,

Незважаючи на те, що при прямій електростимуляції зменшується необхідна амплітуда струму і напруга стимулюючих імпульсів дана методика не знайшла широкого поширення в хірургічній практиці [30, 41, 65, 73]. На жаль, в експериментальних роботах не відображені оптимальні точки прикладання електродів, при яких «запускається» весь механізм моторно-евакуаторної функції шлунково-кишкового тракту. По суті, попередні роботи стосувалися переважно накладення електродів тільки в проекції дванадцятипалої кишки для лікування захворювань гепатопанкреатодуоденальної зони. В літературі не достатньо відображені питання з профілактики та лікування післяопераційних парезів шлунково-кишкового тракту при прямій електростимуляції після різних операцій на органах черевної порожнини, які виконувалися як в екстреному, так і в плановому порядку.

До прямої електростимуляції відноситься і опосередкована електростимуляція. Метод полягає в імплантації в організм хворого мініатюрного радіочастотного приймача з електродами [1, 24]. Електроди підшивали при резекції шлунка по Більрот II до культі шлунка і відповідної петлі тонкої кишки, а радіочастотний приймач занурювали під передній листок піхви прямого м'яза живота. Приймач був укладений в герметичний контейнер з біоінертності металу і

полімеру. Функцію імплантується частини електростимулюючого пристрої перевіряли перед ушиванням операційної рани шляхом візуального спостереження за скороченням тонкої кишки при подачі електричного струму через індукційний передавач з наступними параметрами: сила струму 12-15 мА., Напруга 4-6 В., частота 60 Гц., Тривалість сигналу була 10-15 сек. В післяопераційному періоді проводили дистанційну електростимуляцію шляхом додатка індукційного передавача до шкіри живота над імплантованим приймачем. Тривалість електростимуляції становила 10-15 хв. протягом 4-5 діб. В результаті даного виду стимуляції відбувалося ритмічне порційне надходження вмісту кукси шлунка в нижележащие відділи травного тракту. Даний метод лікування в даний час не застосовується через свою складність і необхідність повторного оперативного втручання з видалення електростимулюючого пристрої з електродами. В результаті даного виду стимуляції відбувалося ритмічне порційне надходження вмісту кукси шлунка в нижележащие відділи травного тракту. Даний метод лікування в даний час не застосовується через свою складність і необхідність повторного оперативного втручання з видалення електростимулюючого пристрої з електродами. В результаті даного виду стимуляції відбувалося ритмічне порційне надходження вмісту кукси шлунка в нижележащие відділи травного тракту. Даний метод лікування в даний час не застосовується через свою складність і необхідність повторного оперативного втручання з видалення електростимулюючого пристрої з електродами.

Третя група досліджень полягала в проведенні внутріполостной електростимуляції за допомогою зондів, з'єднаних з приладами - джерелами електричного струму. Використовувалися методи моно- і біполярної трансгастральної, трансдуоденальної, трансректальної стимуляції, а також стимуляції через кишкові свищі або їх поєднання. В.А. Бабаєвим [9, 10] були обґрунтовані ефективність і доцільність чреппрямокішечной методики стимуляції. Їм в експерименті в нормі і в умовах парезу застосований апарат для монополярного трансректального впливу з активним електродом у вигляді оливи. Індиферентний електрод розташовувався на черевній стінці. Тривалість імпульсу була 10 мс., Сила струму 3-12 мА., Тривалість стимуляції тривала 1 годину.

Встановлено, що під впливом електростимуляції змінювалася біомеханіка перистальтики. Ефект на стимуляцію триває довше, ніж сам сеанс стимуляції і поширюється як на товсту, так і на тонку кишку. Виявилось, що ритм товстому кишечнику задається лише при наявності в ньому кишкового вмісту. При порожній кишці цей ефект відсутній.

1.5 Автономні електростимулятори

Показаннями для застосування автономного електростимулятора шлунково-кишкового тракту є: 1) гастрит, виразка шлунка і дванадцятипалої кишки, хронічний товстокишковий стаз, дискінезія жовчовивідних шляхів, хронічний панкреатит; 2) післяопераційний парез шлунково-кишкового тракту. Розроблено і впроваджено в клінічну практику в залежності від показань чотири методики застосування АЕС ШКТ: а) перорально; б) введення в просвіт порожнього органа при хірургічних операціях; в) введення в кишкові свищі; г) ректальне застосування. Протипоказаннями до застосування даних методів лікування є: гостра кишкова непрохідність різної етіології, наявність анастомозів після операцій на органах черевної порожнини. Пероральне застосування АЕС ШКТ використовується в хірургічній практиці після операцій на органах черевної порожнини, коли без розкриття і не Анастомозує органи травного тракту. Як правило для посилення ефекту, даний метод доповнюється тривалої брижової новокаїнової блокадою. Введення АЕС ШКТ в кишкові свищі і ректально застосовується після операцій на товстій кишці в поєднанні з медикаментозною терапією, спрямованої на стимуляцію шлунково-кишкового тракту.

Встановлено, що припинення подачі електричних імпульсів не супроводжується негайним зниженням моторної активності тонкого і товстого кишечника, а навпаки вона часто відзначається зростаючою амплітудою скорочень кишкової трубки. Це вказує на існування так званого «ефекту наслідки» [24]. Він чітко зазначається в тому відрізку кишечника, де розташовується АЕС, тобто, з боку місцевої моторної реакції. З іншого боку, проведення електростимуляції більш 30 хвилин без зміни локалізації АЕС ШКТ в

тонкому або товстому кишечнику не веде до подальшого збільшення показників моторної активності і часто призводить навіть до їх зниження. Для попередження даного гальмівного ефекту передбачені інші параметри стимулюючих імпульсів, що відповідають АЕС ШКТ - 03.

Інша методика застосовується після операції з приводу виразкової хвороби шлунка і дванадцятипалої кишки при резекції шлунка [36]. АЕС ШКТ приймається перорально, коли хворому дозволяється прийом їжі. Як правило, це відбувається на 3-4-у добу після операції, коли парез шлунково-кишкового тракту знаходиться в стадії вирішення. Крім цього описані випадки знаходження автономного електростимулятора в порожнині шлунково-кишкового тракту тривалий час [19]. Для його отримання потрібно фіброендоскопія. На підставі свого досвіду, автори пропонують розширити протипоказання до застосування АЕС ШКТ.

Таким чином, електростимуляція знайшла своє застосування в лікуванні післяопераційних парезів і паралічів кишечника як в ранньому, так і пізньому періоді після хірургічних втручань на органах черевної порожнини.

1.6 Вибір та обґрунтування аналогів

Для оцінки необхідності розробки приладу і вибору шляху конструювання розроблюваного приладу був проведений аналіз літератури та інших інформаційних джерел.

В якості аналога для проектного пристрою був вибраний багатофункціональний апарат «Ендотон-1».

Основними недоліками аналога є те, що прилад вже знятий з виробництва (коштував приблизно 4800 грн.), відсутній дисплей, що не дає змоги слідкувати за роботою приладу та обирати потрібні параметри, надто великі маса та габарити, не дуже надійний у використанні.

Також до аналога можна віднести прилад «Стимул-1», створений для електростимуляції м'язів синусоїдальним струмом підвищеної частоти. Недоліками цього апарату є те, що він призначений тільки для лікування травм

опорно-рухового апарату, час безперервної роботи приладу складає всього 5 годин. Порівнюючи його по ціні з приладом нової розробки, то вона у 3 рази вище.

Для аналога, ще можна розглянути апарат «Інтердін ІД 79М» призначений для терапії струмами низької частоти по Немаку. Недоліками такого приладу є його велика маса - 16кг, відсутність захисного пристрою який відключає подачу струму на електрод пацієнта при перевищенні заданої норми, Ціна майже в 20 разів вища за ціну нової розробки.

Таблиця 1.1 - Основні технічні показники аналога і нового приладу

Показники	Одиниці вимірювання	Аналог	Проектований пристрій	Відношення параметрів
1.Напруга живлення	В	220	220	1
2.Потужність	Вт	10	3,5	2,86
3. Габаритні розміри	Мм	300x315x108	107x107x60	14,1
4. Маса	Кг	4	0,5	8
5.Максимальна величина струму	мкА	35	30	1,17
6.Режим лікування	шт	6	8	1,33
7.Термін напрацювання на відмову	на год	2000	4000	2
8.Точність	%	5	2	2,5
9.Відображення інформації	-	-	індикатор	-

Серед існуючих технічних проблем можна виділити такі: функціональність, ергономічність, термін служби, надійність, маса і габарити приладу, безпечність у використанні та інші.

1.7 Оцінка наукового, технічного та економічного рівня НДР

Однозначно визначити техніко-економічний рівень нової розробки при великій кількості технічних та економічних показників достатньо важко. Однак

бажано визначити узагальнюючу оцінку техніко-економічного рівня НДДКР. Перспективність теми даної магістерської кваліфікаційної роботи можна оцінити за допомогою бального методу оцінок НДДКР. Бальна оцінка полягає в тому, що кожному параметру присвоюється певний бал в залежності від різних факторів. Для узагальнюючої оцінки технічного рівня береться сума балів за всіма показниками.

В таблиці 1.2 наведено критерії та бальна оцінка для визначення наукового та технічного рівня науково-дослідної роботи.

Таблиця 1.2 – Критерії та бальна оцінка для визначення наукового, технічного та економічного рівня науково-дослідної роботи.

Критерії оцінки	Шкала критеріїв	Індекс оцінки
Час, необхідний для проведення НДР	2 роки і менше	+2
	3 роки	+1
	4 роки	0
	5-6 років	-1
	7 років і більше	-2
Технічні показники результатів розробки	Вище рівня кращих світових зразків	+2
	На рівні кращих світових зразків	0
	Нижче рівня кращих світових зразків	-2
Можливості отримання авторських свідоцтв на винахід	Впевненість в отриманні авторських свідоцтв	+2
	Часткові можливості	0
	Можливості немає	-1
Строк окупності витрат	2 роки і менше	+3
	3-4 роки	+2
	5 років	0
	6-7 років	-1
	8 років і більше	-2

Виходячи з цього, для ефективного дослідження доцільно орієнтуватися на час проведення НДДКР - 2 роки і менше (+2), при чому технічні показники результатів плануються на рівні кращих світових зразків (0); також існує впевненість в отриманні авторських свідоцтв (+2); строк окупності витрат 2 роки і менше (+3).

В таблиці 1.3 наведено можливі результати оцінки теми НДДКР.

Таблиця 1.3 – Можливі результати оцінки теми НДДКР

Сума індексів	Оцінка теми
Позитивна(+)	Розробка є досить перспективною
Задовільна(0)	Розробка перспективна
Негативна(-)	Розробка не перспективна

Проаналізувавши дані таблиць 1.2 та 1.3, та підрахувавши загальну суму балів (+2+0+2+3=+7), робимо висновок, що розробка є досить перспективною.

1.8 Оцінювання комерційного потенціалу розробки

Метою проведення технологічного аудиту є оцінювання комерційного потенціалу розробки (результатів НДДКР), створеної в результаті науково-технічної діяльності. В результаті оцінювання робиться висновок щодо напрямів (особливостей) організації подальшого її впровадження з врахуванням встановленого рейтингу.

Рекомендується здійснювати оцінювання комерційного потенціалу розробки за 12-ма критеріями, наведеними в таблиці 1.3. [2]

Таблиця 1.4 - Рекомендовані критерії оцінювання комерційного потенціалу розробки та їх можлива бальна оцінка

Бали (за 5-ти бальною шкалою)					
Критерій	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції:					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція не підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена практиці	Перевірено на роботоздатність продукту в реальних умовах
Ринкові переваги (недоліки):					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно до рівное цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж	Експлуатаційні витрати на рівні	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж

Результати оцінювання комерційного потенціалу розробки зведемо до таблиці 1.5.

Таблиця 1.5 - Результати оцінювання комерційного потенціалу розробки

Критерії	експерт		
	1	2	3
	Бали, виставлені експертами:		
1	3	3	3
2	3	3	4
3	3	2	3
4	3	4	2
5	3	3	2
6	3	4	2
7	3	2	4
8	4	4	3
9	3	3	3
10	3	3	3
11	2	3	4
12	3	3	3
Сума балів	36	37	35
Середньоарифметична сума балів СБ	36		

За даними таблиці 1.5 зробимо висновок щодо рівня комерційного потенціалу розробки. При цьому доцільно користуватися рекомендаціями, наведеними в таблиці 1.6. [2]

Таблиця 1.6 - Рівні комерційного потенціалу розробки

Середньоарифметична сума балів СБ , розрахована на основі висновків експертів	Рівень комерційного потенціалу розробки
0 - 10	Низький
11 - 20	Нижче середнього
21 - 30	Середній
31 - 40	Вище середнього
41 - 48	Високий

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки становить 36 балів, що, згідно таблиці 1.6, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

1.9 Розрахунок узагальненого коефіцієнта якості для нового рішення

В процесі дослідження розробки для удосконаленого гастроентеростимулятора необхідно розглянути основні технічні показники, які по-різному впливають на загальну якість розробки, для аналізу якості інноваційного рішення.

Узагальнений коефіцієнт якості (B_n) для нового технічного рішення розрахуємо за формулою [3]:

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \cdot \beta_i, \quad (1.1)$$

де k – кількість найбільш важливих технічних показників, які впливають на якість нового технічного рішення;

α_i – коефіцієнт, який враховує питому вагу i -го технічного показника в загальній якості розробки. Коефіцієнт α_i визначається експертним шляхом і при

цьому має виконуватись умова $\sum_{i=1}^k \alpha_i = 1$;

β_i – відносне значення i -го технічного показника якості нової розробки.

Відносні значення β_i для різних випадків розраховують за такими формулами:

- для показників, зростання яких вказує на підвищення в лінійній залежності якості нової розробки:

$$\beta_i = \frac{I_{ni}}{I_{ai}}, \quad (1.2)$$

де I_{ni} та I_{na} – чисельні значення конкретного i -го технічного показника якості відповідно для нової розробки та аналога;

- для показників, зростання яких вказує на погіршення в лінійній залежності якості нової розробки:

$$\beta_i = \frac{I_{ai}}{I_{ni}}; \quad (1.3)$$

Використовуючи наведені залежності можемо проаналізувати та порівняти техніко-економічні характеристики аналогу та майбутньої розробки на основі

отриманих наявних та проектних показників, а результати порівняння зведемо до таблиці 1.7.

Таблиця 1.7 – Порівняння основних параметрів пристрою що проектується та аналога.

Показники (параметри)	Одиниця вимірювання	Аналог	Проектований пристрій	Відношення параметрів нової розробки до аналога	Питома вага показника
1.Напруга живлення	В	220	220	1	0,05
2.Потужність	Вт	10	3,5	2,86	0,15
3. Маса	Кг	4	0,5	8	0,2
4.Максимальна величина струму	мкА	35	30	1,17	0,25
5.Режим лікування	шт	6	8	1,33	0,1
6.Термін напрацювання на відмову	год	2000	4000	2	0,05
7.Точність	%	5	2	2,5	0,2

Узагальнений коефіцієнт якості (B_n) для нового технічного рішення удосконаленого гастроентеростимулятора складе:

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \cdot \beta_i = 1,0 \cdot 0,05 + 2,86 \cdot 0,15 + 8,0 \cdot 0,2 + 1,17 \cdot 0,25 + 1,33 \cdot 0,1 + 2 \cdot 0,05 + 2,5 \cdot 0,2 = 3,1$$

Отже за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, удосконалений гастроентеростимулятор переважає існуючі аналоги приблизно в 3,1 рази.

1.10 Прогнозування витрат на виконання НДДКР

Також для обґрунтування доцільності проведення досліджень потрібно провести попередній розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи. Для визначення суми витрат на проведення НДДКР передбачено складання приблизного кошторису цих витрат [2].

1. Основна заробітна плата дослідників та розробників складе приблизно 40900,00 грн.

2. Витрати на основну заробітну плату робітників, що здійснюють підготовку робочих місць необхідних для досліджень, підготовку та формування дослідного зразка складе в межах 2500,00 грн.

3. Додаткова заробітна плата розробників складе приблизно 4340,00 грн.

4. Нарахування на заробітну плату розробників складуть приблизно 10500,00 грн.

5. Витрати на основні матеріали складуть приблизно 8800,00 грн.

6. Величина амортизаційних відрахувань приблизно 1550,00 грн.

7. Витрати на електроенергію при проведенні досліджень 430,00 грн.

Інші витрати складуть в межах 87000,00 грн.

Загальні витрати на проведення досліджень

$$V = 40900,00 + 2500,00 + 4340,00 + 10500,00 + 8800,00 + 1550,00 + 430,00 + 87000,00 = 156020,00 \text{ (грн.)}$$

1.11 Доцільність науково-дослідної роботи

Для обґрунтування доцільності виконання науково-дослідної роботи використовується спеціальний комплексний показник, що враховує важливість, результативність роботи, можливість впровадження її результатів у виробництво, величину витрат на роботу.

Комплексний показник K_p рівні НДР розраховується за формулою [3]:

$$K_p = \frac{I^n \cdot T_c \cdot R}{B \cdot t}, \quad (1.4)$$

де I - коефіцієнт важливості роботи, $I = 2 \dots 5$;

n - коефіцієнт використання результатів роботи; $n = 0$, коли результати роботи не будуть використовуватись; $n = 1$, коли результати роботи будуть використовуватись частково; $n = 2$, коли результати роботи будуть використовуватись в дослідно-конструкторських розробках; $n = 3$, коли

результати можуть використовуватись навіть без проведення дослідно-конструкторських розробок;

T_c - коефіцієнт складності роботи, $T_c = 1...3$;

R - коефіцієнт результативності роботи; якщо результати роботи плануються вище відомих, то $R=4$; якщо результати роботи відповідають відомому рівню, то $R=3$; якщо нижче відомих результатів, то $R=1$;

B – вартість НДР, (тис.грн.);

t - час дослідження роботи, років.

Підставляючи числові дані в (1.10) отримаємо

$$K_p = \frac{3^2 \cdot 3 \cdot 3}{156,0 \cdot \frac{1}{12}} = 6,23.$$

Оскільки $K_p > 1$, тому науково-дослідну роботу можна вважати економічно доцільною з достатньо високим науковим, технічним та економічним рівнем.

Висновки

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки становить 36 балів, що свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього). При оцінюванні за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, удосконалений пристрій переважає існуючі аналоги приблизно в 3,1 рази. Отже можна зробити висновок про доцільність проведення НДДКР з розробки гастроентеростимулятора.

2 ДОСЛІДЖЕННЯ ТА РОЗРОБКА МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ СТИМУЛЯЦІЇ ШКТ

2.1 Методи дослідження ШКТ

Експериментальні та клінічні дослідження біологічних об'єктів здійснюють з використанням загальноприйнятих об'єктивних методів: фракційне дуоденальне зондування; пероральна і внутрішньовенна холецистографія; радіогепатографія (дослідження проводили на гамма камері LFOV з комп'ютером Scintiviv фірми Searle); інтра- і післяопераційна холангіоманометрія. Контроль ефективності трансдуоденальні електроімпульсно впливу на жовчовидільну функцію печінки здійснювали за допомогою ультразвукового та рентгенологічного досліджень. Для оцінки впливу електричної стимуляції на секреторну функцію печінки застосували метод дебітометрії з абтурацією гумовим балончиком загальної жовчної протоки.

Для отримання об'єктивної інформації по моториці шлунково-кишкового тракту використовують метод електрогастрографії із застосуванням електрогастрографія ЕГС-4М і фонограф перистальтичних шумів за допомогою спеціально розробленого апарату електрофонографа. Реєстрацію внутрикишечного тиску здійснювали за допомогою розробленого методу баллонокінезіографії.

Як електростимулятор для визначення оптимальних параметрів стимулюючого струму застосовують серійний стаціонарний електростимулятор «Ендотон - 1Б» і спеціально сконструйовані лабораторні електростимулятори з розширеними діапазонами регулювання основних параметрів. Для дослідження кінетики електрохімічних процесів застосовують потенціостат, осцилограф, стандартну трьохелектродну хімічну чарунку.

Проведений огляд літератури з практичної електричної стимуляції шлунково-кишкового тракту дозволив визначити орієнтовні характеристики стимулюючого струму, на які ставиться терапевтичний ефект:

форма імпульсу струму на активному навантаженні -
прямокутна; тривалість імпульсу - близько 1 мс;
частота проходження імпульсів - 10 ... 60 Гц;
заряд в стимулюючому імпульсі 10^{-6} Кл;
тривалість серії імпульсів - близько 300 мс;
методика стимуляції - біполярна.

Виходячи з встановленого факту наявності зв'язку між електричною та моторною активністю шлунково-кишкового тракту, проаналізовано матеріал, що стосується механізму спонтанної активності клітин гладких м'язів кишечника, з метою адекватного моделювання «зовнішнього подразника». Визначено зони електричного впливу на шлунково-кишковий тракт (зони «водіїв ритму») при необхідності введення електростимулятора на катетері.

Вивчення реакцій у біологічних об'єктів на електричне вплив, встановлення лікувальних критеріїв біологічних систем і оптимізація параметрів електричного струму є важливим науковим етапом при проектуванні електростимуляційної апаратури.

Великим досягненням в цій області стала поява в широкій медичній практиці, створених авторським колективом на чолі з академіком В.В. Пкарським, автономних електростимуляторів шлунково-кишкового тракту, виконаних у вигляді ковтати лікарської капсули.

На основі всебічних досліджень *in vitro* і *in vivo*, аналізу клінічного матеріалу по застосуванню АЕС ШКТ і розроблених фундаментальних принципів проектування виробів подібного класу, проведено комплекс робіт з удосконалення даних апаратів з метою підвищення їх лікувальної ефективності, надійності, безпеки, розширення сфер застосування і кола користувачів .

Важливе наукове значення має матеріалознавчий етап, призначений для забезпечення енергетичної та речовинної адекватності БТС. З огляду на вимоги, що пред'являються до електродів, проведені електрохімічні дослідження ряду широко застосовуваних у медицині та найбільш стійких до впливу агресивних середовищ ШКТ матеріалів. Для вивчення обрані вуглеграфітові матеріали, титан (і його сплави), деякі сорти нержавіючої сталі (аустенітного і

мартенситного класів), кобальтонікелевіє сплави.

Встановлено, що зі зменшення енергетичних втрат при передачі стимулюючого імпульсу біологічному об'єкту досліджувані матеріали розташовуються в наступній послідовності: титан (і його сплави) - скловуглець - углеграфіт - нержавіючі сталі і кобальтонікелевіє сплави. При цьому максимальна сумарна поляризація електродів з титану складає в шлунковому соку - $6,19 \pm 0,14$ В; в жовчі - $5,63 \pm 0,39$ В, для електродів з нержавіючої сталі в шлунковому соку - $1,90 \pm 0,19$ В; в жовчі - $1,52 \pm 0,15$ В. В інтервалі температур 308 ... 318 К значення електродної поляризації в межах помилки не залежать від температури.

