

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
ЕХООФТАЛЬМОСКОПА»**

Виконав студент 2-го курсу гр.БМА-18м
спеціальності 163 «Біомедична інженерія»
Задорожний І.А.
Керівник: д.т.н., проф. Павлов 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 Задорожному Івану Андрійовичу

1. Тема МКР **«Дослідження та розробка конструкції ехоофтальмоскопа»**

Керівник магістерської кваліфікаційної роботи Павлов С.В., д.техн. наук, професор.

затверджені наказом вищого навчального закладу від 02.10” 2019 року №254.

2. Строк подання студентом роботи 01.12.2019 року.

3. Вихідні дані до роботи Розробити конструкцію ехоофтальмоскопа, з наступними параметрами: Габарити, мм – 120x250x100; Маса, кг – не більше 1,1; Споживча потужність, Вт – не більше 25, Напруга живлення, В – 220; Вхідні дані: струм живлення, А – 0,023; Умови експлуатації: температура - 20°C + 60°C; відносна вологість, %10-75; атмосферний тиск, кПа – 700-1600. Програма випуску, шт. – 375.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити): аналітичний огляд питання, дослідження методів ехоофтальмоскопії, конструкторсько-технологічний розділ, економічний розділ, розділ охорони праці та безпека в надзвичайних ситуаціях.

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових

креслень): Структурна схема пристрою, схема електрична принципова, креслення друкованої плати, складальне креслення, перелік елементів, специфікація, моделювання схеми.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Павлов С.В. д.т.н., проф., каф. БМІ		
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

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

Задорожний І.А.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи

Павлов С.В.
(підпис) (прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

В магістерській кваліфікаційній роботі було досліджено методи проведення дослідження ока за допомогою ехоофтальмоскопів, а також було розроблено конструкцію ехоофтальмоскопа, проведено техніко-економічне обґрунтування, в якому було визначено, що розробка приладу буде доцільною.

Також розроблена конструкція самого приладу: розроблено корпус 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 проведена оцінка стійкості роботи ехоофтальмоскопа в умовах дії іонізуючого випромінювання та електромагнітного імпульсу.

АННОТАЦИЯ

В магистерской квалификационной работе были исследованы методы проведения исследования глаза с помощью эхоофтальмоскопиров, а также был разработан конструкцию эхоофтальмоскопа, проведено технико-экономическое обоснование, в котором было определено, что разработка прибора будет целесообразной. Также разработана конструкция самого прибора: разработан корпус 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 эхоофтальмоскопа в условиях действия ионизирующего излучения и электромагнитного импульса.

ЗМІСТ

ВСТУП	8
1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПИТАННЯ	11
1.1 Фізичні принципи ультразвукового дослідження	11
1.2 Методи ультразвукового дослідження	13
1.3 Ультразвукове дослідження в А-режимі	13
1.4 Ультразвукове дослідження в В-режимі.....	15
1.5 Спеціальні техніки дослідження	16
1.5.1 Іммерсійна УЗД в В-режимі	16
1.5.2 Колірна доплерографія	16
1.5.3 Тривимірне ультразвукове дослідження	18
1.6 Пристрій ультразвукового устаткування.....	18
1.7 Обґрунтування і вибір аналогу.....	23
1.8 Оцінка наукового, технічного та економічного рівня науково-дослідної роботи	24
1.9 Оцінювання комерційного потенціалу розробки.....	26
1.10 Оцінювання рівня якості нової розробки	27
Висновки	29
2 ДОСЛІДЖЕННЯ МЕТОДІВ ЕХООФТАЛЬМОСКОПІ	30
2.1 Положення та підготовка пацієнта	30
2.2 Датчик для ультразвукового дослідження в В-режимі	31
2.3 Транскорнеальное сканування	31
2.4 Трансклеральної сканування	32
3 КОНСТРУКТОРСЬКО-ТЕХНОЛОГІЧНИЙ РОЗДІЛ.....	35
3.1 Розробка структурної схеми приладу	35
3.2 Аналіз схеми електричної принципової	36
3.3 Аналіз елементної бази.....	38
3.4. Аналіз аналогічних конструкцій	39
3.5 Компонування пристрою.....	41
3.5.1. Загальні відомості та завдання конструювання	41