За ростом стійкості до електрохімічного анодного окислення матеріали розташовуються в зворотній послідовності. Причому швидкість анодного розчинення сталей мартенситного класу на три порядки вище, ніж у сталей аустенітного класу (максимальна швидкість анодного розчинення сталі 12Х18Н9Т становить $(3,5 \pm 0,35; 5,8 \pm 0,79)$ г / м² · год в діапазоні температур людського тіла).

Максимальна поляризація і максимальна швидкість анодного окислення спостерігаються на циліндричній частині електродів. Встановлений факт врахований при промисловому виготовленні електродів.

Вивчення електрохімічної поведінки електродів в реальних умовах роботи при імпульсному живленні дозволило встановити, що після кожної серії імпульсів, періодичністю проходження більше 2,5 с, стаціонарні потенціали електродів повертаються до початкового значення. Причому, зміна шлункового соку на жовч не призводить до їх суттєвих змін. Дані результати свідчать про постійну ефективності електроімпульсно впливу при знаходженні електростимулятора в шлунково-кишковому тракті.

На підставі проведених досліджень встановлено прийнятність нержавіючої сталі аустенітного класу (12Х18Н9) для електродів автономних електростимуляторів ШКТ.

Дослідження продуктів корозії електродів електростимуляторів в процесі їх роботи в імітованих і в реальних середовищах ШКТ показали, що їх

концентрація знаходиться на рівні концентрації аналогічних елементів в організмі. Даний факт вказує на нешкідливість використовуваних електродів з нержавіючої сталі марки 12Х18Н9, підтверджується токсикологічними випробуваннями у ВНШМТ (м.Москва) і в подальшому відсутністю будь-яких побічних ефектів.

Застосування графітових матеріалів, завдяки їх розвиненою робочої поверхні, рекомендовано для адаптивних електростимуляторів, де потрібно детектування сигналів від стимульованих біологічних об'єктів.

Титан, незважаючи на високі значення сумарної електродної поляризації (повне блокування ЕРС застосовуваних джерел струму), але завдяки своїм унікальним електрофізичних властивостях, може бути використаний в якості електродного матеріалу при відповідній зміні схеми генератора стимулюючих імпульсів.

З метою оптимізації функціональних блоків генераторів стимулюючих імпульсів вивчені електропровідності шлункового соку - $\chi_{рН}$ і жовчі - χ в залежності від температури - $T = T - T_0$, де T - температура середовища в К; T_0 - абсолютна температура (2730К) і значення водневого показника - pH . Отримано напівемпіричні формули:

$$\chi_{рН} \cdot 10^3 = (14,2 - 2,3pH) + (0,32 - 0,06pH) \cdot T, (\text{Ом} \cdot \text{см}^{-1}),$$

$$\chi_{рН} \cdot 10^3 = 7,25 + 0,324 \cdot T, (\text{Ом} \cdot \text{см}^{-1}).$$

Встановлені залежності знаходяться в повній відповідності з існуючими теоретичними уявленнями про електропровідності електролітів. Розрахунки показують, що питомі електропровідності шлункового соку і жовчі є величинами одного порядку.

2.2 Дослідження конструкцій автономних стимуляторів ШКТ

Принципи конструювання автономних електростимуляторів ґрунтється на виконанні поставлених перед ними завдань, при цьому в основі розробки лежить звичайний дуоденальний зонд ТУ 38.106.182-77, роль оливи в якому буде виконувати безпосередньо капсула-електростимулятор.

Автономні електростимулятори-зонди - це апарати багатofункціонального призначення та багаторазового застосування, призначені, з одного боку, для профілактики і лікування захворювань гепатопанкреатодуоденальної зони, зокрема, відновлення динаміки жовчовиділення і секреторної функції печінки, а з іншого - для відновлення моторно-евакуаторної діяльності травного тракту, виконуючи при цьому роль адекватного «водія ритму» кишечника. Конструюючи даний під- клас апаратів, переслідувалися додаткові цілі: здійснити транспорт лікарських препаратів, вітамінів і харчових добавок в зону електростимуляції; проводити ентеральне харчування; аспиритувати вміст шлунка і дванадцятипалої кишки для діагностичних цілей; проводити декомпресію стимульованих органів.

Для задоволення цільової функції електростимуляторів даного класу були розроблені електроди нової конструкції, що забезпечують збереження дренажної функції катетера, шляхом формування аспіраційних отворів на сферичній частині електрода або на бічній поверхні штуцера. Розроблена конструкція електростимулятора забезпечує заміну (або установку) елементів живлення зі збереженням герметичності капсули. Комплектування електростимулятора-зонда додатковим електродом без штуцера дозволяє трансформувати його в електростимуляторкапсулу.

Поряд з основним варіантом, розроблений модернізований електростимулятор-зонд, призначений для застосування в дитячій клінічній практиці. Спеціально для проктологів розроблений ректальний електростимулятор. Він відрізняється укороченою трубкою зонда і наявністю стилета, вигнутого в формі крижів для введення електростимулятора в пряму кишку.

Застосовуючи загальноприйнятні об'єктивні методи оцінки жовчовидільної функції печінки: фракційне дуоденальне зондування (ФДЗ), пероральна і внутрішньовенна холецистографія, радіогепатографія, інтра- і післяопераційна холангіоманометрія, з подальшою оцінкою моторної функції дванадцятипалої і прямої кишок методом реєстрації їх діяльності, оптимізовані параметри електричних стимулюючих імпульсів електростимуляторів- зондів.

Оптимізацію параметрів стимулюючого струму проводили на хворих з однаковим ступенем вираженості і характером паталогічна процесу, невеликій різниці у вазі і в зростанні, однаковою статевою приналежністю, а головне, з однаковими даними ФДЗ (обстежено 74 особи). Основна увага була приділена періодичності проходження серій стимулюючих імпульсів. Інші параметри досить повно проаналізовані як в літературі, так і нашими дослідженнями при розробці нових модифікацій АЕС ШКТ.

За даними ФДЗ, внутрішньовенної холецистографії і холангіоманометрії встановлено, що оптимальна послідовність серій імпульсів повинна становити $7,0 \text{ с} \pm 25\%$. Ці дані практично співпадають з оціненими, частотними показниками дванадцятипалої кишки, отриманих на групі здорових осіб $(8,4 \dots 9,8) \pm 0,4 \text{ кол} / \text{хв.}$, При цьому тиск у дванадцятипалій кишці досяг величин порядку $110 \dots 130 \text{ мм вод. ст.}$

Правомірність обраних посилок серій стимулюючих імпульсів підтверджено методом холангіоманометрії по зменшенню часу встановлення тиску проходження жовчі в холедохе (близько 20%) і самого тиску (більш ніж на 30%).

За даними холецистографії встановлено, що після закінчення курсу лікування (4 ... 6 сеансів електричної стимуляції) значно поліпшуються: пропускна здатність сфінктера Одді; скорочувальна здатність жовчного міхура і його рухова функція. При цьому показник рухової функції жовчного міхура $0,69 \dots 0,03$ наближається до значення його у здорових людей (в нормі це $0,72-0,02$).

Для оцінки впливу електричної стимуляції на секреторну функцію печінки застосовуються методи дебітометрії з гумовим балончиком загальної жовчної протоки, що виключає скидання секреторною жовчі в дванадцятипалу кишку у хворих з видаленим жовчним міхуром (через складність методики обстежено лише 3 пацієнта). Після електричної стимуляції вихід жовчі збільшувався в 1,6-1,8 рази.

Застосування трансдуоденальні і трансректального методів електричної стимуляції показали, що електричне вплив на будь-які ділянки кишечника проявляється в місцевій і загальній реакції. Місцева реакція проявляється в

сильному стягуванні кільцевої мускулатури у місця впливу, а загальна - у вигляді поширення перистальтичні хвилі дистальніше місця впливу. Встановлено також, що при електричній стимуляції дванадцятипалої кишки швидше і в більшій мірі посилюється моторна активність верхніх відділів ЖКТ, а потім відбувається поетапне відновлення моторики всього кишечника.

Дослідження впливу електричної стимуляції на хворих з парезами або паралічами ШКТ показали, що активізація моторики кишечника настає швидше при стимуляції його імпульсами струму з параметрами, відповідними автономному електростимулятором-капсулі з періодичністю посилок серій стимулюючих імпульсів $3,5 \text{ с} \pm 25\%$.

Конструкцію автономного електростимулятора, що забезпечує постановку елементів живлення в капсулу і остаточну насадку другого електрода на втулку безпосередньо перед його використанням. Даний факт дозволяє зберігати електростимулятори необмежений час до їх застосування.

Сконструйований електростимулятор шлунково-кишкового тракту з активним кільцевим електродом. Конструкція електростимулятора містить контейнер для транспорту готових форм лікарських препаратів (вітамінів, харчових добавок).

Автономні електростимулятори, досліджені в даній роботі, можуть бути широко впроваджені в галузі медичного приладобудування, і повністю задовольнити практичні потреби медицини в простих і надійних апаратах для відновлення жовчовидільної і секреторної функцій печінки і моторно-евакуаторної функції шлунково-кишкового тракту.

2.3 Адаптивні електростимулятори

Адаптивні системи підрозділяються на системи без зворотного зв'язку і зі зворотним зв'язком. Процес адаптації без зворотного зв'язку складається з вимірів характеристик вхідного ³ сигналу або ² навколишнього середовища, введення цієї інформації в якийсь алгоритм і використання результатів для регулювання адаптивної системи. При адаптації зі зворотним зв'язком, крім того,

автоматично вносяться корекції, і з метою оптимізації параметрів функціонування системи, визначається їх вплив на вихідний сигнал. Цей процес можна назвати адаптацією з функціональної зворотним зв'язком.

На підставі аналізу літературних даних встановлено, що перенос харчової грудки (отже, і пересування електростимулятора) в оральноанальному напрямку здійснюється за рахунок пропульсивних перистальтичних рухів, що поширюються уздовж травного тракту на зразок хвилі. Перетяжка кишечника є просуває зоною електростимулятора. На кінці електростимулятора, що примикає до рушійної зони, під час скорочення тиск буде вище, ніж на його протилежному кінці. Реєстрація цієї різниці тисків дозволить судити про знаходження капсули електростимулятора в місці максимального скорочення кишечника і посилювати їх синхронно з допомогою електричних імпульсів від генератора електростимулятора.

Найбільш широко датчики таких типів застосовувалися в радіокапсулі, призначених для вимірювань тиску в порожнистих органах людини при змінах його величини в межах від 0 до 300 см вод. ст.

Використання диференціальної схеми обробки сигналів від датчиків тиску дозволяє практично виключити вплив дестабілізуючих факторів (вологість, температура і т. Д.), Виділити різницевий сигнал і отримати стробіруючий імпульс, який використовується для запуску генератора стимулюючих імпульсів електростимулятора.

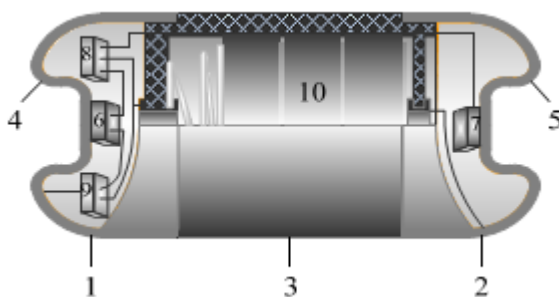


Рисунок 2.1 - Адаптивний електростимулятор шлунково-кишкового тракту:

1,2 - електроди; 3 - втулка; 4,5 - мембрани; 6,7 - датчики тиску; 8 - диференціальне підсилювач; 9 - генератор стимулюючих імпульсів; 10 - джерело живлення

З відомого факту комплексного характеру електричного імпедансу біологічних об'єктів і його дисперсійних властивостей розроблені адаптивні електростимулятори, генератор стимулюючих імпульсів яких управляється сигналом зміни електричного імпедансу тканин шлунково-кишкового тракту, виміряного на низьких частотах, і представляє зміна опору міжклітинної середовища при актах скорочення гладком'язових мускулатури кишечника.

При біполярному способі вимірювання імпедансу виникають складнощі у зв'язку з дрейфом контактного опору на кордоні електрод - біологічний об'єкт. Одним з ефективних методів зменшення контактного опору і його дрейфу є збільшення розмірів електродів. За інших рівних умов електрод з більшою площею матиме менший контактний опір (і відповідно, менший дрейф) за рахунок зменшення щільності струму в місці контакту. Але резерви цього методу невеликі через обмежений розміру капсули електростимулятора. Частково це завдання вирішується застосуванням електродів з вуглеграфітових матеріалів, завдяки їх розвиненою активної поверхні при незмінних геометричних розмірах.

Практично дана проблема вирішується застосуванням тетраполярного способу вимірювання імпедансу біологічних об'єктів. Сутність тетраполярная способу полягає в тому, що струм до біологічного об'єкту підводиться через два електроди (струмових), а падіння напруги вимірюється двома іншими (потенційними) електродами. При даному способі вимірюваний імпеданс не залежить від контактного опору електродів і має істотно меншою чутливістю до його дрейфу. Даний спосіб був застосований при конструюванні електростимуляторів-капсул.

2.4 Імплантовані електростимулятори ШКТ

Проведені експерименти на тваринах по оптимізації струму стимуляції дозволили встановити, що для репаративних процесів м'якої сполучної тканини, оптимальними є наступні параметри електричного струму:

амплітуда імпульсу струму знаходиться в межах 0,6 ... 1 мА;

частота проходження стимулюючих імпульсів в серії - 30 ... 100 Гц;
тривалість серії імпульсів - не менше 300 мс;
оптимальний час імплантації - до 21 діб; форма імпульсу - прямокутна;
тривалість імпульсу (обгрунтована в попередніх розділах) - 0,8 ... 1,0 мс;
періодичність посилок серій імпульсів - 3 ... 5 с;
електростимуляція з паузами.

Теоретично обгрунтовані вимоги до електродів електростимулятора і їх конструкції: виконання у вигляді провідників (обумовлено формами, розмірами операційного шва і необхідністю імплантації електродів паралельно операційного шву, вимогами мінімальної маси); легкість імплантації (швидкість і надійність закріплення на аллопротезе) і вилучення з організму після загоєння (мінімальна травматизація).

Дослідження різних матеріалів дозволили рекомендувати корозійностійкий немагнітний сплав 40K27НХМ з танталом (ТУ 14.1.1943-77) в якості електродного матеріалу для даних електростимуляторів.

Оптимізовано розташування електродів при електричній аллопластиці гризових дефектів і необхідне їх кількість. Найбільш раціональним розташуванням електродів - уздовж операційного шва з межелектродним відстанню 8 ... 10 см, при цьому поєднання двох електродів: анод - катод, задовольняє вимогам високого лікувального ефекту. Встановлено, що збільшення відстані між електродами до 15 ... 16 см електрична стимуляція протягом місяця не призводить до прискорення репаративних процесів.

З метою усунення небажаної стимуляції навколишніх електростимулятор здорових тканин, початкова частина електродів (від корпусу до операційної рани) захищається ізоляційним матеріалом.

Виходячи з вимог до ізоляційних матеріалів: біостабільності; нетоксичності; стійкості до тромбоутворення при контакті з кров'ю; стійкості до стерилізації; можливість отримання тонкостінних ізоляційних оболонок з хорошими механічними і електричними властивостями, зроблено висновок про можливість застосування в якості ізоляційних оболонок електродів суміші

гумової 52-336 / 4 і полідіметілсілаксана.

Як правило, імплантовані електростимулятори містять герметичний корпус з ув'язненою всередині електронною схемою з джерелом живлення і стимулюючі електроди. Поверхня корпусу повинна бути гладкою, що сприяє його інкапсуляції (обростання тонкої тканинної капсулою). Форма корпусу повинна забезпечити щільне прилягання тканин до всіх його стінок в сформованому для електростимулятора ложе. З цієї точки зору найбільш прийнятною в даному випадку є форма корпусу у вигляді циліндра з закругленими підставами.

Чималу роль в усуненні шкідливих впливів на організм має маса виробу. Її мінімізація зменшує ризик утворення пролежня в ложі електростимулятора і, отже, усуває одну з причин незапланованої операції по ліквідації його наслідків.

У зв'язку з тим, що роль електродів виконують провідники, природно, виникає проблема герметичного з'єднання їх з електронною схемою приладу. Існуючі конструкції гермовиводов і способи їх виготовлення виявилися неприйнятними для апаратів даного класу. Тому була розроблена спеціальна конструкція гермовивода з використанням системи ковар - скло - ковар, застосування якої дозволяло забезпечити необхідну герметичність і зберегти електрофізичні параметри дротяних електродів.

Мінімальний струм споживання схемою забезпечується застосуванням інтегральної КМОП технології. Мінливість значення порога збудження в часі (поріг збудження зростає в результаті обростання електродів сполучною тканиною) обумовлює необхідність застосування стабілізатора струму на виході генератора стимулюючих імпульсів.

У представлених конструкціях імплантованих електростимуляторів сполучної тканини (Рис 2.2) враховані всі вимоги з безпеки і надійності виробів подібного класу.

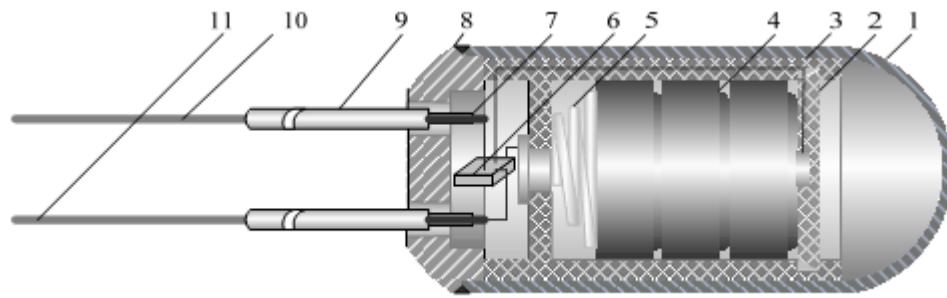


Рисунок 2.2- Імплантований електростимулятор сполучної тканини: 1 - кожух; 2 - кришка; 3 - корпус блоку живлення; 4 - джерело струму; 5 - пружина; 6 - ГС генератора; 7 - коваровая трубка; 8 - кришка корпусу; 9 - ізолятори електродів; 10,11 - дротяні електроди.

3 КОНСТРУКТОРСЬКО-ТЕХНОЛОГІЧНИЙ РОЗДІЛ

3.1 Аналіз схеми електричної принципової

Задаючий генератор - виконаний на трьох логічних елементах "I-He" - мікросхемі DD3 (SN7400), конденсаторі C14 і потенціометрі R52. Потенціометр служить для підстроювання частоти. З задаючого генератора напруга опорної частоти подається на дільник частоти, виконаний на мікросхемах: DD5 (SN7493), DD6, DD8, DD9 (SN7490).

Блок комутації виконаний на перемикачах S2-S4 і служить для вибору параметрів стимуляції. Через нього напруга надходить на формувач імпульсів, виконаний на мікросхемах DD4 і DD7 (SN7430). Залежно від комбінації імпульсів, що подаються на входи формувача, на його виході – DD4 (8) виходять монополярні імпульси або біполярні імпульси, заповнені імпульсами частоти 1000 Гц; на DD7 (8) - біполярні імпульси, заповнені імпульсами частоти 1000 Гц, які зрушені по фазі на 180° відносно імпульсів 1000 Гц на виході DD4 (8).

З виходу формувача управляючі напруги надходять на підсилювач потужності.

Підсилювач потужності виконаний по мостовій схемі на транзисторах різного типу провідності (VT3, VT4, VT8, VT9), що працюють у ключовому режимі. Нижні плечі моста виконані на транзисторах VT4, VT9 - BC817, а верхні плечі - на транзисторах VT3, VT8 - BC807. Режим транзисторів визначається резисторами R10, R14, R16, R20, R25, R27, R32 і конденсаторами C5, C8.

Вихідні напруги, що визначають частоту і режим стимуляції, подаються з виходів формувача імпульсів через резистори R59 і R60 на бази транзисторів VT4 і VT9, а вихідний струм знімається з колекторів транзисторів VT4 – VT8.

На транзисторі VT7, резисторах R13, R20, R21, R24, R29 і стабілітроні VD10 побудований генератор постійного струму, який, залежно від положення потенціометра R21, визначає значення вихідного струму.

Вимірювальний блок включений в ланцюг пацієнта і виконаний на мікроконтролері DD2 (PIC16F676). Вимірювальний блок реєструє падіння

напруги в ланцюжку резисторів R1, R2 і діоді VD1 і виводить дані на дисплей (семисегментний індикатор HG1). Калібрування вимірювального пристрою проводиться за допомогою резистора R38.

Захисний пристрій складається з оптрону VU1, який розв'язує ланцюг пацієнта від ланцюгів живлення і двох порогових елементів: тригера Шмідта, виконаному на транзисторах VT5, VT6, резисторах R12, R18, R19 R26, діоді VD11 і Д-тригері на мікросхемі DD1 (SN7474).

При струмі в ланцюзі пацієнта, що перевищує $50 \pm 7,5$ мА з виходу мікросхеми DD1 подається напруга на базу транзистора VT10, замикаючого обмотку реле K1. При цьому контакти реле K3-4 відключають живлення підсилювача потужності.

Блок живлення включає в себе трансформатор, два випрямляча, а також пристрій блокування. Перший випрямляч, створює стабілізовану напругу "14 В", виконаний за схемою на діодах VD3, VD4 і конденсаторах C2 і C3. Випрямлена напруга подається на стабілізатор напруги на транзисторах VT1, VT2, резисторах R6, R7, R15, R16, R17, R28, R33 і діодах VD8, VD9.

Другий випрямляч виконаний на діодному мосту VD2. Випрямлена напруга подається на інтегральний стабілізатор VR1 (LM7805), на виході якого виходить стабілізована напругу "5 В".

Реле K1 забезпечує блокування напруги живлення підсилювача потужності в разі, якщо потенціометр регулювання вихідного струму R21 знаходиться не в нульовому положенні. При цьому через контакти K3-5 реле K1, контакти 1-2 потенціометра R21 і резистора R8 напруга 14В подається на базу транзистора VT10, який замикає обмотку реле і напруга живлення не подається на підсилювач потужності. Аналогічно відбувається блокування живлення підсилювача потужності при перемиканні кнопок "ПР" (періодичний), "Безпер" (безперервний) при невиведеному в нульове положення регулятора струму.

3.2 Аналіз елементної бази

Для розробки і конструювання даного приладу необхідно визначитися з елементною базою, з якої буде складатися пристрій. Аналіз елементної бази здійснюється для визначення габаритних розмірів, маси і форми конструкції. В цьому розділі обираються найбільш оптимальні радіоелементи і визначаються їх конструктивні параметри.

Оскільки даний пристрій складається з багатьох радіокомпонентів, необхідно вибрати їх тип. Тому, на основі аналізу блоку, обираємо найбільш поширені вітчизняні та іноземні елементи. Такий вибір обумовлений тим, що вітчизняні радіокомпоненти досить широко поширені, мають малу вартість, а іноземні мають більш високі технічні характеристики.

Аналіз здійснюватимемо згідно з переліком елементів (наведений у додатку), використовуючи довідники. Під час аналізу обраховуються установочні площі радіо компонентів, фіксуються їх маси, а також визначаються, які з радіоелементів будуть винесені на корпус виробу (поза робочою платою), а які будуть встановлені безпосередньо на друкованій платі.

Всі радіоелементи, які наведені в переліку елементів будуть встановлені на робочу плату

Для радіоелементів установочні площі обраховуються двома шляхами, в залежності від форми корпусу:

1) якщо елемент має переріз круглий (для конденсаторів, транзисторів), то площа обчислюється за формулою [3]:

$$S = \frac{\pi \cdot d^2}{4}, \quad (3.1)$$

де d – діаметр компонента.

2) якщо радіоелемент розміщений на платі горизонтально (це стосується усіх радіокомпонентів з прямокутними корпусами), то установочна площа дорівнює:

$$S = a \cdot b, \quad (3.2)$$

де a , b – відповідно ширина і довжина установки[3].

Обчислимо установочні площі за наведеними вище формулами, та занесемо результати розрахунків до таблиці

Таблиця 2.1 – Характеристика елементної бази

Найменування	Кіл, шт	m, г	S _{заг} , мм ²	D _{виг} , мм	T, C ⁰	f, Гц	Лін. прис., g	Удар. прис., g
Конденсатори								
K50–35	5	6	300	0,46 0,6	-40..+85	1..600	30	90
GRM31	3	0,18	15,36	SMD	-55..+125	1...5000	25	80
GRM21	6	0,2	10	SMD	-55..+125	1..5000	25	80
Мікросхеми								
SN74	8	25,6	1170	0.46	-40..+85	8·10 ⁶ ...16·10 ⁶	30	90
LTV824S	1	0,8	31	PDSO	-65..+150	0,7·10 ⁶	25	60
LM358	1	1,5	78,75	0,46	-65..+150	0,7·10 ⁶	25	60
PIС16F676	1	1,8	146,25	0,46	-40..+85	0,7·10 ⁶	25	60
Реле								
V23026	1	2	5,12	0,8	-40..+85	1..2000	25	40
Резистори								
C1 - 4	1	0,5	28,8	0,6	-60..+70	1..2000	10	30
33G14	8	1	180	SMD	-55..+150	1..3000	20	100
SMD 0805	55	2,75	137,5	SMD	-55..+125	1..3000	15	75
Діоди								
GS1M	3	0,3	27,6	SMD	-55..+150	1..1000	40	50
RS1J	8	0,8	73,6	SMD	-55..+150	1..1000	40	50
Діодний міст								
KBPC101	1	3,36	255	0,6	-55..+125	1..1000	40	50
Стабілітрони								
BZV55C6V8	1	0,06	5	SMD	-55..+150	1..1000	40	50
BZX84C13	2	0,16	15	SMD	-65..+150	10·10 ⁷	15	60
Транзистори								
BC807	5	0,40	37,5	SMD	-65..+150	10·10 ⁷	15	60
BC817	5	0,40	37,5	SMD	-65..+150	10·10 ⁷	15	75
Стабілізатори напруги								
78L05	1	0,6	15,1	0,8	-40..+125	10·10 ⁴	15	60
LM7805	1	1,2	45	0,8	-40..+125	10·10 ⁴	15	60

3.3 Аналіз аналогічних конструкцій

Найближчим аналогом пристрою що розробляється є прилад « Ендотон-01Б» - прилад для стимуляції кишково шлункового тракту, що виготовлений в Росії. Апарат генерує монополярні імпульси прямокутної форми та серії біполярних імпульсів. Режим роботи приладу: неперервний та періодичний. Найбільше амплітудне значення вихідного струму 35мА. Частота монополярних імпульсів 12,5; 25; 50; 100 Гц , частота біполярних - 1000 Гц .

Інші конструкції відрізняються від нашої у невеликій мірі, в основному силою струму стимуляції та кількістю режимів. Тому зупинимо вибір на зазначеному.

Аналог має розміри 300×315×108 мм, вагу 4 кг. Корпус пластмасовий , білого кольору. В корпусі плата кріпиться за допомогою саморізів. Корпус складається з двох половинок, які з'єднуються фіксаторами. Електричні з'єднання між елементами виконані за допомогою пайки і є нероз'ємними.

Недоліками конструкцій є його великі габаритні розміри та маса, відсутній дисплей для виводу інформації , що ускладнює роботу з пристроєм. Вище зазначені фактори призводять до того, що постає проблема створити пристрій , який ні в чому не поступається даному, але в якого були б відсутні вище перераховані недоліки. Причому, по можливості, ввести щось нове чи функціонально розширити наявне.

Тому під час розробки нового пристрою були враховані позитивні і негативні сторони аналога та зроблені відповідні висновки.

У нашому гастроентеростимуляторі , порівняно з аналогом, буде застосовано вивід інформації на дисплей, що дає змогу спостерігати за його роботою , обирати потрібні параметри стимуляції . Наш пристрій порівняно з аналогом буде мати невеликі габаритні розміри, масу, та меншу ціну, що зробить його доступним для майже кожного громадянина.

3.4 Компонування пристрою

3.4.1 Загальні відомості та завдання комплектування

Компонування – це процес вибору форм, основних геометричних розмірів, визначення орієнтовної маси і розміщення в просторі елементів, вузлів, тощо, для забезпечення максимально корисного ефекту, що визначається схемою і призначенням РЕА. Результатом комплектування є комплектувальний ескіз[6].

При аналітичному методі оперують числовими значеннями різних комплектувальних характеристик, такими як розміри елементів, їх маса, площа, об'єм і.т.д[7].

Моделне комплектування найбільш розповсюджене із-за своєї простоти і наглядності. При цьому використовують плоскі або об'ємні моделі, виконані в вигляді спрощених креслень[7].

Суть методу графічного комплектування полягає в спрощеному графічному викреслюванні елементів РЕА, різних варіантів комплектування. Для цього використовують трафарети, штампи і.т.д[8].

В натурному комплектуванні замість моделі використовують реальні елементи : резистори, конденсатори, і.т.д.

Компонування блоків РЕА розглядається в трьох аспектах:

- із врахуванням вимог зручності складання, контролю, ремонту, механічного і електричного з'єднань, при цьому враховуються передусім ергономічні вимоги.

- функціональне комплектування – розміщення і встановлення елементів на друкованих платах з урахуванням функціональних і енергетичних вимог, а також щільності комплектування і встановлення елементів, щільності топології друкованих провідників[9] .

Попереднє комплектування перших двох аспектів полягає в визначенні форми і габаритних розмірів.

Функціональне комплектування проводиться з метою визначення основних розмірів друкованої плати, вибору способів проектування і виготовлення. Для проведення функціонального комплектування достатній перелік елементів. У

випадку насиченого, складного компоновання, крім переліку елементів необхідна принципова електрична схема приладу[7] .

Компонувальний ескіз, дозволяє виконати оцінку електромагнітним, тепловим, кінематичним і іншим паразитним зв'язкам, оцінити основні конструкторсько–технологічні рішення, розрахувати основні показники якості і можливість суміщення з іншими об'єктами при роботі [10].

3.4.2 Розробка різних варіантів конструкції та їх аналіз

Виходячи з того, що на корпусі пристрою є прямокутний виріз під дисплей та виходи роз'ємів підключення електродів, а також вирізи під перемикачі керування і в конструкції немає ніяких складних деталей, обираємо форму корпусу у вигляді прямокутного паралелепіпеда. Розглянемо три варіанти конструкції.

В першому варіанті плату розміщено у пластмасовому корпусі, в якому передбачено вирізи під перемикачі, роз'єми та дисплей. В такому випадку корпус має прямокутну форму – зручно і ефективно використовується простір і немає зайвих порожнин.

Дана конструкція проста і ремонтпридатна, кришка з корпусом скріплюється за допомогою саморізів. Плата розміщена у горизонтальній площині, що сприяє хорошему тепловому режиму роботи пристрою. Пластмаса має гарні діелектричні властості, що перешкоджає ураженню струмом пацієнта.

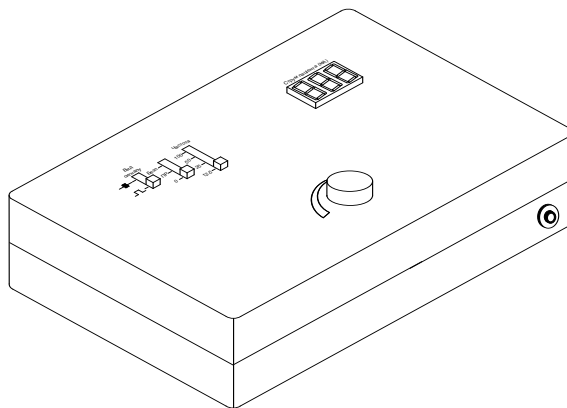


Рисунок 3.1 – Перший варіант конструкції корпусу

При такому варіанті конструкції значно спрощується розбірність, зменшується маса. До негативних показників можна віднести низьку ударостійкість.

Другий варіант конструкції передбачає аналогічне оформлення приладу, але корпус робимо металевим – алюмінієвим. Це зробить пристрій стійкішим до ударів, екранує його для запобігання завад, однак зросте маса корпуса та його ціна, а також не достатком є гострі кути в корпусі.

Третій варіант конструкції відрізняється від попередніх тим, що в ньому плату розділено на дві тобто органи керування та дисплей монтується на окремій платі. За рахунок цього зросте висота пристрою, але зменшиться довжина. Корпус – також пластмасовий, як і в першого варіанту.

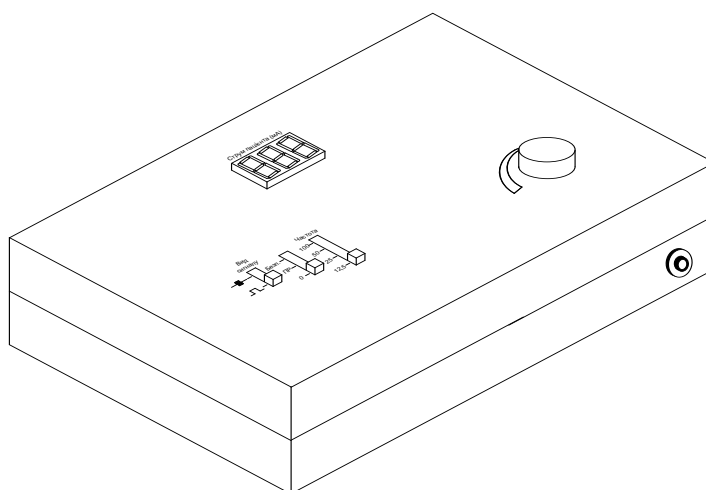


Рисунок 3.2 – Другий варіант корпусу

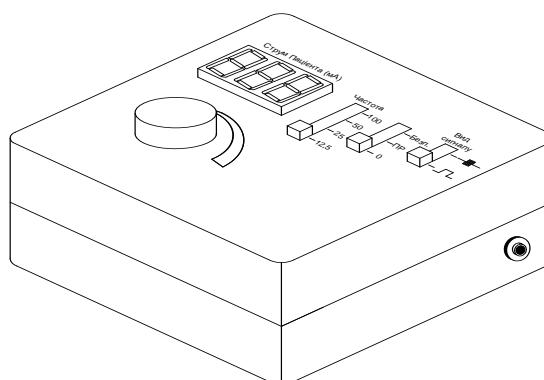


Рисунок 3.3 – Третій варіант корпусу

Щоб визначити оптимальний варіант конструкції, проведемо обрахунки мас, об'ємів та надійностей у всіх трьох варіантах, а потім порівняємо їх між собою, враховуючи вагові коефіцієнти.

3.4.3 Визначення габаритів та маси пристрою

Розміри плати визначаються за формулою:

$$S_{\text{плати}} = \sum S_{\text{уст.}} \times q \quad (q = 2...4), \quad (3.3)$$

де $\sum S_{\text{уст.}}$ – сума установочних площ усіх радіоелементів, що знаходяться на платі; q – коефіцієнт запасу[10].

Знаходимо $\sum S_{\text{уст.}}$, використавши дані з таблиці :

$$\sum S'_{\text{уст}} = \sum S''_{\text{уст}} = 5338 \text{ мм}^2 \approx 53,4 \text{ см}^2;$$

$$\sum S'''_{\text{уст1}} = 4108 \text{ мм}^2 \approx 41,1 \text{ см}^2;$$

$$\sum S'''_{\text{уст2}} = 1230 \text{ мм}^2 \approx 12,3 \text{ см}^2.$$

Маємо орієнтовну площу плат:

$$S'_{\text{плати}}^{\text{оп}} = S''_{\text{плати}}^{\text{оп}} = 5338 \times (2...4) = (10676...21352) \text{ мм}^2;$$

$$S'''_{\text{плати1}}^{\text{оп}} = 4108 \times (2...4) = (8216...16432) \text{ мм}^2;$$

$$S'''_{\text{плати2}}^{\text{оп}} = 1230 \times (2...4) = (2460...4920) \text{ мм}^2.$$

Реальні розміри плати 140×100 мм для перших двох варіантів, і 93×93 і 30×85 – для третього варіанту, при цьому площі плат:

$$S'_{\text{плати}} = S''_{\text{плати}} = 14000 \text{ мм}^2 = 140 \text{ см}^2;$$

$$S'''_{\text{плати1}} = 8649 \text{ мм}^2 = 86,5 \text{ см}^2;$$

$$S'''_{\text{плати2}} = 2550 \text{ мм}^2 = 25,5 \text{ см}^2.$$

Висота корпусу залежить від максимальної висоти радіо компонентів[4]. В даному випадку у пристрої найвищим елементом є трансформатор ТП-112 – 40 мм.

$$h_{\text{плати з элем.}} = 40 \text{ мм.}$$

Знаходимо об'єми плат та їх масу [10]:

$$V'_{\text{пл}} = V''_{\text{пл}} = S'_{\text{плати}} \times h = 140 \times 0,15 = 21 \text{ см}^3;$$

$$V'''_{\text{пл1}} = S'''_{\text{плати1}} \times h = 86,5 \times 0,15 = 12,9 \text{ см}^3;$$

$$V'''_{\text{пл2}} = S'''_{\text{плати2}} \times h = 25,5 \times 0,15 = 3,8 \text{ см}^3;$$

$$m'_{\text{пл}} = m''_{\text{пл}} = V'_{\text{пл}} \times \rho_{\text{мат}} = 21 \times 1,6 = 33,6 \text{ г};$$

$$m'''_{\text{пл1}} = V'''_{\text{пл1}} \times \rho_{\text{мат}} = 12,9 \times 1,6 = 21 \text{ г};$$

$$m'''_{\text{пл2}} = V'''_{\text{пл2}} \times \rho_{\text{мат}} = 3,8 \times 1,6 = 6,1 \text{ г}.$$

Масу радіоелементів знайдемо з таблиці. Маса елементів, що розміщені на платі:

$$m^I_{\text{ел.пл}} = m^II_{\text{ел.пл}} = 260,1 \text{ г};$$

$$m^III_{\text{ел.пл1}} = 255,5 \text{ г};$$

$$m^III_{\text{ел.пл2}} = 4,6 \text{ г}.$$

Маса стійок для третього варіанту а також маса з'єднувального шлейфу та дротів =8г.

Сумарна маса елементів для всіх варіантів:

$$m^I_{\text{ел}} = m^II_{\text{ел}} = 260,1 \text{ г};$$

$$m^III_{\text{ел}} = m^III_{\text{ел.пл1}} + m^III_{\text{ел.пл2}} = 255,5 + 4,6 = 260,1 \text{ г}.$$

Габаритні розміри приладу, скомпонованого за варіантом I визначаємо наступним чином.

Внутрішній об'єм залежить від об'єму, який займає плата з радіоелементами (плюс певний запас).

Для першого варіанту:

внутрішні розміри:

а) висота $h_{\text{вн}} = h + h_{\text{зап}} = 40 + 10 = 50 \text{ мм};$

б) довжина $a_{\text{вн}} = a_{\text{пл}} + a_{\text{зап}} = 140 + 10 = 150 \text{ мм};$

в) ширина $b_{\text{вн}} = b_{\text{пл}} + b_{\text{зап}} = 100 + 10 = 110 \text{ мм};$

зовнішні габарити (з урахуванням товщини корпусу):

а) висота $h_{\text{зовн}} = h_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 50 + 2 \times 2 = 54 \text{ мм};$

б) довжина $a_{\text{зовн}} = a_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 150 + 4 = 154 \text{ мм};$

в) ширина $b_{\text{зовн}} = b_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 110 + 4 = 114 \text{ мм}.$

Об'єм і маса корпусу:

$$m_{\text{корп}} = (V_{\text{зовн}} - V_{\text{вн}}) \times \rho_{\text{пл}} = (5,4 \times 15,4 \times 11,4 - 5 \times 15 \times 11) \times 1,35 = 166,1 \text{ г};$$

$$V_{\text{корп}} = V_{\text{зовн}} = 3,5 \times 8,4 \times 5,9 = 948 \text{ см}^3.$$

Маса і об'єм пристрою:

$$m^I_{\text{прист}} = m_{\text{корп}} + m_{\text{пл}} + m_{\text{елем}} = 166,1 + 33,6 + 260,1 = 459,8 \text{ г};$$

$$V^I_{\text{прист}} = V_{\text{корп}} = 948 \text{ см}^3.$$

Для другого варіанту:

внутрішні розміри:

а) висота $h_{\text{вн}} = h + h_{\text{зап}} = 40 + 10 = 50$ мм;

б) довжина $a_{\text{вн}} = a_{\text{пл}} + a_{\text{зап}} = 140 + 10 = 150$ мм;

в) ширина $b_{\text{вн}} = b_{\text{пл}} + b_{\text{зап}} = 100 + 10 = 110$ мм;

зовнішні габарити (з урахуванням товщини корпусу):

а) висота $h_{\text{зовн}} = h_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 50 + 2 \times 2 = 54$ мм;

б) довжина $a_{\text{зовн}} = a_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 150 + 4 = 154$ мм;

в) ширина $b_{\text{зовн}} = b_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 110 + 4 = 114$ мм.

Об'єм і маса корпусу:

$$m_{\text{корп}} = (V_{\text{зовн}} - V_{\text{вн}}) \times \rho_{\text{пл}} = (5,4 \times 15,4 \times 11,4 - 5 \times 15 \times 11) \times 2,7 = 332,1 \text{ г};$$

$$V_{\text{корп}} = V_{\text{зовн}} = 3,4 \times 8,3 \times 5,8 = 948 \text{ см}^3.$$

Маса і об'єм пристрою:

$$m_{\text{прист}}^{\text{II}} = m_{\text{корп}} + m_{\text{пл}} + m_{\text{елем}} = 332,1 + 33,6 + 260,1 = 625,8 \text{ г},$$

$$V_{\text{прист}}^{\text{II}} = V_{\text{корп}} = 948 \text{ см}^3$$

Для третього варіанту:

внутрішні розміри:

а) висота $h_{\text{вн}} = h_{\text{пл1}} + h_{\text{пл2}} + h_{\text{зап}} = 40 + 7 + 10 = 57$ мм;

б) довжина $a_{\text{вн}} = a_{\text{пл}} + a_{\text{зап}} = 93 + 10 = 103$ мм;

в) ширина $b_{\text{вн}} = b_{\text{пл}} + b_{\text{зап}} = 93 + 10 = 103$ мм;

зовнішні габарити (з урахуванням товщини корпусу):

а) висота $h_{\text{зовн}} = h_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 57 + 2 \times 2 = 61$ мм;

б) довжина $a_{\text{зовн}} = a_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 103 + 4 = 107$ мм;

в) ширина $b_{\text{зовн}} = b_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 103 + 4 = 107$ мм.

Об'єм і маса корпусу:

$$m_{\text{корп}} = (V_{\text{зовн}} - V_{\text{вн}}) \times \rho_{\text{пл}} = \\ = (6,1 \times 10,7 \times 10,7 - 5,7 \times 10,3 \times 10,3) \times 1,35 = 126,5 \text{ г};$$

$$V_{\text{корп}} = V_{\text{зовн}} = 6,1 \times 10,7 \times 10,7 = 698,4 \text{ см}^3.$$

Маса і об'єм пристрою:

$$m_{\text{прист}}^{\text{III}} = m_{\text{корп}} + m_{\text{пл1}} + m_{\text{пл2}} + m_{\text{елем1}} + m_{\text{елем2}} = \\ = 126,5 + 21 + 6,1 + 255,5 + 4,6 + 8 = 421,7 \text{ г};$$

$$V_{\text{прист}}^{\text{III}} = V_{\text{корп}} = 698,4 \text{ см}^3.$$

Заносимо отримані дані в таблицю .

Таблиця 3.2 – Параметри варіантів компоновання

Параметр	I	II	III
Маса m, г	459,8	625,8	421,7
Об'ємV, см ³	948	948	698,4
Надійність λ , $\times 10^{-6}$ год ⁻¹	13,087	13,087	13,087
Собівартість, грн	1039	1140	1034

3.4.4 Розрахунок надійності пристрою

Надійність є одним з основних параметрів виробу, після розрахунків якого робляться висновки про вірність вибраної схеми та конструкції виробу.

Надійність приладу визначається надійністю та кількістю елементів ,які використовуються, кількістю зв'язків між ними, способами кріплення елементів та видами їх з'єднань між собою. А також впливом зовнішніх факторів, теплових та електричних навантажень елементів приладу. Розрахунок надійності пристрою полягає у визначенні показників надійності виробу за відомими характеристиками надійності складових елементів і умовами експлуатації[10].

Вихідними показниками розрахунку надійності є інтенсивності відмов радіоелементів за нормальних умов.

Під ймовірністю безвідмовної роботи елемента $P(t)$ або системи $P_c(t)$ розуміють ймовірність того, що в межах заданого часу напрацювання T при певних умовах експлуатації не відбудеться ні однієї відмови:

$$P(t) = P(t) \geq T; \quad (3.4)$$

Де T – час від початку роботи до першої відмови.

Ймовірність відмови пристрою $q(t)$ - це ймовірність того, що відмова при певних умовах експлуатації відбудеться через час, який не перевищує заданого напрацювання[11].