3.5.2 Розробка різних варіантів конструкції та їх аналіз	43
3.5.3 Визначення габаритних розмірів пристрою	48
3.5.4 Визначення маси пристрою	50
3.5.5 Розрахунок надійності пристрою	52
3.6 Розробка конструкції друкованої плати	55
3.6.1 Вибір типу друкованої плати	55
3.6.2 Вибір класу точності друкованої плати	56
3.6.3 Вибір матеріалу друкованої плати	56
3.6.4 Розрахунок діаметрів контактних площадок.....	58
3.6.5 Розрахунок ширини провідників.....	59
3.6.6 Трасування друкованої плати.....	60
3.7 Розрахунок плати на вібростійкість	62
3.8 Аналіз електромагнітної сумісності елементів друкованої плати	64
3.9 Тепловий розрахунок приладу	66
3.10 Моделювання транзисторного підсилювача за допомогою OrCAD	68
3.11 Аналіз конструкторсько-технологічних характеристик	70
3.12 Розробка технології складання пристрою	73
3.12.1 Технологічний процес виготовлення друкованої плати	74
3.12.2 Технологія монтажу елементів на друкованій платі	76
3.12.3 Технологія складання пристрою	78
4 ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ	79
4.1 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	79
4.2 Розрахунок собівартості виготовлення ехоофтальмоскопу.....	86
4.3 Розрахунок ціни реалізації ехоофтальмоскопу.	86
4.4 Розрахунок чистого прибутку для виробника від реалізації нового технічного рішення.....	88
4.5 Розрахунок терміну окупності витрат для виробника	89
Висновки до розділу	90
5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА У НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	91
5.1 Технічні рішення з виробничої санітарії та гігієни праці	92

5.1.1 Мікроклімат та склад повітря робочої зони	92
5.1.2 Виробниче освітлення.....	93
5.1.3 Виробничі віброакустичні коливання.....	95
5.1.4 Виробничі випромінювання	96
5.1.5 Розрахунок попередній розрахунок КПО для комбінованого природного освітлення	96
5.2 Технічні рішення з безпеки під час проведення розробки системи для діагностики психомоторних реакцій людини	100
5.2.1 Безпека щодо організації робочих місць	100
5.2.2 Електробезпека.....	101
5.3 Безпека у надзвичайних ситуаціях.	101
5.3.1 Визначення області працездатності ехоофтальмоскопу в умовах дії іонізуючого випромінювання.....	102
5.3.2 Визначення області працездатності ехоофтальмоскопу в умовах дії електромагнітного імпульсу.....	104
Висновки до розділу	105
ВИСНОВКИ	106
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ	107

ВСТУП

Актуальність Ультразвукове дослідження (УЗД) є одним з основних діагностичних засобів візуалізації очей. Цей безпечний, неінвазивний метод дослідження, що забезпечує постійний зворотний зв'язок, знаходить застосування в діагностиці та оцінці безлічі захворювань органу зору. УЗД очі має особливу цінність при наявності непрозорих оптичних середовищ (помутнінь рогівки, змін в передній камері, катаракти, крововиливів або запальних змін в склоподібному тілі). Воно також може бути корисно при прозорих середовищах, наприклад для оцінки стану райдужної оболонки, кришталика, циліарного тіла і структур очної ямки. Крім того, УЗД є стандартним методом для документації, вимірювання та диференціальної діагностики внутрішньоочних пухлин.