Якщо функція $q(t)$ диференційована, то щільність розподілення напрацювання пристрою до відмови:

$$W(t) = \frac{dq(t)}{d_q(t)} = \frac{dP(t)}{d_q(t)}. \quad (3.5)$$

Інтесивність відмови $\lambda(t)$ – умовна щільність ймовірності виникнення відмови. Середній час напрацювання на відмову:

$$T_{cp} = t \int_0^{\lambda t} tw(t)dt \quad (3.6)$$

Таким чином, вираз для ймовірності безвідмовної роботи $P(t)$:

$$P(t) = e^{-\lambda(t)t}. \quad (3.7)$$

При експоненціальному законі час наробики на відмову визначається по формулі[11]:

$$T_{cp} = \frac{1}{\lambda_0}. \quad (3.8)$$

Надійність пристрою характеризується напрацюванням на відмову, що обчислюється за формулою:

$$T = \frac{1}{\sum \lambda}. \quad (3.9)$$

Таблиця 3.3 – Експлуатаційні інтенсивності відмов елементів пристрою

Елементи	Експлуатаційна Інтенсивність, $\times 10^{-6}$ год $^{-1}$	Кількість елементів	Сумарна інтенсивність, $\times 10^{-6}$ год $^{-1}$
Конденсатори			
K50 - 35	0,022	5	0,11
SMD	0,039	9	0,351
Мікросхеми			
SN74	0,14	8	0,14
LM358	0,031	1	0,031
LTV824S	0,031	1	0,031
PIС16F676	0,14	1	0,14
Реле			
V23026	0,42	1	0,42
Резистори			
Металооксидні	0,0024	1	0,0024
SMD	0,015	55	0,48
33G14	0,022	8	0,176
Змінного опору	0,0024	1	0,0024

Продовження табл.3.3

Діоди			
GS1M	0,022	3	0,066
RS1J	0,027	8	0,216
KBPC101	0,022	1	0,022
BZV55C6V8	0,022	1	0,022
BZX84C13	0,038	2	0,076
Транзистори			
PNP	0,038	5	0,19
NPN	0,038	5	0,19
Інші компоненти			
Перемикач	0,16	4	0,64
Роз'єми	0,011	1	0,011
Стабілізатори напруги	0,038	2	0,076
Індикатор	0,1	1	0,1
Трансформатор	0,13	1	0,13
Пайка	0,01	474	4,74
Плата	0,5	2	1
Провід	0,15	25	3,75
Корпус	0,05	1	0,05

Далі користуючись довідником заносимо до таблиці значення експлуатаційних відмов λ для кожного елемента і обраховуємо час напрацювання на відмову нашого пристрою[11].

Сумарна інтенсивність відмов:

$$\begin{aligned} \sum \lambda = & (0,11 + 0,351 + 0,14 + 0,031 + 0,31 + 0,14 + 0,42 + 0,0024 + 0,48 \\ & + 0,176 + 0,0024 + 0,066 + 0,216 + 0,022 + 0,022 + 0,076 \\ & + 0,19 + 0,19 + 0,64 + 0,011 + 0,1 + 0,13 + 4,74 + 1 + 3,75 \\ & + 0,05) \cdot 10^{-6} = 13,087 \cdot 10^{-6}. \end{aligned}$$

Підставимо дані:

$$T = \frac{1}{13,087 \cdot 10^{-6}} = 76335(\text{год.}).$$

Середній час напрацювання на відмову складає $T = 76335$ (год.).

3.4.5 Техніко-економічне обґрунтування вибору оптимального варіанту розв'язання основної задачі роботи

Основною задачею даного проекту є забезпечення мінімізації габаритів і маси нового виробу. Кращим буде той варіант рішення основної задачі проекту, який забезпечить найменші габарити та масу нової розробки при відповідності останніх нормативним даним.

Вибір оптимального варіанту конструкції здійснюємо, використовуючи метод комплексного показника. Для цього необхідно задатися пріоритетними показниками: об'ємом, масою, інтенсивністю відмов та собівартістю. Комплексний показник обчислюємо за формулою[1]:

$$Q = K_1 \cdot \frac{M}{M_{ТЗ}} + K_2 \cdot \frac{V}{V_{ТЗ}} + K_3 \cdot \frac{\lambda}{\lambda_{ТЗ}} + K_4 \cdot \frac{C}{C_{ТЗ}}, \quad (3.10)$$

де M – маса пристрою;

V – об'єм пристрою;

λ – інтенсивність відмов;

C – ціна виробу;

$V_{ТЗ}$, $M_{ТЗ}$, $\lambda_{ТЗ}$, $C_{ТЗ}$ – відповідно об'єм, маса, інтенсивність відмов та ціна приладу згідно технічного завдання;

K_1 , K_2 , K_3 , K_4 – вагові коефіцієнти, що відповідно дорівнюють 0,9; 0,8; 0,8; 1,0.

Вартість приладу складає 1617,86 грн, а аналога – 4000 грн. умовно приймемо вартість для першого і другого варіанту виходячи з того, що на виготовлення першого варіанту було затрачено більше пластмаси для корпусу то ціна приладу складатиме 1620 грн, корпус в другому варіанті виготовлений а алюмінію тому ціна складатиме приблизно 1720. Надійність визначається із часу напрацювання і ТЗ, тому розрахунки будемо здійснювати, спираючись на ці дані.

Обчислимо комплексний показник для розглянутих варіантів:

$$Q_1 = 0,9 \cdot \frac{459,8}{600} + 0,8 \cdot \frac{948}{750} + 0,8 \cdot \frac{13,087}{250} + 1 \cdot \frac{1620}{2000} = 2,5517;$$

$$Q_2 = 0,9 \cdot \frac{625,8}{600} + 0,8 \cdot \frac{948}{750} + 0,8 \cdot \frac{13,087}{250} + 1 \cdot \frac{1720}{2000} = 2,9561;$$

$$Q_3 = 0,9 \cdot \frac{421,7}{600} + 0,8 \cdot \frac{698,4}{750} + 0,8 \cdot \frac{13,087}{250} + 1 \cdot \frac{1617,86}{2000} = 2,2283.$$

Очевидно, що оптимальною слід вважати конструкцію з найменшим значенням комплексного показника. Як видно з наближених розрахунків, коефіцієнт Q_3 має найменше значення, що і підтверджує правильність вибору варіанту конструкції.

Крім того, технічні характеристики і експлуатаційні параметри пристрою, що проектується за третім варіантом компоновання, істотно відрізняється від першого та другого варіантів. Це стосується як методів виготовлення корпусу так і вибору оптимальної елементної бази, для підвищення надійності пристрою. Виходячи з цього, розробка конструкції приладу гастроентеростимулятора за третім варіантом буде вигідною як з економічної, так і технічної точки зору.

3.5 Розробка конструкції друкованої плати

3.5.1 Вибір типу друкованої плати.

При виборі типу друкованої плати для розроблювальної конструкції потрібно враховувати техніко-економічні показники. Даний прилад не дуже складний за своєю конструкцією і складається з доступних радіоелементів. У нашому пристрої компактне розміщення елементів на платі, малі розміри елементів, їх невелика кількість і невисока складність технологічного процесу дозволяють вибрати в якості монтажних плат двохсторонню та односторонню друковані плати на основі хімічного методу виготовлення, які характеризуються простотою і дешевизною[12].

3.5.2 Вибір класу точності друкованої плати

Для даного виробу, з огляду на ускладнене трасування та високу щільність монтажу (для мінімізації виробу) оптимальним варіантом буде вибір 3-го класу точності друкованої плати (не вимагає використання високоякісних матеріалів, інструментів та обладнання).

Даний клас характеризується наступними елементами конструкції:

- а) ширина провідника в широких місцях 0,45 мм;
- б) ширина провідника у вузьких місцях 0,25 мм;
- в) відстань між двома провідниками 0,15 мм;
- г) гарантійний поясок зовнішнього шару 0,1 мм.

В широких місцях ширина провідника задається наступним класом – для третього це буде другий клас[13].

3.5.3 Вибір матеріалу друкованої плати

Для виготовлення друкованої плати використовують фольгова ні та нефольговані діелектрики. Вихідними матеріалами для їх виготовлення є папір або склотканина, просякнуті синтетичними смолами, або полімерні плівки з лавсану, фторопласту та ін. На поверхню фольгова них матеріалів мідна фольга приклеюється з однієї чи двох сторін листа в процесі виготовлення[12].

Найпоширеніші матеріали: гетинакс (ГФ), склотекстоліт (СФ) та інші. Товщина друкованої плати визначається товщиною вихідного матеріалу і вибирається залежно від елементної бази та навантажень.

До матеріалу висуваємо наступні вимоги:

- а) висока технологічність;
- б) високі електрофізичні властивості;
- в) забезпечення високої адгезії;
- г) мінімальні механічні короблення.

Найчастіше для виготовлення друкованої плати використовують склотекстоліт і гетинакс, марок:

- а) ГФ – фольгований гетинакс;
- б) СФ – фольгований склотекстоліт;
- в) ФГС – склотекстоліт фольгований травильний;
- г) СФПН – склотекстоліт фольгований нагрівостійкий;
- д) СТФ – склотекстоліт теплостійкий.

Товщина друкованої плати визначається товщиною вихідного матеріалу і вибирається залежно від елементної бази та навантажень[13].

Таблиця 3.4 – Властивості матеріалів друкованих плат

Параметр	Гетинакс	Текстоліт	Склотекстоліт
Відносна діелектрична проникність	4,5...6	4,5...6	5...6
Питомий об'ємний опір, Ом·м	$10^{12} \dots 10^{14}$	$10^{12} \dots 10^{14}$	$10^{14} \dots 10^{15}$
Діапазон робочих температур, °С	-60...+80	-60...+70	-60...+100
Коефіцієнт теплопровідності, Вт/(м·К)	0,25...0,3	0,23...0,34	0,34...0,74
Температурний коефіцієнт лінійного розширення, $10^{-6}K^{-1}$	22	22	8...9
Щільність без фольги, кг/м ³	1300...1400	1300...1500	1600...1900

Найкращі параметри, згідно таблиці , має склотекстоліт. Тому за матеріал для друкованих плат обираємо склотекстоліт фольгований двосторонній марки СФ-2-35-1,5 для першої плати та односторонній марки СФ-1-35-1,5, ТУ16 – 503.271 – 86 для другої плати, який має товщину фольги 35 мкм, товщина матеріалу з фольгою 1,5 мм, діапазон робочих температур -60..+100°С.

3.5.4 Розрахунок діаметрів контактних площадок

Діаметр контактних площадок розраховується відповідно до діаметру отворів за формулою :

$$D_{КП} = d_{отв} + \Delta d_{отв} + 2S + \Delta t_{\epsilon} + 2\Delta t_{mp} + \sqrt{T_d^2 + T_D^2 + \Delta t_{нв}^2} \quad (3.11)$$

де $d_{отв}$ – діаметр отвору;

$\Delta d_{отв}$ – верхній допуск на діаметр отвору, $\Delta d_{отв} = 0$ мм;

S – ширина гарантійного пояса, $S = 0,1$ мм;

Δt_{ϵ} – верхній допуск на ширину провідника, $\Delta t_{\epsilon} = 0,1$ мм;

$\Delta t_{\text{тр}}$ – допуск на підтравлювання діелектрика в отворі, $\Delta t_{\text{тр}} = 0$;

T_d – позиційний допуск розміщення отворів, $T_d = 0,08$ мм;

T_D – позиційний допуск розміщення центрів контактних площадок,

$T_D = 0,15$ мм;

$\Delta t_{\text{нв}}$ – нижній допуск на ширину провідника, $\Delta t_{\text{нв}} = 0,1$ мм.

Визначаємо загальний допуск:

$$\Delta D_{\text{КП}} = 0 + 0 + 2 \times 0,1 + 0,1 + 2 \times 0 + \sqrt{0,08^2 + 0,15^2 + 0,1^2} = 0,5 \text{ мм.}$$

Діаметри отворів розраховуються за формулою[10]:

$$d = d_{\text{вив}} + (0,2 \dots 0,4), \quad (3.12)$$

де $d_{\text{вив}}$ – діаметри виводів радіоелементів.

В даному приладі елементи мають наступні діаметри виводів:

0,46; 0,6; 0,8; мм.

Здійснюємо оптимізацію діаметрів отворів:

$$d_1 = 0,46 + 0,34 = 0,8 \text{ мм};$$

$$d_2 = 0,6 + 0,2 = 0,8 \text{ мм};$$

$$d_3 = 0,8 + 0,2 = 1 \text{ мм};$$

Маємо діаметри отворів:

$$d_1 = 0,8 \text{ мм.}$$

$$d_2 = 1 \text{ мм}$$

Знаходимо діаметри контактних площадок[10]:

$$D_1 = 0,8 + 0,5 = 1,3 \text{ мм.}$$

$$D_2 = 1 + 0,5 = 1,5$$

3.5.5 розрахунок ширини провідників

Розрахунок ширини провідників проводиться за максимальним струмом і за падінням напруги, а також ширина задається і технічно, виходячи із класу точності друкованої плати.

$$B = \max \{b_{\min I}, b_{\min U}, b_{\text{тех}}\} \quad (3.13)$$

За максимальним струмом, що протікає через провідник:

$$B_{\min} = \frac{I_{\max}}{J_{\text{доп}} \cdot t}, \quad (3.14)$$

де $J_{\text{доп}}$ – допустима густина струму, для односторонньої плати, виготовленої хімічним методом, $J_{\text{доп}} = 20 \text{ А / мм}$;

t – товщина провідника, $t = 40 \text{ мкм}$;

I_{\max} – максимальний постійний струм, який проходить через провідник,

$I_{\max} = 0,3 \text{ А}$;

$$B_{\min} = \frac{I_{\max}}{J_{\text{доп}} \cdot t} = 0,375 \text{ мм} = 375 \text{ мкм} (< 450 \text{ мкм});$$

Визначимо мінімальну ширину провідника з умови допустимого падіння напруги [13]:

$$b_{\min} = \frac{\rho_0 \cdot I_{\max} \cdot l_{\max}}{t \cdot \Delta U_{\text{доп}}}, \quad (3.15)$$

де ρ_0 – питомий опір провідників, $\rho_0 = 0,0175 \text{ Ом} \times \text{мм}^2/\text{м}$;

I_{\max} – струм, який проходить по провіднику, $I_{\max} = 0,3 \text{ А}$;

l_{\max} – максимальна довжина провідника, $l_{\max} = 0,093 \text{ м}$;

$\Delta U_{\text{доп}}$ – допустиме падіння напруги (становить 5% від напруги живлення)

$\Delta U_{\text{доп}} = 0,8 \text{ В}$;

t – товщина провідника, $t = 40 \text{ мкм}$.

$$b_{\min} = \frac{0,0175 \cdot 0,3 \cdot 0,093}{0,04 \cdot 0,8} = 0,015 \text{ мм} = 15 \text{ мкм} (< 450 \text{ мкм}).$$

Розраховані значення ширини провідників не перевищують технологічну, тому $B = b_{\text{тех}} = 0,45$ мм.

3.5.6 Трасування друкованої плати

Установка навісних елементів на друкованій платі здійснюється згідно з ГОСТ4.010.008 та ГОСТ4.010.009. При розташуванні елементів необхідно враховувати наступні фактори: забезпечення високої надійності, мінімізація габаритних розмірів, забезпечення тепловідводу та ремонтпридатності.

Під час трасування провідників необхідно досягти мінімальних довжин зв'язків, мінімізації паразитних зв'язків між провідниками та елементами і, якщо можливо, то потрібно виконати рівномірне розподілення навісних елементів на платі[14].

У зв'язку з складним трасуванням вибираємо крок координатної сітки 0,32 мм. Координатну сітку на початок координат розташовуємо згідно з ГОСТ 2.417-78.

Далі всі операції здійснюємо автоматизовано, використовуючи систему автоматизованого проектування OrCAD 9.2.

Таким чином, створивши електричну принципову схему пристрою і промодельовавши її частину, приступаємо до розробки друкованої плати.

Завантаживши OrCAD 9.2 Layout, вибираємо опцію File / New.

Спершу вводимо ім'я технологічного шаблону – default.tch із стандартного набору OrCAD 9.2.

Далі вибираємо із робочої директорії файл списку з'єднань shema.mnl, в якому у вигляді таблиці описано усі електричні з'єднання між елементами для трасування.

Після цього задаємо назву файлу плати, яку створимо – він матиме розширення *.max; для спрощення називаємо його shema.max.

Під час завантаження списку з'єднань для кожного символу схеми в бібліотеках корпусів компонентів *.LLB (Footprint Libraries) обирається відповідний корпус (що контролюється за допомогою атрибута PCB Footprint

чи з допомогою файлу System.prt)[15].

Після завершення завантаження списку з'єднань на робочому екрані OrCAD 9.2 Layout отримали корпуси компонентів даного проекту з електричними зв'язками.

Задаємо в меню Options / Sistem Settings міліметрову сітку поля, що дозволить зручніше рисувати та здійснювати розміщення компонентів.

Обираємо команду Tool / Obstacle / New і рисуємо межу для розміщення компонентів і трасування.

Далі розміщуємо компоненти, які повинні мати фіксовані посадочні місця на платі. Це – роз'єми та деякі мікросхеми. Здійснюємо цю операцію за допомогою команди Tool / Component / Select Tool – по черзі ставимо компоненти на відповідне місце, обов'язково фіксуючи їх командою Tool / Component / Fix, щоб після автоматичного розміщення вони не змістилися.

Потім командою Auto / Place / Board задаємо програмі самій розмістити компоненти, що лишилися, у вільну задану область.

Тепер задаємо в закладках ширину провідників і т. д., щоб перейти до безпосереднього трасування плати.

Командою Auto / Autoroute / Board запускаємо на виконання програму автоматичного трасування плати. Глобальні параметри стратегії автотрасування задані в діалоговому вікні, яке відкривається по команді Options > Route > Setting. Всі інші параметри задані в діалогових вікнах, що відкриваються по командах Options > Route Strategies[14].

По закінченню починаємо редагування отриманого результату за допомогою команд Options > Route Strategies > Manual Route> Sketch а Track, та оформляємо креслення згідно з вимогами ГОСТ.

Далі за допомогою інструментів для малювання на панелі інструментів проводимо контури плати, і далі роботу із графічними зображеннями здійснюватимемо у програмі та Visio 2007, де зручно працювати із шарами і є додаткові можливості у порівнянні з програмами САПР.

3.6 Розрахунок плати на вібростійкість

Вібророзрахунок проводиться поетапно:

Визначаємо частоту власних коливань:

$$f_0 = \frac{\pi}{2 \cdot a^2} \cdot \left(1 + \frac{a^2}{b^2}\right) \cdot \sqrt{\frac{D}{M} \cdot a \cdot b}, \quad (3.16)$$

де a, b – довжина і ширина плати: $a = 93$ мм, $b = 93$ мм;

D – циліндрична жорсткість:

$$D = \frac{E \cdot h^3}{12 \cdot (1 - \nu^2)}, \quad (3.17)$$

E – модуль пружності, для фольгованого склотекстоліту з друкованою схемою $E = 3,2 \times 10^{10}$ Н/м²;

h – товщина плати, $h = 1,5$ мм;

ν – коефіцієнт Пуассона, $\nu = 0,279$;

M – маса плати з радіoeлементами, $M = 21 + 255,5 = 275,5$ г.

$$D = \frac{3,2 \cdot 10^{10} \cdot (1,5 \cdot 10^{-3})^3}{12 \cdot (1 - 0,279^2)} = 9,76;$$

$$f_0 = \frac{3,14}{2 \cdot 0,093^2} \cdot \left(1 + \frac{0,093^2}{0,093^2}\right) \cdot \sqrt{\frac{9,76}{0,2755} \cdot 0,093 \cdot 0,093} = 201 \text{ Гц}.$$

$f \neq f_p$

201 Гц \neq 50 Гц.

Отже, частота власних коливань не співпадає з резонансною частотою.

Визначаємо коефіцієнт динамічності[10]:

$$K_{\text{дин}} = \frac{\sqrt{(1 + [K_1(x)K_1(y) - 1]\gamma^2)^2 + \varepsilon_{11}^2 \gamma^2}}{\sqrt{(1 - \gamma^2)^2 + \varepsilon_{11}^2 \gamma^2}}, \quad (3.18)$$

де $K(x), K(y)$ – залежність коефіцієнта від коливань. Коли обидва краї закріплені

$K(x) = K(y) = 1,3$;

γ – коефіцієнт розстроювання: $\gamma = f/f_p = 50/201 = 0,248$;

ε – показник затухання $\varepsilon = \lambda/\pi \approx 0,01$;

λ – декремент затухання $\lambda = (2...10) \times 10^{-2}$.

$$K_{\text{дин}} = \sqrt{\frac{(1 + [1,3 \cdot 1,3 - 1] \cdot 0,248^2)^2 + 0,01^2 \cdot 0,248^2}{(1 - 0,248^2)^2 + 0,01^2 \cdot 0,248^2}} = 1,233771.$$

Розраховуємо вібророзміщення та віброприскорення:

Віброзміщення:

$$S_B = \xi_0 \times K_d, \quad \xi_0 = \frac{a_0}{4\pi^2 (f_p)^2}, \quad (3.19)$$

де a_0 – віброприскорення згідно технічного завдання, $a_0 = 4g = 39,2 \text{ м/с}^2$;

$$\xi_0 = \frac{39,2}{4 \cdot 3,14^2 \cdot 201^2} \approx 2,46 \cdot 10^{-5} \text{ м},$$

$$S_B = 2,46 \times 10^{-5} \times 1,233771 = 3,035 \times 10^{-5} \text{ м},$$

Віброприскорення:

$$a_B = a_0 \times K_d = 39,2 \times 1,233771 = 48,36 \text{ м/с}^2.$$

Перевіряємо на виконання умови віброміцності для елементної бази (дані беремо з таблиці 5):

$$a_B \leq a_{\text{доп}}$$

$$48,36 \text{ м/с}^2 \leq 73,5 \text{ м/с}^2.$$

Визначаємо прогин плати[13]:

$$\delta = S_B - \xi_0 = 3,035 \times 10^{-5} - 2,46 \times 10^{-5} = 0,575 \times 10^{-5} \text{ м};$$

$$\delta_{\text{доп}} = \delta_{\text{пр}} \cdot l^2 = 30 \times 10^{-3} \times (75 \times 10^{-3})^2 = 1,68 \times 10^{-4} \text{ м}.$$

Розрахунок показує, що таке переміщення не призведе до дефектів та порушення цілісності плати, так як виконується умова:

$$\delta \leq \delta_{\text{доп}}$$

$$0,575 \times 10^{-5} \text{ м} \leq 1,68 \times 10^{-4} \text{ м}.$$

3.7 Аналіз електромагнітної сумісності елементів друкованої плати

Для оцінки завадостійкості на друкованій платі визначають паразитну ємність між друкованими провідниками і паразитну взаємоіндукцію між ними.

Паразитна ємність між двома друкованими провідниками [6]:

$$C = \frac{1,06 \cdot \varepsilon \cdot l_1}{\lg\left(\frac{2a}{t+b}\right)} \quad (3.20)$$

де l_1 – максимальна довжина взаємного перекриття провідників, $l_1 = 0,09$ м;

a - відстань між провідниками;

t і b - товщина і ширина провідника відповідно;

ε – діелектрична проникність середовища для провідників:

$$\varepsilon = \frac{\varepsilon_{\Pi} + \varepsilon_{\Lambda}}{2}, \quad (3.21)$$

де ε_{Π} – діелектрична проникність матеріалу плати, $\varepsilon_{\Pi} = 6$;

ε_{Λ} – діелектрична проникність матеріалу лаку, $\varepsilon_{\Lambda} = 4$.

Маємо:
$$\varepsilon = \frac{6 + 4}{2} = 5;$$

$$C = \frac{1,06 \cdot 5 \cdot 0,09}{\lg\left(\frac{2 \cdot 2 \cdot 10^{-3}}{40 \cdot 10^{-6} + 0,45 \cdot 10^{-3}}\right)} = 0,52 \text{ пФ} (< 1 \text{ пФ}).$$

Паразитна індуктивність між двома друкованими провідниками [6]:

$$L = 2 \cdot l_2 \cdot \left(\ln \frac{2l_2}{a+b}\right). \quad (3.22)$$

де l_2 – довжина провідника, $l_2 \approx 9$ см.

$$L = 2 \cdot 9 \cdot \left(\ln \frac{2 \cdot 9}{0,45 + 1}\right) = 0,45 \text{ мкГн} (< 1 \text{ мкГн}).$$

Отримані значення ємності та індуктивності заземлення становлять менші за допустимі величини.

3.8 Тепловий розрахунок пристрою

В процесі виробництва, зберігання і експлуатації пристрій зазнає дії різних температур. Сам пристрій є джерелом тепла, оскільки ККД транзисторів і мікросхем становить 50...60%, тому значна кількість енергії виділяється у вигляді тепла. Якщо ця енергія не розсіюється, то підвищується температура пристрою і зростає інтенсивність відмов[16].

Визначимо тепловий режим і виберемо систему охолодження згідно з методикою. Початковими даними для розрахунку є:

а) внутрішні розміри пристрою: $0,057 \times 0,103 \times 0,103$ м;

б) внутрішній об'єм пристрою $V = 604,7 \times 10^{-6}$ м³;

в) потужність розсіювання:

$$P = P_{\text{рез}} + P_{\text{транз}} + P_{\text{мік}} + P_{\text{діода}} + P_{\text{транс}} = 0,125 \times 64 + 10 \times 0,25 + 11 \times 0,31 + 0,02 + 0,125 \times 11 + 3 \times 0,25 + 1,5 \approx 18(\text{Вт});$$

г) коефіцієнт заповнення $K_{\text{зап}} = 0,2$;

д) максимальна температура довкілля (вибирається за найменшою температурою з гранично допустимих для всіх елементів) $T_{\text{max}} = +70^{\circ}\text{C} = 343\text{K}$;

е) гранично допустиме перегрівання повітря в пристрої (за максимальної температури повітря $T_{\text{пов}} = 35^{\circ}\text{C} = 308\text{K}$):

$$\theta_{\text{в.доп}} = 343 - 308 = 35(\text{K}).$$

Визначаємо коефіцієнт форми пристрою[16]:

$$K_0 = \frac{H}{\sqrt[3]{V}}, \quad (3.23)$$

де H – висота блоку, м;

V – внутрішній об'єм пристрою, м³;

$$K_0 = \frac{0,057}{\sqrt[3]{604,7 \cdot 10^{-6}}} = 0,67.$$

Визначаємо площу поверхні відведення тепла за формулою:

$$S_3 = \sqrt[3]{V^2} \cdot \left(\frac{2}{K_0} + 4 \cdot K_{\text{зап}} \cdot \sqrt{K_0} \right), \quad (3.24)$$

отримаємо:

$$S_3 = \sqrt[3]{(604,7 \cdot 10^{-6})^2} \cdot \left(\frac{2}{0,67} + 4 \cdot 0,2 \cdot \sqrt{0,67} \right) = 0,026 (\text{м}^2).$$

Визначаємо питомий тепловий потік нагрітої зони:

$$q_3 = \frac{\Phi}{S_3} \left[\frac{\text{Вт}}{\text{м}^2} \right], \quad (3.25)$$

де Φ – потужність розсіювання, яка становить 40% від споживаної потужності:

$$\Phi = 0,4 \cdot 18 = 7,2 (\text{Вт});$$

$$\Phi = \frac{7,2}{0,026} = 277 (\text{Вт}/\text{м}^2).$$

Визначаємо перегрівання для апаратури з природною конвекцією:

$$M[\theta_B] = 22\text{К}.$$

Порівнюємо $\theta_{\text{в.доп}} = 35\text{К}$ і отримане значення:

$$\theta_{\text{в.доп}} > M[\theta_B],$$

а отже, забезпечено умови нормального теплового режиму, і природної конвекції для цього достатньо.

3.9 Моделювання частини схеми

Оскільки в приладі використовується блок підсилення потужності, вихідний сигнал якого подається на кабель пацієнта та блок індикації, то доцільно розглянути модель підсилювального каскаду. Проаналізуємо роботу підсилювального каскаду на транзисторах VT3, VT4, VT8, VT9, електричну принципову схему якого зображено на рисунку 2.11.

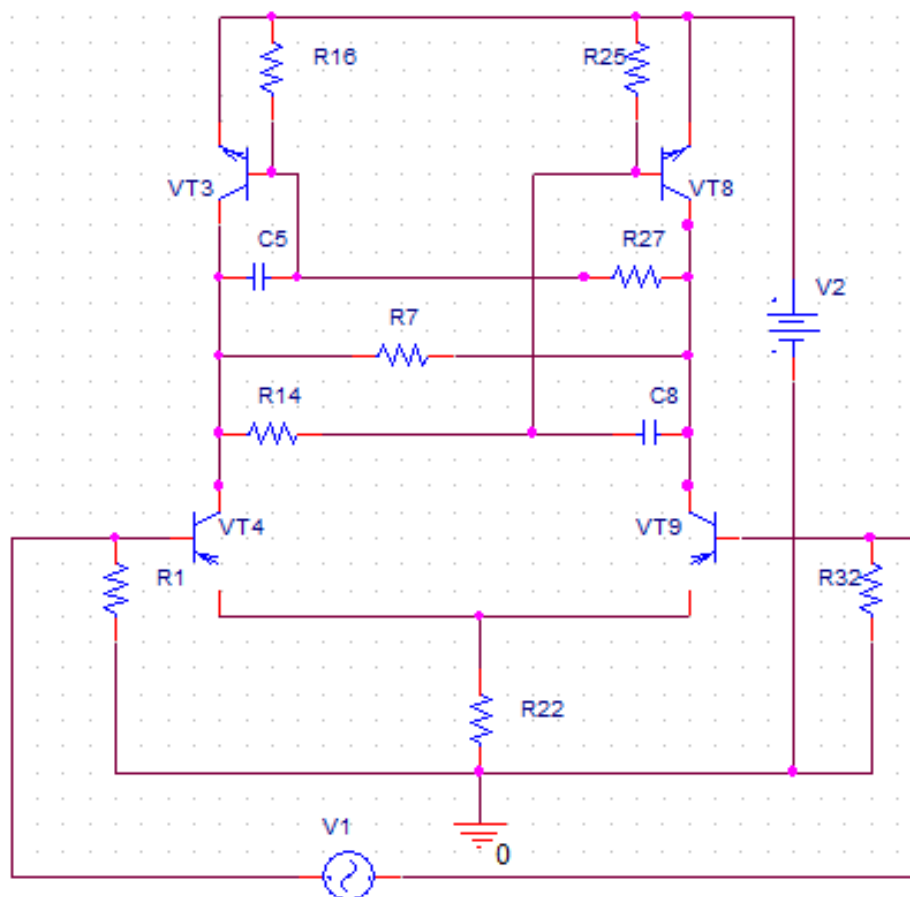


Рисунок 3.3 – Схема підсилювача сигналу

Для цього скористаємося програмою OrCAD, що належить до прикладних програм САПР і дозволяє отримувати характеристики як елементів кола, так і цілих схем. Продемолюємо підсилювач[14], подавши на його вхід сигнал синусоїдальної напруги з частотою 1 кГц, на вихід підключаємо навантаження опором 10 кОм.

В результаті ми отримаємо вихідну характеристику підсилювального каскаду (рисунок 2.28), що показує підсилення сигналу без зміщення по фазі на виході підсилювача, а також підтверджує ефективну роботу підсилювача в даному діапазоні частот.

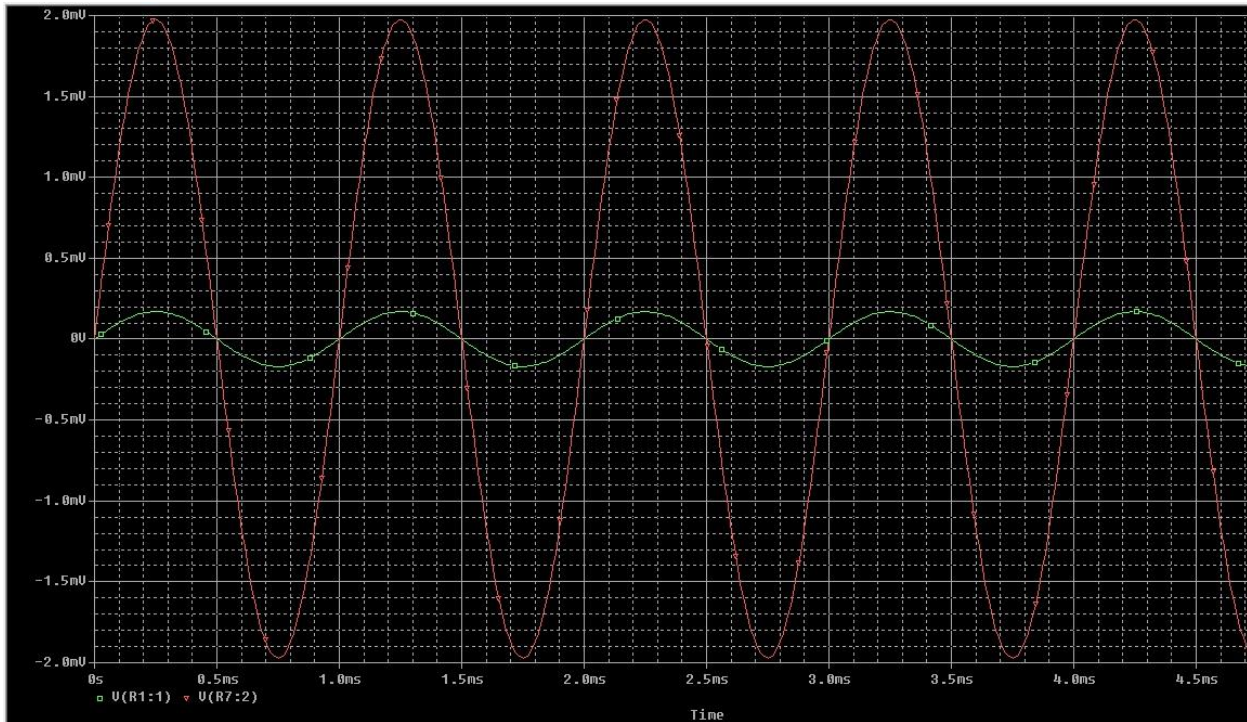


Рисунок 3.4 – Результати моделювання за нормальних умов

Оскільки пристрій працює в діапазоні температур від -20°C до $+60^{\circ}\text{C}$, то проведемо аналіз роботи підсилювача за чотирьох температур: номінальної, максимальної, та найменшої з максимально допустимих для елементів -20°C , $+25^{\circ}\text{C}$, $+35^{\circ}\text{C}$ та $+85^{\circ}\text{C}$. Результати можна спостерігати на рисунку 3.5.

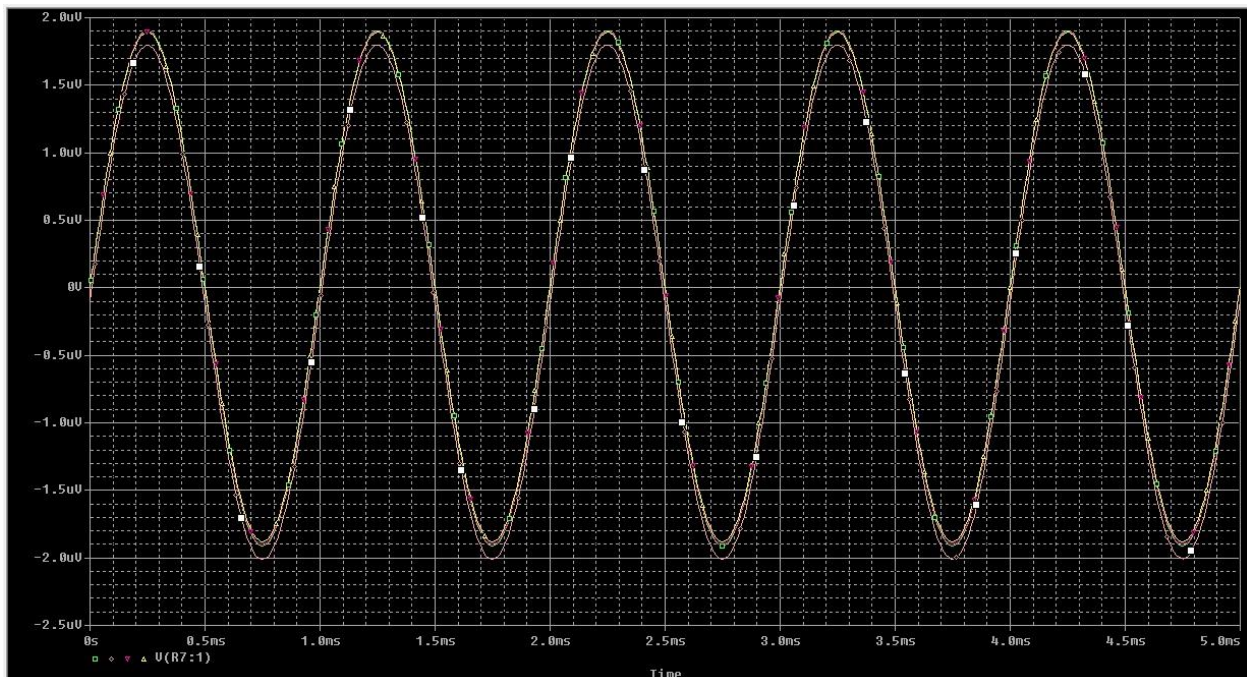


Рисунок 3.5 – Результати моделювання за чотирьох температурних режимів;

$$t_1 = -20^{\circ}\text{C}, t_2 = 25^{\circ}\text{C}, t_3 = 35^{\circ}\text{C}, t_4 = 85^{\circ}\text{C}$$

Отже, підсилювач працює стабільно не лише в діапазоні робочих частот, а й має низьку чутливість до зміни температури: вихідний сигнал має стабільне значення, навіть при коливаннях вхідного сигналу.

Таким чином, в конструкторській частині проекту здійснено розрахунок конструктивних параметрів пристрою, тепловий і розрахунок надійності, обрано оптимальний варіант конструкції та здійснено моделювання підсилювача у програмі OrCAD.

3.10 Аналіз конструкторсько-технологічних характеристик

Однією з найважливіших характеристик РЕА є технологічність конструкції, під якою необхідно розуміти сукупність властивостей РЕА, що дозволяють оптимально використовувати кошти, матеріали і час при технічній підготовці виробництва, виготовлення, експлуатації і ремонті в порівнянні з відповідними показниками однотипних конструкцій того ж призначення.

Для оцінки технологічності РЕА використовують відносні показники K_i і комплексний показник K_k , що розраховується за середньозваженим значенням відносних показників із врахуванням коефіцієнтів φ_i , що характеризують вагову значимість показників, тобто ступінь їх впливу на трудомісткість виготовлення виробів.

Значення відносних показників K_i знаходиться в межах $0 \leq K_i \leq 1$, при цьому ріст показників відповідає вищій технологічності РЕА. Вираз для розрахунку відносного показника може мати вигляд або простого відношення $\frac{a}{b}$ або $1 - \frac{a}{b}$ [17].

Перший вираз використовується в тих випадках, коли величина наближується до b , що відповідає підвищенню технологічності РЕА, другий - коли наближення величина a до b знижує технологічність. Коефіцієнт φ розраховується за формулою:

$$\varphi_i = \frac{i}{2^{i-1}}, \quad (3.26)$$

де i - порядковий номер показника технологічності в рангованій послідовності [16].

Базовими показниками технологічності для блоків радіотехнічного класу є наступні: коефіцієнт підготовки радіоелементів $K_{ПРЕ}$ (для нього $\varphi = 1$), коефіцієнт автоматизації монтажу $K_{АМ}$ ($\varphi = 1$), коефіцієнт складності збірки $K_{СЗБ}$ ($\varphi = 0,75$), коефіцієнт механізації контролю $K_{МК}$ ($\varphi = 0,5$), коефіцієнт прогресивності формоутворення $K_{Ф}$ ($\varphi = 0,31$), коефіцієнт повторюваності радіоелементів $K_{ПОВРЕ}$ ($\varphi = 0,185$), коефіцієнт складності обробки $K_{СОБ}$ ($\varphi = 0,11$). Обчислимо дані коефіцієнти за нижче наведеними формулами [18].

1. Коефіцієнт підготовки РЕ:

$$K_{ПРЕ} = 1 - \frac{N_{МПРЕ}}{N_{РЕ}}, \quad (3.27)$$

де $N_{МПРЕ}$ - кількість радіоелементів, виводи яких формуються автоматизовано;

$N_{РЕ}$ - загальне число радіоелементів у виробі;

$$K_{ПРЕ} = 1 - \frac{108}{123} = 0,11.$$

2. Коефіцієнт автоматизації монтажу:

$$K_{АМ} = \frac{N_{АМ}}{N_{М}}, \quad (3.28)$$

де $N_{АМ}$ - кількість монтажних з'єднань, виконаних автоматизовано;

$N_{М}$ - загальна кількість з'єднань;

$$K_{АМ} = \frac{474}{485} = 0,98.$$

3. Коефіцієнт складності збірки:

$$K_{СЗБ} = 1 - \frac{N_{ТСК}}{N_{ТВ}}, \quad (3.29)$$

де $N_{ТСК}$ - кількість типорозмірів вузлів, які під час складання потребують регулювання;

$N_{ТВ}$ – загальна кількість типорозмірів вузлів;

$$K_{СЗБ} = 1 - \frac{2}{8} = 0,75 .$$

4. Коефіцієнт механізації контролю:

$$K_{МК} = \frac{N_{МК}}{N_{К}} , \quad (3.30)$$

де $N_{МК}$ – кількість автоматизованих контрольних операцій;

$N_{МК}$ – загальна кількість контрольних операцій;

$$K_{МК} = \frac{1}{3} = 0,33 .$$

5. Коефіцієнт прогресивності формоутворення:

$$K_{Ф} = \frac{N_{ПР}}{N_0} , \quad (3.31)$$

де $N_{ПР}$ – кількість деталей, виконаних прогресивним методом;

N_0 – загальна кількість деталей;

$$K_{Ф} = \frac{2}{4} = 0,5 .$$

6. Коефіцієнт повторюваності радіоелементів:

$$K_{ПОВРЕ} = 1 - \frac{N_{ТРЕ}}{N_{РЕ}} , \quad (3.32)$$

де $N_{ТРЕ}$ – кількість типорозмірів радіоелементів;

$N_{РЕ}$ – загальна кількість радіоелементів;

$$K_{ПОВРЕ} = 1 - \frac{20}{123} = 0,84 .$$

7. Коефіцієнт складності обробки[17]:

$$K_{С ОБ} = 1 - \frac{N_{СТР}}{N_0} , \quad (3.33)$$

де $N_{СТР}$ – кількість деталей, виготовлених методом зняття стружки;

N_0 – загальна кількість деталей;

$$K_{\text{СОБ}} = 1 - \frac{0}{4} = 1.$$

В число показників, що обираються за базові, повинні включатися показники, які здійснюють найбільший вплив на технологічність конструкції РЕА певного призначення і умов використання.

Склад базових показників технологічності, їх рангована послідовність за значимістю, коефіцієнти значимості φ_i для радіотехнічних виробів приведені в таблиці 3.4.

Таблиця 3.4. Базові показники технологічності

Тип	$K_{\text{ПРЕ}}$	$K_{\text{АМ}}$	$K_{\text{СЗБ}}$	$K_{\text{МК}}$	$K_{\text{Ф}}$	$K_{\text{ПОВ РЕ}}$	$K_{\text{СОБ}}$
φ_i	1,00	1,00	0,75	0,50	0,31	0,185	0,11
K_i	0,11	0,98	0,75	0,33	0,5	0,84	1

Основний показник, що використовується для оцінки технологічності конструкції - комплексний показник, який визначається на основі базових показників за формулою [19]:

$$K_K = \frac{\sum_{i=1}^S K_i \varphi_i}{\sum_{i=1}^S \varphi_i}; \quad (3.34)$$

де K_i - базовий показник відповідного класу блоків РЕА;

i - порядковий номер показника в рангованій послідовності;

S - загальне число взятих базових показників технологічності;

$$K_K = \frac{0,11 \cdot 1 + 0,98 \cdot 1 + 0,75 \cdot 0,75 + 0,5 \cdot 0,33 + 0,31 \cdot 0,5 + 0,84 \cdot 0,185 + 1 \cdot 0,11}{1 + 1 + 0,75 + 0,5 + 0,31 + 0,185 + 0,11} = 0,58.$$

За відомим нормативним комплексним показником оцінка технологічності РЕА виражається відношенням досягнутого K_K до нормативного K_H , причому це відношення повинно задовільняти умові

$$\frac{K_K}{K_H} \geq 1.$$

Для оцінки технологічності для даної конструкції встановлюється $K_H=0,5$, обчислюємо:

$$\frac{K_K}{K_H} = \frac{0,58}{0,5} = 1,16 \geq 1.$$

Як бачимо з розрахунків, $1,16 \geq 1$ - задовольняє умові, тобто технологічність є достатньою і не потребує заходів для її підвищення[18].