Відмітимо що за останні десятиліття застосування ультразвуку в якості діагностичної методики отримало надзвичайно широке поширення. В даний час УЗД займає (поряд з рентгенівськими обстеженнями) лідируюче положення серед інших видів обстежень. Ультразвукова діагностика, пройшовши величезний шлях від свого зародження у військових установах до наших днів, стала однією з ключових діагностичних методик. Разом з технологічними вдосконаленнями ультразвукове медичне обладнання прогресувало від досить примітивною і громіздкою апаратури, відтворюючої неоптимальні зображення, до переносних, зручних для використання, і складним приладів. Така еволюція стала можливою завдяки тісній взаємодії і єднання сил фізиків, фізіологів, медиків, інженерів різних спеціальностей та багатьох інших фахівців.

Незважаючи на досягнуті успіхи науковий пошук в галузі подальшого розвитку ультразвукових методів і засобів діагностики триває. Це дозволяє говорити про медичну акустику як про самостійну і швидко розвиваючею галузю, успіхи якої дають можливість вважати, що сьогоденні ідеї завтра вже можуть стати технологією.

На етапі набору статистичних даних, велике значення мають дешеві та прості пристрої, які дозволять швидко набрати потрібний багаж результатів

досліджень. Також вони дозволять виявити недоліки ще на етапі встановлення вагомості методу. Тому вважаємо актуальним і доцільним розробку апарату для газорозрядної візуалізації.

Метою нашої роботи, була розробка апарату для газорозрядної візуалізації. 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.

Об'єктом дослідження МКР є процес дослідження методів для ультразвукового дослідження ока, які мають можливість отримання інформації про розташування і характер структур очного яблука і орбіти і вимірювання лінійних розмірів ока методом ультразвукової локації.

Предметом дослідження МКР є розробка конструкції ехоофтальмоскопу.

Наукова новизна одержаних результатів полягає в подальшому розвитку принципів та підходів до дослідження ока, розробленні нових та удосконаленні існуючих методів діагностики, які забезпечують високу ефективність при визначенні розташування і характеру структури очного яблука.

Практичне значення одержаних результатів.

1. Розроблено конструкцію ехоофтальмоскопа.
2. Запропоновано структуру ехоофтальмоскопа, яка підвищує його інформативність, надає доступ керівнику і лікарю до необхідної інформації, що в кінцевому результаті підвищує ефективність дослідження характеру структури очного яблука.

Особистий внесок здобувача. Сформульовані в МКР наукові результати, висновки і рекомендації, що винесені на захист, отримані безпосередньо автором і є його науковим доробком. Дисертація є одноосібно виконаною науковою працею, в якій магістрантом особисто розроблені теоретичні положення, методичні підходи і практичні рекомендації по дослідженню методів проведення дослідження ока за допомогою ехоофтальмоскопів.

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПИТАННЯ

1.1 Фізичні принципи ультразвукового дослідження

Ультразвуком називають звукову хвилю з частотою, що перевищує поріг чутності (більше 20 кГц). Коли звукова хвиля зустрічає на своєму шляху кордон розділу двох тканин з різним акустичним опором, виникає луна (відображена звукова хвиля). Прилади для УЗД утворюють високочастотні звукові хвилі, а також сприймають луна-сигнал, який потім обробляють і підсилюють. Коротка акустична пульсація генерується спеціальним п'єзоелектричним кристалом, який діє як передавач, перетворюючи електричну енергію в ультразвук. Від кожної кордону розділу середовищ (що вказує на зміну щільності тканини) відбивається луна, яке повертається до передавача.

Відлуння-сигнали, що надійшли назад до датчика, перетворюються в електричний сигнал і обробляються. Залежно від параметрів і конструкції ресивера обробка може включати посилення, компенсацію, стиск, демодуляцію і придушення. На більшості ультразвукових апаратів криві посилення встановлені, проте можуть і змінюватися дослідником вручну. Відносне посилення (коефіцієнт посилення) вимірюється в децибелах (дБ). Закони акустичної енергії Застосування ультразвуку в медицині залежить від фізичних законів акустичної енергії, таких як відображення, заломлення і поглинання [1].