3.11 Розробка технології складання пристрою

Технологічною слід вважати конструкцію, яка повністю відповідає висунутим до виробу експлуатаційним вимогам, може бути здійснена найбільш економічними технологічними процесами.

Всі навісні елементи (конденсатори, резистори, діоди, мікросхеми,) перед монтажем та складанням проходять підготовку, при якій випрямляють, підрізають, лудять та вигинають виводи. В даній конструкції вигинати виводи слід лише для десяти мікросхем та п'яти електролітичних конденсаторів.

Підготовка навісних деталей ведеться з використанням спеціальних пристосувань та установок, які дозволяють механізувати ці операції[17].

Технологічний процес складання та монтажу блока включає наступні етапи:

- заготовку монтажних проводів, зачищення, лудіння їх кінців, підготовку до паяння електрорадіоелементів;
- кріплення монтажних проводів та виводів радіодеталей на друкованій платі (сполучення плати з роз'ємами);
- паяння з'єднань;
- контроль якості виконання робіт.

3.11.1 Технологічний процес виготовлення друкованої плати

Для виготовлення двохсторонніх плат найбільш технологічним є комбінований метод.

Послідовність операцій під час виготовлення цим методом наступна:

- виготовлення робочих фотошаблонів методом контактного експонування;
- операція суміщення малюнку фотошаблону;
- для автоматичного суміщення отворів на фотошаблоні проводиться пробивання раніше відмічених базових отворів, з точністю 0,05 мм;
- написання програми свердління отворів на станку з числово-програмним керуванням (ЧПК);
- розкрій листа на заготовки;
- складання заготовок плат у пакети 8-10 шт. та пробивання базових отворів (на матриці з пуансонами);
- свердління отворів на станках з ЧПК;
- очищення заготовок;
- проведення наскрізної металізації методом хімічного осадження хлорного паладію;
- обробка отворів з металізацією (використовують спеціальні металокерамічні свердла з твердих сплавів);
- хімічна очистка фольгованого покриття плат;
- нанесення плівкового фоторезисту типу ФІШ-1 товщиною 70 мкм;
- заготовку плати вставляють у конверт та суміщують базові отвори;
- для щільного прилягання шаблонів до заготовки між ними відкачують повітря, створюючи вакуум;
- здійснення двостороннього експонування за допомогою джерел ультрафіолетового світла;
- проявлення фоторезисту в конвеєрних потокових установках модульного типу, обладнаних пристроями подачі розчинів з їх фільтрацією та керуванням тиску. Для проявлення може бути використаний розчин: трихлоретилен - 70% та толуол - 30%;
- проводиться деполімеризація фоторезисту при температурі 180⁰ С;
- травлення міді з пробільних місць, його виконують хімічним методом в розчині хлорної міді, так як він не взаємодіє з фоторезистом;
- зняття захисного фоторезисту органічними травниками;
- гальванічне покриття доріжок сплавом "Розе";

- промивка плат в дистильованій воді;
- вирубка плат із технологічних заготовок;
- обробка контуру плати;
- нанесення маркувальних знаків;
- контроль плати відділом технічного контролю (ВТК)[19].

3.11.2 Технологія монтажу елементів на друкованій платі

Технологічний процес монтажу складається з операцій: нанесення флюсу; паяння; очищення; контроль. Нанесення флюсу на з'єднувані поверхні здійснюється пензлем.

Перед паянням флюс підсушується при температурі 80-100⁰ С, а плата підігрівається. Так роблять через те, що під час взаємодії рідкого флюсу з розплавленим припоєм проходить бурхливе кипіння розчинника з утворенням значної кількості газів та парів, які відтісняють розплавлений припой від зони пайки і призводять до пористості монтажних з'єднань. Контактуювання розпавленого припою із флюсом, що не висох, охолоджує його поверхневі шари за рахунок теплоти пароутворення, що погіршує якість пайки. Попередній нагрів плати також сприяє встановленню теплового балансу в системі "плата-припой", зменшує тепловий удар, внутрішнє напруження в з'єднаннях та короблення друкованої плати. Для пайки компонентів використовуємо флюс КЭ, до якого входить каніфоль 30-40% та спирт етиловий 70-60%.

За припой вибираємо легкоплавкий ПОС-61 із вмістом олова 61%. Температура плавлення припою ПОС-61 становить 183⁰ С. Послідовність операцій монтажу елементів на друкованій платі;

1) вімкнути паяльник. Переконалися в наявності заземлення, потрібної кількості припою та флюсу, а також визначити чи працює місцева витяжна вентиляція, надіти антистатичний браслет;

2) запаяти підстроювальні резистори і конденсатори. Тривалість пайки не повинна перевищувати 4-5 секунд. Перегрів радіоелемента призведе до зміни його параметрів;

- 3) запаяти конденсатори;
- 4) запаяти резистори;
- 5) запаяти діоди;
- 6) паяються мікросхеми. Пайку здійснювати по діагоналі навхрест;

7) контроль пайки, а також проведення регулювальних робіт. Під час паяння припоєм повинен затікати у вільне місце між стінками металізованого отвору та виводом ЕРЕ і злегка проступати на сторону розташування елементів. Слід намагатися щоб не було зайвих напливів припою на выводах та доріжках. Під час пайки повинна бути забезпечена добре змочування сполучених поверхонь припоєм, захист від окислення під час нагрівання до заданої температури, відповідність властивостей припою властивостям з'єднувальних матеріалів, дотримання заданих режимів процесу та надійна фіксація з'єднаних поверхонь на етапі тверднення припою. Виконане з'єднання повинно забезпечувати задану механічну міцність, високу електропровідність, антикорозійну стійкість [17].

Після пайки на поверхні плат залишається деяка кількість флюсу та продуктів його розкладу, які спроможні викликати корозію контактних з'єднань і погіршити діелектричні характеристики використовуваних матеріалів. Тому потрібне очищення друкованих плат. Сліди каніфольних флюсів знешкоджуються промиванням протягом 0,5-1 хвилини в таких розчинниках, як спирт, суміш бензину та спирту (1:1) чи фенолу і ацетону (7:1).

3.11.3 Технологія складання пристрою

Пристрій збирається в такій послідовності:

- 1) виконується кріплення роз'єму для підключення електродів та кнопки ввімкнення приладу до стінок корпусу за допомогою гвинтів;
- 2) здійснюється посадка плати до стояків кріплення корпусу при допомозі самонарізних гвинтів;
- 3) проводяться зв'язки між друкованою платою і роз'ємами, що закріплені на корпусі, за допомогою монтажних проводів;

4) корпус закривається кришкою і скріплюється самонарізними гвинтами.
Корпус зібрано.

Нанести контрастною фарбою пояснювальні надписи до елементів, які винесені на корпус приладу, а також маркування назви приладу на кришці.

4 ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ

4.1 Прогнозування витрат на проведення науково-дослідної роботи з розробки та дослідження гастроентеростимулятора

Кошторис витрат на розробку та дослідження пристрою для гастроентеростимуляції може передбачати наступні основні витрати:

Витрати на основну заробітну плату розробників

Основна заробітна плата розробників(дослідників) Z_0 :

$$Z_0 = \frac{M}{T_p} \cdot t \text{ [грн.]}, \quad (4.1)$$

де M - місячний посадовий оклад конкретного розробника , грн.

T_p - число робочих днів в місяці; $T=21$ день;

t - число днів роботи розробника.

Розрахунки витрати на заробітну плату наведені в таблиці

Таблиця 4.1 – Витрати на заробітну плату

Найменування посади	Місячний посадовий оклад,грн.	Оплата за робочий день, грн.	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн.
1 Керівник проекту	10260,00	488,57	21	10260,00
2. Науковий співробітник	9830,00	468,10	15	7021,43
3. Інженер-електронщик	8325,00	396,43	15	5946,43
4. Консультант (лікар-гігієніст)	8465,00	403,10	3	1209,29
5. Консультант (лікар-гігієніст)	8465,00	403,10	5	2015,48
6. Інженер-конструктор БМА	8325,00	396,43	10	3964,29
7. Інженер-метролог I кат.	7850,00	373,81	5	1869,05
8. Лаборант	4833,00	230,14	15	3452,14
9. Технік	5180,00	246,67	21	5180,00
Всього				40918,10

4.2 Основна заробітна плата робітників

Основна заробітна плата робітників Z_p , що виконують роботи за робочими професіями:

$$Z_p = \sum_1^n t_i \cdot C_i \cdot K_c \text{ [грн.]}, \quad (4.2)$$

де n - число робіт за видами та розрядами;

t_i - норма часу (трудомісткість) на виконання конкретної роботи, годин;

K_c - коефіцієнт співвідношень, який установлений Генеральною тарифною угодою між урядом і профспілками, $K_c = 1$;

C_i - погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, який виконує дану роботу, визначається за формулою:

$$C_i = \frac{M_m \cdot K_i}{T_p \cdot T_{zm}} \text{ [грн./год]} \quad (4.3)$$

де: M_m - мінімальна місячна оплата праці - грн.. $M_m = 4173,00$ грн;

K_i - тарифний коефіцієнт робітника відповідного розряду.

T_p - число робочих днів в місяці; приблизно $T_p = 21$ день;

T_{zm} - тривалість зміни, зазвичай $T_{zm} = 8$ годин.

Розрахунки наведені в таблиці .

Таблиця 4.2- Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Трудоміст- кість, н.- годин	Розряд роботи	Погодинна тарифна ставка, грн.	Величина оплати, грн.
Монтаж експериментальної схеми	6,0	5	42,23	253,36
Наладка макетної схеми	2,3	6	49,68	114,26
Виготовлення плати	6,72	4	37,26	250,38
Підготовка корпусу	4,22	4	37,26	157,23
Складання корпусу	3,58	4	37,26	133,39
Наладка приладу	3,26	6	49,68	161,95
Всього				2499,43

4.3 Розрахунок додаткової заробітної плати робітників

Додаткова заробітна плата $Z_{\text{дод}}$ всіх розробників та робітників які приймали участь в розробці нового технічного рішення розраховується як 10 - 12 % від основної заробітної плати робітників. На даному підприємстві додаткова заробітна плата начисляється в розмірі 10% від основної заробітної плати.

$$Z_{\text{дод}} = N_{\text{дод}} \cdot Z_p \text{ [Грн.]}, \quad (4.4)$$

де: $N_{\text{дод}}$ - норма нарахування додаткової заробітної плати.

$$Z_{\text{дод}} = (40918,10 + 2499,43) \cdot 10\% = 4341,75 \text{ (грн.)}.$$

4.4 Нарахування на заробітну плату

Нарахування на заробітну плату Z_n у 2019 році складають 22% від суми основної та додаткової заробітної плати розробників (дослідників) та робітників

$$Z_n = N\% \cdot (Z_o + Z_p + Z_d) \quad (4.5)$$

де: $N\%$ - процент нарахування на заробітну плату

$$Z_n = 22\% (40918,10 + 2499,43 + 4341,75) = 10507,04 \text{ грн.}$$

4.5 Амортизаційні відрахування

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню можуть бути розраховані з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою:

$$A_{\text{обл}} = \frac{Ц_{\text{б}}}{T_{\text{е}}} \cdot \frac{t_{\text{вик}}}{12}, \quad (4.6)$$

де $Ц_{\text{б}}$ – балансова вартість обладнання, приміщень тощо, які використовувались для розробки нового технічного рішення, грн.;

$t_{\text{вик}}$ – термін використання обладнання, приміщень під час розробки, місяців;

$T_{\text{в}}$ – строк корисного використання обладнання, приміщень тощо, років.

Всі розрахунки зводимо до таблиці

Таблиця 4.3- Амортизація основного обладнання

Найменування обладнання, приміщень	Залишкова балансова вартість,	Строк корисного використан	Термін використ. обладнан	Величина амортизаційних відрахувань, грн
1. Ванна для травлення та металізації	4280,00	5	1	71,33
2. Генератор сигналу високочастотний	6820,00	5	1	113,67
3. Амперметр високоточний	5785,00	5	1	96,42
4. Частотомір комплексний	8008,00	5	1	133,47
5. Вольтметр	4242,00	5	1	70,70
6. Осцилограф	9669,00	5	1	161,15
7. Паяльна станція	1786,00	4	1	37,21
8. Комп'ютеризована система обробки даних	21325,00	5	1	355,42
9. Програмне забезпечення	9420,00	2	1	392,50
10. Система інтерфейсів	5430,00	4	1	113,13
Всього				1544,98

4.6 Оренда обладнання

В спрощеному вигляді витрати на оренду обладнання по кожному виду обладнання та приміщенням можуть бути розраховані за формулою:

$$O = \frac{Ц \cdot H_o}{100} \cdot \frac{T}{12} \quad (4.7)$$

де Ц - балансова вартість обладнання, приміщень, грн.

H_o - річна ставка орендної плати для даного виду обладнання, приміщень, %;

T - термін використання обладнання, приміщень, місяці.

Всі розрахунки зводимо до таблиці .

Таблиця 4.4 - Оренда обладнання

Найменування обладнання, приміщень	Балансова вартість, грн.	Ставка орендної плати, %	Термін використання, міс.	Сума орендної плати, грн.
Дослідницька лабораторія	150000,00	10	1	1500,00
Всього				1500,00

4.7 Витрати на матеріали

Витрати на матеріали, що були використані на розробку та дослідження нового технічного рішення, розраховуються по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_1^n N_i \cdot C_i \cdot K_i - \sum_1^n V_i \cdot C_v \text{ [грн]}, \quad (4.8)$$

де n - кількість видів матеріалів;

N_i - витрати матеріалу i -го найменування, кг;

C_i - вартість матеріалу i -го найменування, грн./кг.;

K_i - коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = 1,1 \dots 1,15$;

V_i - маса відходів матеріалу i -го найменування, кг;

C_v - ціна відходів матеріалу i -го найменування, грн./кг.

Проведені розрахунки зводимо до таблиці.

Таблиця 4.5– Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1кг, л, грн.	Витрачено, кг, шт, м, уп.	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн./кг	Вартість витраченого матеріалу, грн.
1. Папір офісний канцелярський	113,00	4,0	-	-	452,00
2. Папір креслярський (ф. А1)	11,50	10,0	-	-	115,00
3. Папір для записів	32,00	7,0	-	-	224,00
4. Канцелярські товари (ручки, олівці, клей)	172,00	7,0	-	-	1204,00
5. Змінний картридж БФП	1526,00	2,0	-	-	3052,00
6. Диск оптичний	11,00	4,0	-	-	44,00
6. Склотекстоліт СТФ 2 – 1.5	300,00	0,35	-	-	105,00
7. Полістирол ударостійкий білий	260,00	0,2	-	-	52,00
8. Дріт монтажний	80,00	0,15	-	-	12,00
9. Лак УР-231	360,00	0,05	-	-	18,00
10. Спирт етиловий	92,00	0,25	-	-	23,00
11. Припій ПОС-61	590,00	0,03	-	-	17,70
12. Флюс БС-2	120,00	0,01	-	-	1,20
13. Кабель силовий	22,00	1,5	-	-	33,00
14. Шуруп 3,5 10 ГОСТ1145.68	125,00	0,10	-	-	12,50
Всього					5365,40

Витрати на матеріали з врахуванням транспортних витрат (К=1,1)

$M = 5365,40 * 1,1 = 5901,94$ грн.

4.8 Витрати на комплектуючі

Витрати на комплектуючі, що були використані на виготовлення дослідного зразка, розраховується за формулою

$$H = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i \text{ [Грн]}, \quad (4.9)$$

де H_i – кількість комплектуючих i -го виду, шт;

C_i – роздрібна ціна комплектуючих i -го виду, грн.;

K_i - коефіцієнт транспортних витрат, ($K_i = 1,1 \dots 1,15$);

n - кількість видів комплектуючих.

Проведені розрахунки зводимо до таблиці .

Таблиця 4.6- Розрахунок витрат на комплектуючі

Назва елемента	Кі-сть	Ціна за один., грн.	Сума, грн.
Конденсатор K50 – 35	5	1,26	6,30
Конденсатор GRM31	3	6,75	20,25
Конденсатор GRM21	4	6,75	27,00
Мікросхеми:			
SN74	8	54,00	432,00
LTV824S	1	37,35	37,35
LM358	1	81,00	81,00
PIС16F676	1	315,00	315,00
Реле V23026	1	315,00	315,00
Резистори:			
C1-4	1	5,40	5,40
33G14	8	54,00	432,00
SMD0805	55	5,40	297,00
Діоди:			
GS1M	3	13,50	40,50
RS1J	8	18,00	144,00
BC817	5	22,50	112,50
Стабілізатори напруги:			
78L05	1	45,00	45,00
LM7805	1	40,50	40,50
Всього			3568,05

Визначимо витрати на комплектуючі з врахуванням транспортних витрат.

$$H_i = 3568,05 \cdot 1,1 = 3924,86 \text{ (грн.)}$$

4.9 Витрати на силову електроенергію

Електрична енергія витрачається на живлення електронагрівальних приладів, апаратури та на освітлення приміщення тощо.

Витрати на силову електроенергію розраховуються за формулою:

$$V_e = V \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi} \text{ (грн.)}, \text{ [грн]}, \quad (4.10)$$

де V – вартість 1 кВт-години електроенергії для підприємства. В 2019 році $V=2,21$ грн./кВт з ПДВ;

Π – установлена потужність обладнання, кВт;

Φ – фактична кількість годин роботи обладнання, годин;

K_{Π} – коефіцієнт використання потужності. $K_{\Pi} = 1,0$.

Розробка та виготовлення дослідного зразка проводиться в лабораторному приміщенні. Дані стосовно проведених робіт та встановленої потужності обладнання наведено в таблиці.

Таблиця 4.7 – Розрахунок витрат на електроенергію

Найменування обладнання	Кількість годин роботи обладнання, год.	Встановлена потужність, кВт	Коефіцієнт використання потужності	Величина оплати
1. Ванна для травлення та металізації	3,16	0,85	1	5,94
2. Генератор сигналу високочастотний	25,32	0,76	1	42,53
3. Амперметр високоточний	25,32	0,52	1	29,10
4. Частотомір комплексний	25,32	0,32	1	17,91
5. Вольтметр	42,54	0,36	1	33,84
6. Осцилограф	15,64	0,4	1	13,83
Всього				433,79

4.10 Інші витрати

Інші витрати охоплюють: загально виробничі витрати (витрати управління організацією, ремонт та експлуатація основних засобів, витрати на опалення, освітлення тощо), адміністративні витрати (проведення зборів, оплата юридичних та аудиторських послуг, тощо), витрати на збут (витрати на рекламу, перепідготовка кадрів) на інші операційні витрати (штрафи, пені, матеріальні допомоги, втрати від знецінення запасів тощо).

Інші витрати доцільно прийняти як 200÷300% від суми основної заробітної плати розробників та розробників, що виготовили дослідний зразок, тобто від Z_0+Z_p .

$$(Z_0+Z_p) \cdot 200\% = (40918,10+2499,43) \cdot 200\% = 86835,05 \text{ (грн)}. \quad (4.11)$$

Сума всіх попередніх витрат дає загальні витрати на нову розробку:

$$B = 40918,10 + 2499,43 + 4341,75 + 10507,04 + 5901,94 + 3924,86 + 1544,98 + 433,79 + \\ + 86835,05 + 1500,00 = 158406,93 \text{ (грн.)}$$

4.11 Розрахунок виробничої собівартості одиниці продукції

Результати розрахунку виробничої собівартості представим у вигляді таблиць за відповідними статтями калькуляції та використовуючи результати отримані в попередньому пункті.

Таблиця 4.8– Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, л, грн.	Витрачено, кг, шт, м, уп.	Величи на від ходів, кг	Ціна відходів, грн./кг	Вартість витраченого матеріалу, грн.
Склотекстоліт СТФ 2 – 1.5	300,00	0,35	-	-	105,00
Полістирол ударостійкий білий	260,00	0,2	-	-	52,00
Дріт монтажний	80,00	0,15	-	-	12,00
Лак УР-231	360,00	0,05	-	-	18,00
Спирт етиловий	92,00	0,25	-	-	23,00
Припій ПОС-61	590,00	0,03	-	-	17,70
Флюс БС-2	120,00	0,01	-	-	1,20
Кабель силовий	22,00	1,5	-	-	33,00
Шуруп 3,5 10	125,00	0,1	-	-	12,50
Всього					274,40

Таблиця 4.9- Розрахунок витрат на комплектуючі

Назва елемента	Кі-сть	Ціна за один., грн.	Сума, грн.
Конденсатор К50 – 35	5	1,26	6,30
Конденсатор GRM31	3	6,75	20,25
Конденсатор GRM21	4	6,75	27,00
Мікросхеми:			
SN74	8	54,00	432,00
LTV824S	1	37,35	37,35
LM358	1	81,00	81,00
PIC16F676	1	315,00	315,00
Реле V23026	1	315,00	315,00
Резистори:			

Продовження табл.. 4.9

C1-4	1	5,40	5,40
33G14	8	54,00	432,00
SMD0805	55	5,40	297,00
Діоди:			
GS1M	3	13,50	40,50
RS1J	8	18,00	144,00
Діодний міст KBPC101	1	40,50	40,50
Стабілітрон BZV55C6V8	1	11,25	11,25
Стабілітрон BZX84C13	2	13,50	27,00
Транзистори:			
BC807	5	22,50	112,50
BC817	5	22,50	112,50
Стабілізатори напруги:			
78L05	1	45,00	45,00
LM7805	1	40,50	40,50
Трансформатор ТП-112-10	1	180,00	180,00
Потенціометр	1	31,50	31,50
Jack 3,5	1	31,50	31,50
Перемикачі SLS240PC04	4	13,50	54,00
Індикатори HG1	1	189,00	189,00
Мідний дріт	1,5	18,00	27,00
Плата	1	18,00	18,00
Корпус	1	495,00	495,00
Всього			3924,86

Таблиця 4.10 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Кількість годин роботи обладнання, год.	Встановлена потужність, кВт	Коефіцієнт використання потужності	Величина оплати
1. Ванна для травлення та металізації	0,25	0,85	1	0,47
2. Генератор сигналу високочастотний	0,12	0,76	1	0,20
3. Амперметр високоточний	0,32	0,52	1	0,37
4. Частотомір комплексний	0,50	0,32	1	0,35
5. Вольтметр	0,45	0,36	1	0,36
6. Осцилограф	0,75	0,4	1	0,66
7. Паяльна станція	1,25	0,05	1	0,14
Всього				2,55

Таблиця 4.11- Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Трудомісткість, н.-годин	Розряд роботи	Погодинна тарифна ставка, грн.	Величина оплати, грн.
Підготовка плати	0,36	4	37,26	13,41
Виготовлення плати	1,22	4	37,26	45,46
Підготовка корпусу	0,87	4	37,26	32,42
Складання корпусу	2,12	4	37,26	78,99
Монтаж плати	0,56	5	42,23	23,65
Монтаж компонентів пристрою	1,35	5	42,23	57,01
Наладка приладу	0,5	6	49,68	24,84
Регулювання приладу	0,72	6	49,68	35,77
Випробування приладу	1,05	5	42,23	44,34
Всього				355,87

Додаткова заробітна плата $Z_{\text{дод}}$ всіх робітників становить 35,59 грн.

Нарахування на заробітну плату $Z_{\text{н}}$ робітників становить 86,12 грн.

Загальновиробничі витрати становлять 889,68 грн.

Виробнича собівартість продукції

$$S_B = 301,84 + 3924,86 + 355,87 + 35,59 + 86,12 + 2,55 + 889,68 = 5596,51 \text{ (грн.)}$$

4.12 Розрахунок ціни реалізації виробу

Ціну реалізації розробки можна розрахувати за формулою

$$Ц_p = S \cdot \left(1 + \frac{P}{100}\right) \cdot \left(1 + \frac{W}{100}\right) \text{ (грн.)}, \quad (4.12)$$

де S – повна собівартість виробу, грн.;

P – норматив рентабельності, $P = 20\%$;

W – ставка податку на додану вартість, % (у 2019 році $W = 20\%$).

$$Ц_p = 5596,51 \cdot (1 + 0,2) \cdot (1 + 0,2) = 8058,97 \text{ (грн.)}$$

Прийmemo ціну реалізації в розмірі 8060,00 грн.

4.13 Розрахунок прибутку для виробника

Для розрахунку величини чистого прибутку, який може отримати виробник за рік можна скористатись формулою:

$$\Pi = \left\{ \left[Ц_p - \frac{(Ц_p - MP) \cdot f}{100} - S_B - \frac{q \cdot S_B}{100} \right] \cdot \left[1 - \frac{h}{100} \right] \right\} \cdot N \text{ (грн.)}, \quad (4.13)$$

де $Ц_p$ - ціна реалізації одиниці нового виробу, грн.;

MP - вартість матеріальних та інших ресурсів, які були придбані виробником для виготовлення одиниці нового виробу;

f - зустрічна ставка податку на додану вартість, %. В 2019 р. ставка $f = 16,67\%$;

S_B - виробнича собівартість одиниці нового виробу, грн.;

q - норматив, який визначає величину адміністративних витрат, витрат на збут та інші операційні витрати. %. Рекомендується приймати $q = 5 \dots 10\%$;

h - ставка податку на прибуток, %. В 2019 р. ставка $h = 18\%$;

N - число виробів, які планується реалізувати за рік, шт.

$$\begin{aligned}
 \Pi &= \left\{ \left[8060,00 - \frac{(8060,00 - 4226,00) \cdot 16,67}{100} - 5596,51 - \frac{10 \cdot 5596,51}{100} \right] \cdot \left(1 - \frac{18}{100} \right) \right\} \cdot 105 = \\
 &= 108901,74 \text{ (грн)}.
 \end{aligned}$$

4.14 Розрахунок терміну окупності витрат

Розрахуємо термін окупності T_0 витрат, які були використані на розробку нового технічного рішення за формулою:

$$T_0 = \frac{B}{\Pi} \text{ років,} \quad (4.14)$$

$$T_0 = \frac{158406,93}{108901,74} = 1,45 \text{ року}$$

Тобто вже за 1,45 року пристрій окупить вкладені у розробку та дослідження кошти, що свідчить про економічну доцільність проведення нової розробки.

5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

Основне завдання охорони праці – мінімізація вірогідності виникнення захворювань та виробничого травматизму при забезпеченні нормованих параметрів умов праці.

Неналежний стан охорони праці і цивільного захисту може стати причиною соціально-економічних проблем працівників та їх родин. Саме тому соціально-економічне значення охорони праці полягає в наступному: зростанні продуктивності праці, збільшенні валового внутрішнього продукту, скороченні виплат за лікарняними і компенсаційних виплат за важкі умови праці та інше.

В даному розділі наводиться аналіз небезпечних, шкідливих та уражаючих для працівника і навколишнього довкілля факторів, які виникають при проведенні розробки пристрою для біоелектрографії. В ньому розглядаються, зокрема, технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії, розрахунок товщини суцільного екрану для захисту від ЕМВ, технічні рішення з безпеки під час проведення розробки, безпека в надзвичайних ситуаціях.

Під час розробки вказаного пристрою на працівників впливають ті чи інші небезпечні та шкідливі виробничі фактори (НШВФ) фізичної та психофізіологічної груп відповідно до [1].

Фізичні небезпечні і шкідливі виробничі фактори: підвищена або понижена температура повітря робочої зони, підвищений рівень шуму на робочому місці, підвищений рівень статичної електрики, відсутність або недостатність природного освітлення, недостатня освітленість робочої зони, підвищена яскравість світла, пряма або відбита блискучість.

Психофізіологічні небезпечні і шкідливі виробничі фактори: нервово-психічні перевантаження: розумове перенапруження, монотонність праці, перенапруження аналізаторів.

5.1 Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії

5.1.1 Мікроклімат та склад повітря робочої зони

Під мікрокліматом виробничих приміщень розуміють клімат внутрішнього середовища цих приміщень, що визначається діючими на організм людини поєднаннями температури, вологості та швидкості руху повітря, а також інтенсивності теплового випромінювання.

Коли за технологічними вимогами, технічними і економічними причинами оптимальні норми не забезпечуються, то встановлюються допустимі величини показників мікроклімату.

Вибираємо для приміщення, де проводяться роботи з розробки пристрою для біоелектрографії, категорію важкості робіт за фізичним навантаженням – легка Ia.

Відповідно до [2] допустимі показники температури, відносної вологості та швидкості руху повітря в робочій зоні для теплого та холодного періодів року приведені в таблиці 5.1.

Таблиця 5.1 – Нормовані допустимі показники мікроклімату [2]

Період року	Категорія робіт	Температура повітря, °С для робочих місць		Відносна вологість повітря, %	Швидкість руху повітря, м/с
		постійних	непостійних		
Холодний	Ia	21-25	18-26	75	≤0,1
Теплий	Ia	22-28	20-30	55 при 28°С	0,1-0,2

Перепад температури повітря за висотою робочої зони для всіх категорій робіт дозволяється до 3°С. Для опромінення менше 25% поверхні тіла людини, допустима інтенсивність теплового опромінення – 100 Вт/м².

Вміст шкідливих речовин в повітрі робочої зони не повинен перевищувати гранично допустимих концентрацій (ГДК), що використовуються при проектуванні виробничих приміщень (будівель), обладнання, технологічних процесів, вентиляцій, з метою контролю за якістю виробничого середовища. ГДК шкідливих речовин, які використовуються в даному виробничому приміщенні наведено в таблиці 5.2.

Таблиця 5.2 – Гранично допустимі концентрації шкідливих речовин у повітрі робочої зони

Назва речовини	Параметр	Значення	Клас небезпеки
Пил нетоксичний	ГДК, мг/м ³	0,15	4
Іони n ⁺ , n ⁻	число іонів в 1 см ³ повітря	50000	–

З метою встановлення необхідних за нормативами показників мікроклімату та чистоти повітря робочої зони запропоновано: в приміщенні має бути розміщена система опалення для холодного і кондиціонування для теплого періодів року; з метою підвищення вологості повітря потрібно розташовувати місткості з водою за типом акваріумів поблизу опалювальних приладів або використовувати зволожувачі; застосування витяжної вентиляції, яка видаляє забруднення або нагріте повітря з приміщення, а також за допомогою неї контролюється швидкість руху повітря і вологість.

5.1.2 Виробниче освітлення

Для забезпечення гігієнічних раціональних умов на робочих місцях значні вимоги висуваються щодо якісних та кількісних показників освітлення.

З погляду задач зорової роботи в приміщенні, де проводяться роботи з розробки пристрою для біоелектрографії, згідно [3] знаходимо, що вони відповідають III розряду зорових робіт. Вибираємо контраст об'єкта з фоном – середній та характеристику фону – середню, яким відповідає підрозряд зорових робіт в.

Нормативні значення коефіцієнта природного освітлення (КПО) і мінімальні значення освітленості при штучному освітленні наведені в таблиці 5.3.

Таблиця 5.3 – Нормативні значення коефіцієнта природного освітлення та мінімальні освітленості при штучному освітленні

Характеристика зорової роботи	Найменший розмір об'єкта розрізн., мм	Розряд зорової роботи	Підрозряд зорової роботи	Контраст об'єкта розрізнення з фоном	Характеристика фону	Освітленість для штучного освітлення, лк			КПО, %	
						комбіноване		загальне	Природне освітлення (бокове)	Суміщене освітлення (бокове)
						всього	у т. ч. від загального			
Високої точності	0,3-0,5	III	в	середній	середній	750	200	300	2	1,2

Так як приміщення розташоване у м. Вінниця (2-га група забезпеченості природним світлом), а вікна орієнтовані за азимутом 90° , то для таких умов КЕО визначатиметься за виразом [3, 4]

$$e_N = e_n m_N [\%], \quad (5.1)$$

де e_n – табличне значення КЕО, %;

m_N – коефіцієнт світлового клімату;

N – номер групи забезпеченості природним світлом.

Підставляючи відомі значення одержимо нормовані значення КПО для бокового та суміщеного освітлення:

$$e_{N.b} = 2 \cdot 0,85 = 1,7 (\%);$$

$$e_{N.c} = 1,2 \cdot 0,85 = 1,02 (\%).$$

Для встановлення нормованих значень показників освітлення запропоновано:

1) при недостатньому природному освітленні в світлу пору доби доповнення штучним за допомогою люмінесцентних ламп з утворенням системи суміщеного освітлення;

2) застосування штучного освітлення у темну пору доби.

5.1.3 Виробничі віброакустичні коливання

Зважаючи на те, що при використанні пристроїв крім усього іншого обладнання використовується устаткування, робота якого генерує шум та вібрацію, необхідно передбачити шумовий та вібраційний захист.

Визначено, що приміщення, в якому відбувається робота з розробки пристрою для біоелектрографії може мати робочі місця із шумом та вібрацією, що поширюється від сусідніх виробничих приміщень.

З метою попередження травмування працюючих під дією шуму та вібрації вони підпадає під нормування. Головним нормативом стосовно виробничого шуму, що діє на території України, є [5], у відповідності з яким нормовані рівні звукового тиску, рівні звуку та еквівалентні рівні шуму на робочих місцях у промислових приміщеннях не мають перевищувати значень, які приведені в таблиці 5.4. Норми виробничих вібрацій наведені в таблиці 5.5 для 3-ї категорії (технологічна) типу "в".

Таблиця 5.4 – Допустимі рівні звукового тиску і еквівалентні рівні звуку

Рівні звукового тиску в дБ в октавних полосах з середньо-геометричними частотами, Гц									Рівні звуку і еквівалентні рівні звуку, дБА
31,5	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000	
86	71	61	54	49	45	42	40	38	50

Таблиця 5.5 – Допустимі рівні віброприскорення [6]

Гранично допустимі рівні віброприскорення, дБ, в октавних полосах з середньо-геометричними частотами, Гц						Коректовані рівні віброприскорення, дБА
2	4	8	16	31,5	63	
36	33	33	39	45	51	33

Для забезпечення допустимих показників віброакустичних коливань в приміщенні передбачено: постійне змащування підшипників вентиляторів системи вентиляції; проведення перевірки рівнів шуму та вібрації.

5.1.4 Виробничі випромінювання

Проведений аналіз умов праці показав, що приміщення, де виконується робота з розробки пристрою для біоелектрографії може містити електромагнітні випромінювання.

Гранично допустимі рівні електромагнітних полів наведені в таблиці 5.5.

Таблиця 5.5 –Гранично допустимі значення електромагнітних полів на робочих місцях згідно [14]

Параметри та одиниці вимірювання	Граничні значення в діапазонах частот					
	1-10 кГц	10-60 кГц	0,06-3 МГц	3-30 МГц	30-50 МГц	50-300 МГц
$E_{Гд}$, В/м	1000	700	500	300	80	
$ЕН_{Гд}$, $(В/м)^2 \cdot год$	120000	40000	20000	7000	800	
$H_{Гд}$, А/м	75	57	50	–	3,0	–
$ЕН_{Гд}$, $(А/м)^2 \cdot год$	675	390	200	–	0,72	–

Для забезпечення захисту і досягнення нормативних рівнів випромінювань необхідно використовувати екранування робочого місця і скорочення часу опромінення за рахунок перерв на відпочинок.

5.1.5 Розрахунок товщини суцільного екрану для захисту від ЕМВ

Виконати розрахунок товщини суцільного алюмінієвого екрану для захисту від електромагнітного випромінювання, якщо частота поля $f = 30000$ кГц, фактична напруженість електричного поля $E_{\phi} = 250$ В/м, число витків котушки $n = 3000$ шт., а її радіус $r = 0,15$ м, сила струму в котушці $I = 1,5$ А, відстань від джерела до робочого місця $X = 1,2$ м.

Товщину суцільного екрану будемо визначати як найбільшу із товщин суцільного екрану для захисту від джерел електричної та магнітної складових ЕМВ, відповідно

$$\delta = \max\{\delta_E, \delta_H\} \text{ [мм]}, \quad (5.2)$$

де δ_E – товщина суцільного екрану для захисту від джерела електричного поля, мм;

δ_H – товщин суцільного екрану для захисту від джерела магнітного поля, мм.

Товщина екрану δ_E від електричної складової електромагнітного випромінювання у випадку використання суцільного екрану може бути визначена за формулою

$$\delta_E = \frac{65L_E}{\sqrt{f\mu\gamma}} \text{ [мм]}, \quad (5.3)$$

де L_E – ефективність екранування від електричної складової електромагнітного випромінювання, дБ;

f – частота електромагнітного поля, Гц;

μ – магнітна проникність металу захисного екрану, Г/м;

γ – електрична провідність металу екрану, (Ом·м)⁻¹.

Ефективність екранування від електричної складової електромагнітного випромінювання розраховується за формулою

$$L_E = 20 \lg \frac{E_\Phi}{E_{ГД}} \text{ [дБ]}, \quad (5.4)$$

де E_Φ – фактична напруженість електричного поля, В/м;

$E_{ГД}$ – гранично допустима напруженість електричного поля, В/м.

Товщина екрану δ_H від магнітної складової електромагнітного випромінювання у випадку використання суцільного екрану може бути визначена за формулою

$$\delta_H = \frac{65L_H}{\sqrt{f\mu\gamma}} \text{ [мм]}, \quad (5.5)$$

де L_H – ефективність екранування від магнітної складової електромагнітного випромінювання, дБ.

Ефективність екранування від магнітної складової електромагнітного випромінювання розраховується за формулою

$$L_H = 20 \lg \frac{H_\phi}{H_{ГД}} \text{ [дБ]}, \quad (5.6)$$

де H_ϕ – фактична напруженість магнітного поля, А/м;

$H_{ГД}$ – гранично допустима напруженість магнітного поля, А/м.

Фактична напруженість магнітного поля визначається за допомогою виразу

$$H_\phi = \frac{nIr^2}{4X^2} \beta_m \text{ [А/м]}, \quad (5.7)$$

де n – число витків котушки, шт.;

I – сила струму в котушці, А;

r – радіус котушки, м;

X – відстань від джерела до робочого місця, м;

β_m – коефіцієнт, що визначається співвідношенням X / r .

Для $X / r = 1,2 / 0,15 = 8 < 10$ $\beta_m = 1$.

Для діапазону частот 30...50 МГц $E_{ГД} = 80$ В/м, $H_{ГД} = 3$ А/м.

У випадку використання алюмінієвого екрану $\mu = 4\pi \cdot 10^{-7}$ Г/м,
 $\gamma = 3,54 \cdot 10^7$ (Ом·м)⁻¹.

Підставляючи відомі значення у формули (5.4, 5.3, 5.7, 5.6, 5.5, 5.2), одержимо:

$$L_E = 20 \lg \frac{250}{80} = 10,0398 \text{ (дБ)};$$

$$\delta_E = \frac{65 \cdot 10,0398}{\sqrt{30000 \cdot 10^3 \cdot 4\pi \cdot 10^{-7} \cdot 3,54 \cdot 10^7}} = 0,01787 \text{ (мм)};$$

$$H_\phi = \frac{3000 \cdot 1,5 \cdot 0,15^2}{4 \cdot 1,2^2} 1 = 17,578 \text{ (А/м)};$$

$$L_H = 20 \lg \frac{17,578}{3} = 13,9942 \text{ (дБ)};$$

$$\delta_H = \frac{65 \cdot 13,9942}{\sqrt{30000 \cdot 10^3 \cdot 4\pi \cdot 10^{-7} \cdot 3,54 \cdot 10^7}} = 0,02491 \text{ (мм)};$$

$$\delta = \max\{0,01787; 0,02491\} = 0,02491 \text{ (мм)}.$$

Отже, товщина суцільного екрану для захисту від джерела ЕМВ складатиме 0,02491 мм.

5.2 Технічні рішення з безпеки при проведенні розробки гастроекнтеростимулятора

5.2.1 Безпека щодо організації робочих місць

Конструкція робочого місця, взаємне розташування його елементів та його розміри мають відповідати антропометричним, психофізіологічним та фізіологічним характеристикам працівника, а також характеру праці [7].

Площа одного робочого місця повинна становити не менше 6,0 м², об'єм приміщення – не менше ніж 20 м³, висота – не менше 3,2 м [8].

Кольорове оздоблення інтер'єру приміщення повинно відповідати вказівкам з проектування кольорової обробки інтер'єрів приміщень будівель промислових підприємств. Поверхня підлоги має бути рівною, не слизькою, без вибоїн, мати антистатичні властивості, зручною для вологого прибирання. Не дозволяється використовувати під час оснащення інтер'єру полімерні матеріали, що виділяють у повітря шкідливі хімічні речовини.

5.2.2 Електробезпека

Причинами ураження електричним струмом у цьому приміщенні можуть бути: робота під напругою під час проведення ремонтних робіт, несправність устаткування, випадковий дотик до струмоведучих частин чи металевих частин, що опинилися під напругою. У відповідності до [9] дане приміщення належить до приміщень із підвищеною небезпекою ураження електричним струмом в наслідок наявності високої (більше 75 %) вологості. Тому безпека використання електрообладнання має забезпечуватись комплексом заходів, які передбачають використання ізоляції струмоведучих елементів, захисних блокувань, захисного заземлення та ін[10].

5.3 Безпека у надзвичайних ситуаціях. Дослідження безпеки роботи гастроентеростимулятора в умовах дії загрозливих чинників надзвичайних ситуацій.

Гастроентеростимулятор спрямований на забезпечення якісної діагностики людей. У зв'язку з тим, що пристрій має важливе значення для збереження здоров'я, і на нього можуть справляти значний вплив загрозливі чинники надзвичайні ситуації різного типу то необхідно провести дослідження безпеки роботи пристрою біоелектрографії. До найвпливовіших НС можна віднести: іонізуючі випромінювання та ЕМІ. Тому при розробці і експлуатації даних пристроїв слід забезпечити найвищий рівень захисту від цих факторів НС, оскільки кожна справляє свій вплив і може вивести даний пристрій з ладу.

Тож, в даній частині розділу необхідно дослідити характеристики безпеки роботи пристрою та розробити заходи по підвищенню стійкості його роботи в умовах впливу іонізуючих випромінювань та електромагнітного імпульсу.

В РЕА застосовуються елементи, до складу яких входять такі матеріали: метали, неорганічні матеріали (в основному діелектрики), провідники і різноманітні органічні сполуки (діелектрики, смоли і т.д.). Серед цих матеріалів метали найбільш чутливі до впливу іонізуючих випромінювань, оскільки їм властива висока концентрація вільних носіїв.

В радіоелектронній апаратурі іонізуючі випромінювання, викликають зворотні і незворотні процеси, внаслідок яких можуть відбуватися порушення роботи електричних елементів схеми, що призводять до виходу з ладу апаратури. Так, проходячи через елементи РЕА, потік гамма-випромінень створює в них вільні носії електричних зарядів, в результаті переміщення яких виникає помилковий імпульс, який призводить до спрацьовування пристрою. При великих дозах випромінювання втрачають працездатність комплектуючі елементи систем радіоелектроніки і електроавтоматики. В результаті опромінення у транзисторах змінюється обернений струм і коефіцієнт підсилення, у конденсаторах знижуються напруги пробую та опір стікання, змінюється провідність і внутрішній нагрів; руйнується електрична ізоляція дротів з полімерних

матеріалів. В органічних ізоляційних і діелектричних матеріалах змінюються такі параметри, як: електрична провідність, діелектрична проникність і тангенс кута втрат. Неорганічні матеріали менш чутливі до впливу іонізуючих випромінювань [].

Для інженерної практики найбільший інтерес представляє перший випадок, тобто дослідження стійкості роботи РЕА при перебуванні її в зараженій радіоактивними речовинами місцевості протягом певного часу після випадання радіоактивних речовин у даній місцевості.

ЕМІ ушкоджує напівпровідникові прилади, резистори, конденсатори. Це являє велику небезпеку для апаратури, добре захищеної від впливу інших загрозливих чинників. Тому слід пам'ятати про те, що захист апаратури від механічних ушкоджень не захищає від впливу ЕМІ. Апаратура може втратити працездатність, знаходячись у надійних захисних спорудженнях.

5.3.1 Дослідження безпеки роботи гастроентеростимулятора в умовах дії іонізуючих випромінювань

За критерій безпеки роботи гастроентеростимулятора в цих умовах приймається таке граничне значення рівня ($P_{зв}$, Р/год), при якому можуть виникнути тимчасові зміни, але пристрій буде працювати з потрібною якістю.

Приймаючи до уваги елементну базу, що використовується для реалізації пристрою біоелектрографії, складається таблиця потужностей експозиційних доз кожного елемента $P_{зв,i}$, що викликають початок зворотних змін, а отримані значення занесемо до таблиці 5.1.

Таблиця 5.1 – Потужність експозиційної дози для кожного елемента пристрою біоелектрографії.

№	Елементи радіоелектронної системи	$P_{зв,i}$, Р/с	$P_{зв}$, Р/с
1	Процесори, інтегральні мікросхеми	10^3	10 ³
2	Діоди загального призначення	10^4	
3	Транзистори загального призначення	10^4	
4	Мікросхеми	10^5	

Визначається елемент, який найбільшою мірою піддається впливу випромінюванням, тобто елемент із мінімальним значенням $P_{зв}$.

$$P_{зв} = 10^3 \text{ P/c}$$

В якості критерію стійкості роботи пристрою використовується граничне значення рівня іонізуючих випромінювань:

$$P_{гр} = K_{над} * P_{зв} * K_{посл}, \quad (5.1)$$

де $P_{зв}$ - рівень радіації незворотних змін пристрою в цілому;

$K_{над}$ - коефіцієнт надійності ($K_{над} = 0,9 \div 0,951$);

$K_{посл}$ - коефіцієнт послаблення.

$$P_{гр} = 0,951 * 10^3 * 2 \approx 7,61 \text{ (P/c)}.$$

З наведеної таблиці слідує, що мінімальні значення граничних рівнів радіації елементів, при яких в елементній базі можливі необоротні зміни мають інтегральні мікросхеми великої ступені інтеграції та мікропроцесори – $P_{зв}=10^3$, $K_{посл}=2$.

Визначаємо допустимий час роботи пристрою:

$$t_{доп} = \left(\frac{D_{зр} \cdot K_{осл} + 2 \cdot P_1 \cdot \sqrt{1}}{2 \cdot P_1} \right)^2, \quad (5.2)$$

$$t_{доп} = \left(\frac{10^3 \cdot 2 + 2 \cdot 7,61 \cdot \sqrt{1}}{2 \cdot 7,61} \right)^2 = 17313 \text{ (год)}.$$

Таким чином, допустимий час роботи пристрою складатиме 17313 годин при максимальному рівні радіації 7,61 P/c. Це досить великий час роботи в таких умовах і тому додаткових засобів захисту від ІВ не потрібно.

5.3.2 Дослідження безпеки роботи гастроентеростимулятора в умовах впливу електромагнітного імпульсу

За критерієм безпеки роботи пристрою біоелектрографії в умовах дії електромагнітного імпульсу можна прийняти коефіцієнт безпеки:

$$K_6 = 201g \frac{U_d}{U_r} \geq 40 \text{ [дБ]},$$

де U_d – допустиме коливання напруги живлення (для мікросхем 5 В);

U_r – напруга наведена за рахунок електромагнітних випромінювань у вертикальних (горизонтальних) струмопровідних частинах, В.

Допустимі коливання напруги живлення:

$$U_d = U_{ж} + \frac{U_{ж}}{100} * N = 5 + \frac{5}{100} = 5,25(B)$$

В зв'язку з тим, що окремі елементи приладу можуть мати різні значення коефіцієнтів безпеки, то безпека роботи пристрою в цілому визначається мінімальним значенням коефіцієнта безпеки.

З рівняння (5.1) визначаємо:

$$U_r = \frac{U_d}{\frac{40}{10^{20}}} = \frac{5,25}{100} = 0,05(B).$$

Прийmemo максимальну довжину горизонтальних струмопровідних частин $l_r=0,58$ м. Тоді горизонтальна складова напруженості електричного поля визначається за формулою:

$$E_r = U_r / l_r = 0,05 / 0,58 = 0,09 \text{ (В/м)}.$$

Звідси вертикальна складова напруженості буде $E_v=90$ В/м.

Таким чином, робота пристрою біоелектрографії можлива у випадку, якщо не перевищується значення вертикальної складової напруженості електричного поля 90 В/м.

5.4 Розробка заходів по підвищенню безпеки роботи гастроентеростимулятора в умовах надзвичайних ситуацій.

З метою зменшення негативного впливу на гастроентеростимулятора можна використати наступні методи.

Для захисту розробки, як і любых радіоелектронних пристроїв від дії іонізуючих випромінювань можна використати алюмінієві сплави, леговані елементами з високим атомним номером (лантаноїдами і рідкоземельними елементами), сплави на основі тугоплавких і рідкоземельних елементів і багат шарові матеріали. Також для боротьби з впливом іонізуючого випромінювання використовують захисні покриття виконані у вигляді наноструктури, яка включає сукупність атомів рідкоземельних елементів, введених в структуру армованої атомно-молекулярної матриці, яка утворює захисний шар.

Найкращим для захисту від ЕМІ є захищене металічним екраном приміщення, в якому розміщена радіоелектронна апаратура. На практиці частіше використовують струмопровідні сітки та плівкові покриття вікон, стільникові металеві конструкції для повітрозбірників та вентиляційних отворів і контактні пружинні прокладки, що розміщуються по периметру дверей і люків. Для захисту від проникнення електромагнітного імпульсу в апаратуру через різні кабельні вводи використовується перехід від електричних мереж зв'язку до практично незалежних від впливів ЕМІ волоконно-оптичних. Також для захисту кабельних вводів використовують в їх конструкції зерівські діоди.

Таким чином досліджуючи безпеку роботи пристрою в умовах дії іонізуючих випромінювань було виявлено, що він є стійким та не потребує розробки додаткових заходів. Однак при дослідженні стійкості роботи пристрою під дією електромагнітного імпульсу було з'ясовано, що є потреба у розробці певних заходів.

Найбільш ефективним заходом є екранування пристрою. Отже, при застосуванні екрана зі сталі пристрій біоелектрографії буде стійким в роботі у цих умовах. Для сталюого матеріалу $K=5,2$.

$A_{exp} = 40 - K_{be_min}$ - необхідне гасіння в екрані.

$$F=15000 \text{ (Гц)}.$$

Проведемо розрахунок додаткового екрана у наступній послідовності:

$$A_{exp} = K_B - K_{B.розр} = 40 - (-47) = 87(\text{дБ});$$

$$T = \frac{A_{exp}}{K\sqrt{F}} = \frac{87}{5,2 \cdot \sqrt{15000}} = 0,14(\text{см}).$$

Отже, необхідне екранування струмоведучих частин сталевим екраном товщиною більше 0,14 (см).

В ході виконання було розглянуто вплив іонізуючого випромінювання та ЕМІ на компоненти схеми, виконано розрахунки з яких видно, що ні один з класів елементів схеми не зазнає більшого впливу за граничне значення, також розраховано термін безпечної роботи пристрою, який складає 17313год. Що стосується впливу електромагнітного імпульсу, то з урахуванням необхідного рівня коефіцієнта безпеки було розраховано значення напруженості електричного поля. Для підвищення безпеки роботи пристрою біоелектрографії наведено основні заходи боротьби з впливом загрозованих чинників НС.

Отже основною метою даної частини розділу було дослідження безпеки роботи пристрою та розробка заходів по підвищенню безпеки його роботи.

Висновки до розділу

Під час написання даного розділу було розглянуто такі питання охорони праці та безпеки в надзвичайних ситуаціях, як технічні рішення з гігієни праці і виробничої санітарії, розрахунок товщини суцільного екрану для захисту від ЕМВ, технічні рішення з безпеки при проведенні розробки пристрою для біоелектрографії, безпека в надзвичайних ситуаціях.

ВИСНОВКИ

В результаті виконання МКР було розроблено конструкцію гастроентеростимулятора.

В перших двох розділах було розглянуто аналітичний огляд питання та дослідження і розробку методів та засобів стимуляції ШКТ.

В конструкторському розділі було проведено розрахунки масо-габаритних показників пристрою, згідно з розрахунків було обрано оптимальний варіант конструкції, маса пристрою складає 422 г, габаритні розміри – 107x107x61 мм. Також в розділі було проведено розрахунки таких показників як надійність, розрахунок плати на вібростійкість, тепловий розрахунок, проведено моделювання підсилювача потужності згідно з якого можна зробити висновок що пристрій стійко працює в температурному режимі від -20°C до $+85^{\circ}\text{C}$.

В економічній частині проведено розрахунки техніко-економічних показників згідно з яких видно що ціна пристрою який розробляється виявилася нижчою ціни аналога і складає 1612 грн. Тому гастроентеростимулятор буде конкурентоспроможним і розробка даного пристрою є доцільною і економічно вигідною.

У розділі охорона праці та безпека життєдіяльності у надзвичайних ситуаціях, було розглянуто забезпечення безпечних і нешкідливих умов праці для роботи з гастроентеростимулятором, запропоновані заходи безпеки, та заходи пожежної безпеки. Проведено дослідження стійкості роботи гастроентеростимулятора в умовах дії іонізуючого випромінювання та електромагнітного імпульсу. Розрахунки показали що пристрій не потребує захисту від шкідливого іонізуючого випромінювання. Розрахунки стійкості роботи гастроентеростимулятора в умовах дії електромагнітного імпульсу показали, що прилад потребує додаткового захисту. Отже було розраховано товщину екрануючої сітки для приладу, вона складає 0,9мм.

ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРИ

1. Методичні вказівки до виконання студентами-магістрантами наукового напрямку економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. В.О. Козловський – Вінниця: ВНТУ, 2012. – 22 с.

2. Кавецький В. В. Економічне обґрунтування інноваційних рішень: практикум / В. В. Кавецький, В. О. Козловський, І. В. Причепка – Вінниця : ВНТУ, 2016. – 113 с.

3. Козловський В. О. Техніко-економічне обґрунтування та економічні розрахунки в дипломних проектах та роботах. Навчальний посібник. – Вінниця: ВДТУ, 2003. – 75с.

4. Черникова П. Д. Техніко-економічні розрахунки та обґрунтування в дипломних проектах. – Минск, 1973, 188с.

5. Терещук Р. М., Терещук К. М. Полупроводниковые приемно-усилительные устройства: Справочник радиолюбителя. – К.: Наукова думка, 1989.—8 00с.

6. Механизм токопереноса в структуре металл – Tb_2GeS_5 – Ge/В.Ф. Агафонников, В.И. Гаман, С.Ф. Глушук, Л.И. Терехина//Изв. вузов. Физика. – 1981. –№1. – С. 3 – 7.

7. Генерационные свойства МДП-структур $Al - Tb_2GeS_5 - Ge$ /В.Ф. Агафонников, В.И. Гаман, С.Ф. Глушук, Л.И. Терехина//Изв. вузов. Физика. – 1982. –№7. – С. 28 – 31.

8. Агафонников В.Ф. Эффект переключения и механизм токопереноса в тонких пленках дисульфида германия/В.Ф. Агафонников, В.И. Гаман, С.Ф. Глушук, Л.И. Терехина; Редкол. журн. «Изв. вузов. Физика». – Томск, 1981. – 7с.:ил.. – Библиогр.:10 назв. – Деп. в ВИНТИ 20.11.81, № 4535 – 81.

9. Агафонников В.Ф. Генерационные свойства структур металл – $GeS_2 - Ge$ /В.Ф. Агафонников, В.И. Гаман, С.Ф. Глушук, Л.И. Терехина. Редкол. журн. «Изв. вузов. Физика». – Томск, 1982. – 5 с.:ил.. – Библиогр.:2 назв. – Деп. В ВИНТИ 30.02.82, № 4536 – 81.

10. Автономный электростимулятор-зонд/В.Ф. Агафонников, С.Ф. Глуцук, Г.Ц. Дамбаев, А.Г. Мартусевич, В.В. Пекарский//Электронная промышленность. – 1986. – №5. – С. 35 – 36.

11. Мартусевич А.Г. Применение автономного электростимулятора-зонда желудочно-кишечного тракта в хирургии внепеченочных желчных путей/ А.Г. Мартусевич, С.Ф. Глуцук //Использование технических средств в реконструктивной и восстановительной хирургии: тез. докл. I – й науч. конф. мол. Ученых СФ ВНЦХ АМН СССР. – Иркутск, 1986. – С. 129 – 130.

12. О влиянии автономной электрической стимуляции желудочно-кишечного тракта на функцию имплантированных электрокардиостимуляторов /А.И. Оферкин, А.Г. Мартусевич, О.С. Попов, С.Ф. Глуцук//Актуальные вопросы кардиологии: Недостаточность кровообращения (патогенез, диагностика, лечение). – 1986. – Вып. I. – С. 100 – 101.

13. Исследование электрохимической поляризации и коррозии электродов автономного электростимулятора желудочно-кишечного тракта, изготовленных из стали 12Х18Н9/В.Ф. Агафонников, С.Ф. Глуцук, И.В. Гиречева, О.И. Налесник//Мед. техника. – 1987. – №2. – С. 27 – 31.

14. Горобец А. И., Степаненко А. И., Коронкевич В. М. Справочник по конструированию радиоэлектронной аппаратуры. К.: Техника 1985.—312с.

15. Горохов В.А. Комплексная микроминиатюризация в электросвязи. – М.: Радио и связь, 1987. - 280 с

16. Ольхов Б.О. Основы проектирования сборочных единиц ЭВМ. Учебное пособие. – М.: Машиностроение, 1980. - 255 с

17. Дульнев Г.И., Тарковский Н.И. Тепловые режимы радиоэлектронной аппаратуры. - Л.: Энергия, 1971. - 248 с.

18. Парфенов Е.М. Проектирование конструкций РЕА. - М.: Радио и связь, 1989. - 296 с.

18. Ненашев А.П., Маланич Ю. А. Конструирование радиоэлектронных систем. - М.: Высшая школа, 1990, - 432 с.

19. Практическое пособие по учебному конструированию РЭА/ В.Т. Белинский и др.. - К.:Вища школа,1992.

20. ГОСТ 12.0.003-74 Опасные и вредные производственные факторы
21. Охрана труда и окружающей среды в радиоэлектронной промышленности / К. Н. Ткачук, Р. В. Сабарно, А. Г. Степанов, Е. Н. Шкляренко: Учеб. Пособие. – К.: Вища школа. Головное изд-во, 1988.-240с.
22. ГОСТ 12.1.005-88 Общие санитарно-гигиенические требования к воздуху рабочей зоны.
23. СНИП II-4-79 Естественное и искусственное освещение.
24. СН 3223-85 Санитарные нормы допустимых уровней шума на рабочих местах.
25. ГОСТ 12.1.012-90 Вибрационная безопасность.
26. Методичні вказівки до виконання курсової роботи з дисципліни “Охорона праці”. Для студентів всіх спеціальностей. / Укладач Бондаренко Е. А. – Вінниця : ВДТУ, 1999.- 16с.
27. Геврик Е. О. Охорона праці : Навч. Посібник для студентів вищих навчальних закладів. – К.: Ельга, Ніка-Центр, 2003.-280с.
28. Сивко В. Й. Розрахунки з охорони праці: Навч. посібник / МО і науки України. – Житомир: ЖІТІ, 2001. – 152с.
29. Защита объектов народного хозяйства от оружия массового поражения : Справочник / Г. П. Демиденко, П. П. Орлов и др. Под ред. Демиденко – 2-е изд., перераб. и доп. – К.: Вища шк., Голов. изд-во, 1989-287с.
30. Сакевич В. Ф. Основи питань цивільної оборони в дипломних проектах : Навч. Посіб. / МО і науки України. – Вінниця : ВДТУ, 2001.-108с.
31. Атаманюк В. Г. и др. Учебн. для вузов. Под ред. Д. И. Михайлика – М.: Высш. шк., 1986. - 207с: ил.
32. ГОСТ 12.0.003-74.ССБТ. Опасные и вредные производственные факторы. Классификация.
33. ДСН 3.3.6.042-99. Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень.
34. ДБН В.2.5-28-2006. Природне і штучне освітлення.

35. Пособие по расчету и проектированию, естественного, искусственного и совмещенного освещения НИИСФ – М.: Стройиздат. 1985. – 384 с.

36. ДСН 3.3.6-037-99. Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку.

37. ДСН 3.3.6.039-99. Державні санітарні норми виробничої та загальної вібрацій.

38. ГОСТ 12.2.032-78. ССБТ. Рабочее место при выполнении работ сидя. Общие эргономические требования.

39. 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.

40. ДНАОП 0.00-1.21-98 Правила безпечної експлуатації електроустановок споживачів. – К. : Держнаглядохоронпраці, 1998. – 382 с.

41. ДБН В.2.5-27-2006. Захисні заходи електробезпеки в електроустановках будинків і споруд.

Додаток А

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМІ

д.т.н., проф. С.М. Злепко

“ _____ ” _____ 2019р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на магістерську кваліфікаційну роботу

ДОСЛІДЖЕННЯ ТА РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ

ГАСТРОЕНТЕРОСТИМУЛЯТОРА

08-35.МКР.178.12.000 ТЗ

Керівник МКР

к.т.н. доцент. кафедри БМІ

Тимчик С.В.

Виконавець: ст.гр. БМА-18м

Сергатюк В.В.

Вінниця 2019

1. Назва МКР: Дослідження та розробка конструкції гастроентеростимулятора.

2. Виконавець МКР: студент групи БМА-18м Сергатюк В.В.

3. Підставою для виконання МКР є протокол засідання кафедри БМІ №01 від 29.09. 2019р.

4. Мета виконання МКР і призначення продукції: розробка та дослідження гастроентеростимулятора. При цьому малося на увазі вирішення таких основних завдань. Перш за все було необхідно розробити пристрій, який задовольнить поставленні технічні вимоги і при цьому буде доступний широкому загалу медичних закладів.

5. Джерела розробки:

1. Механизм токопереноса в структуре металл – Tb_2GeS_5 – Ge/В.Ф. Агафонников, В.И. Гаман, С.Ф. Глушук, Л.И. Терехина//Изв. вузов. Физика. – 1981. –№1. – С. 3 – 7.

2. Генерационные свойства МДП-структур $Al - Tb_2GeS_5 - Ge$ /В.Ф. Агафонников, В.И. Гаман, С.Ф. Глушук, Л.И. Терехина//Изв. вузов. Физика. – 1982. –№7. – С. 28 – 31.

3. Агафонников В.Ф. Эффект переключения и механизм токопереноса в тонких пленках дисульфида германия/В.Ф. Агафонников, В.И. Гаман, С.Ф. Глушук, Л.И. Терехина; Редкол. журн. «Изв. вузов. Физика». – Томск, 1981. – 7с.:ил.. – Библиогр.:10 назв. – Деп. в ВИНТИ 20.11.81, № 4535 – 81.

4. Агафонников В.Ф. Генерационные свойства структур металл – $GeS_2 - Ge$ /В.Ф. Агафонников, В.И. Гаман, С.Ф. Глушук, Л.И. Терехина. Редкол. журн. «Изв. вузов. Физика». – Томск, 1982. – 5 с.:ил.. – Библиогр.:2 назв. – Деп. В ВИНТИ 30.02.82, № 4536 – 81.

5. Автономный электростимулятор-зонд/В.Ф. Агафонников, С.Ф. Глушук, Г.Ц. Дамбаев, А.Г. Мартусевич, В.В. Пекарский//Электронная промышленность. – 1986. – №5. – С. 35 – 36.

6. Мартусевич А.Г. Применение автономного электростимулятора-зонда желудочно-кишечного тракта в хирургии внепеченочных желчных путей/ А.Г. Мартусевич, С.Ф. Глушук //Использование технических средств в

реконструктивной и восстановительной хирургии: тез. докл. I – й науч. конф. мол. Ученых СФ ВНЦХ АМН СССР. – Иркутск, 1986. – С. 129 – 130.

7. О влиянии автономной электрической стимуляции желудочно-кишечного тракта на функцию имплантированных электрокардиостимуляторов /А.И. Оферкин, А.Г. Мартусевич, О.С. Попов, С.Ф. Глуцук//Актуальные вопросы кардиологии: Недостаточность кровообращения (патогенез, диагностика, лечение). – 1986. – Вып. I. – С. 100 – 101.

8. Исследование электрохимической поляризации и коррозии электродов автономного электростимулятора желудочно-кишечного тракта, изготовленных из стали 12Х18Н9/В.Ф. Агафонников, С.Ф. Глуцук, И.В. Гиречева, О.И. Налесник//Мед. техника. – 1987. – №2. – С. 27 – 31.

6. Технічні вимоги:

6.1 Призначення: пристрій відноситься до медичної апаратури.

Параметри:

– напруга живлення, В	220
– споживана потужність, Вт, не більше	5

6.2 Вимоги життєздатності та стійкості до зовнішніх впливів:

Вимоги міцності при транспортуванні:

– тривалість ударного імпульсу, мс	5...10
– прискорення пікове, g	5
– загальне число ударів, не менше	13000

Вимоги до ударної міцності:

– тривалість ударного імпульсу, мс	5...10
– прискорення пікове, g	10
– загальне число ударів, не менше	15000

Експлуатаційні параметри:

– температура, °С	-20...+60
– відносна вологість, %	85

6.3 Вимоги надійності:

– середнє напрацювання на відмову, годин	4000
--	------

6.4 Вимоги до конструкції:

– вага, не більше, кг	0,6
– об'єм, не більше, см ³	750

6.5 Вимоги технологічності: пристрій виготовляти за новітніми технологіями.

6.6 Вимоги уніфікації та стандартизації: пристрій повинен складатися зі стандартних виробів, з використанням новітніх розробок.

6.7 Вимоги до дизайну, ергономіки та технічної естетики: прилад повинен бути зручним для використання, ремонтпридатним.

6.8 Вимоги експлуатації та зручності ремонту: прилад повинен бути зручним для експлуатації та виконання ремонту.

6.9 Вимоги безпеки життя: прилад повинен бути безпечним для користувача та виконуючого ремонт, не мати відкритих частин, мати ізоляцію.

6.10 Вимоги взаємозамінності прилад повинен бути блочного типу, конструкція комплексного блоку повинна розбиратися, схема повинна складатися з доступної елементної бази.

6.11 Вимоги транспортування і зберігання: відсутні.

6.12 Вимоги до якості і технічного рівня: прилад повинен відповідати сучасному рівню медичної апаратури.

7. Техніко-економічні вимоги: виробництво даного приладу повинно окупитися не більше ніж за 2 роки.

8. Вимоги до сировини та матеріалів: матеріали, з яких вироблятиметься даний прилад, мають бути екологічно чистими, і легкими.

9. Вимоги до консервації, пакування та маркування: не потребує.

10. Вимоги до розробленої документації:

– склад КД: пояснювальна записка, схема електрична принципова, перелік елементів, структурна схема, креслення друкованої плати, складальне креслення друкованої плати, специфікація.

12. Стадії та етапи МКР:

12.1 Зміст розрахунково-пояснювальної записки:

1 Аналітичний огляд питання

2 дослідження та розробка методів та засобів стимуляції ШКТ.

3. Конструкторсько-технологічний розділ.
4. Економічна частина;
5. Розділ охорони праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

12.2 Перелік графічного матеріалу:

1. Структурна схема;
2. Схема електрична принципова;
3. Топологія друкованої плати;
4. Складальне креслення друкованої плати;
5. Моделювання;

Таблиця А.1 – Етапи виконання магістерської кваліфікаційної роботи

Назва розділу магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання
Розробка технічного завдання	до 20.10.2019
Техніко-економічний аналіз завдання, економічного середовища, обґрунтування вихідних даних та оптимального варіанту розробки	до 01.11.2019
Розв'язання основної задачі	до 15.11.2019
Розробка заходів з охорони праці	до 20.11.2019
Розрахунок техніко-економічних показників	до 25.11.2019
Оформлення графічної частини та пояснювальної записки	до 01.12.2019
Попередній захист	06.12.2019

Розробив студент групи БМА-18м _____ Сергатюк В.В.