Дуже важливим фактором, що впливає на силу луна-сигналу, є кут падіння ультразвукової хвилі. Для точної оцінки різних структур на основі інтенсивності луна-сигналу звукова хвиля повинна спрямовуватися перпендикулярно оцінюваній структурі. Хвилі, що падають косо по відношенню до межі поділу середовищ, частково відбиваються в сторону від датчика, що призводить до ослаблення сигналу. На більшості ультразвукових апаратів криві посилення встановлені, проте можуть і змінюватися дослідником вручну. Відносне посилення (коефіцієнт посилення) вимірюється в децибелах (дБ). Закони акустичної енергії Застосування ультразвуку в

медицині залежить від фізичних законів акустичної енергії, таких як відображення, заломлення і поглинання [1]. Дуже важливим фактором, що впливає на силу луна-сигналу, є кут падіння ультразвукової хвилі. Для точної оцінки різних структур на основі інтенсивності луна-сигналу звукова хвиля повинна спрямовуватися перпендикулярно оцінюваній структурі. Хвилі, що падають косо по відношенню до межі поділу середовищ, частково відбиваються в сторону від датчика, що призводить до ослаблення сигналу. На більшості ультразвукових апаратів криві посилення встановлені, проте можуть і змінюватися дослідником вручну. Відносне посилення (коефіцієнт посилення) вимірюється в децибелах (дБ). Закони акустичної енергії Застосування ультразвуку в медицині залежить від фізичних законів акустичної енергії, таких як відображення, заломлення і поглинання [1]. Дуже важливим фактором, що впливає на силу луна-сигналу, є кут падіння ультразвукової хвилі. Для точної оцінки різних структур на основі інтенсивності луна-сигналу звукова хвиля повинна спрямовуватися перпендикулярно оцінюваній структурі. Хвилі, що падають косо по відношенню до межі поділу середовищ, частково відбиваються в сторону від датчика, що призводить до ослаблення сигналу. Відносне посилення (коефіцієнт посилення) вимірюється в децибелах (дБ).

Закони акустичної енергії Застосування ультразвуку в медицині залежить від фізичних законів акустичної енергії, таких як відображення, заломлення і поглинання [1]. Дуже важливим фактором, що впливає на силу луна-сигналу, є кут падіння ультразвукової хвилі. Для точної оцінки різних структур на основі інтенсивності луна-сигналу звукова хвиля повинна спрямовуватися перпендикулярно оцінюваній структурі. Хвилі, що падають косо по відношенню до межі поділу середовищ, частково відбиваються в сторону від датчика, що призводить до ослаблення сигналу. Відносне посилення (коефіцієнт посилення) вимірюється в децибелах (дБ). Закони акустичної енергії Застосування ультразвуку в медицині залежить від фізичних законів акустичної енергії, таких як відображення, заломлення і поглинання [1]. Дуже важливим фактором, що впливає на силу луна-сигналу, є кут падіння

ультразвукової хвилі. Для точної оцінки різних структур на основі інтенсивності луна-сигналу звукова хвиля повинна спрямовуватися перпендикулярно оцінюваній структурі. Хвилі, що падають косо по відношенню до межі поділу середовищ, частково відбиваються в сторону від датчика, що призводить до ослаблення сигналу. впливає на силу луна-сигналу, є кут падіння ультразвукової хвилі. Для точної оцінки різних структур на основі інтенсивності луна-сигналу звукова хвиля повинна спрямовуватися перпендикулярно оцінюваній структурі. Хвилі, що падають косо по відношенню до межі поділу середовищ, частково відбиваються в сторону від датчика, що призводить до ослаблення сигналу. впливає на силу луна-сигналу, є кут падіння ультразвукової хвилі. Для точної оцінки різних структур на основі інтенсивності луна-сигналу звукова хвиля повинна спрямовуватися перпендикулярно оцінюваній структурі. Хвилі, що падають косо по відношенню до межі поділу середовищ, частково відбиваються в сторону від датчика, що призводить до ослаблення сигналу.

Коливання форми і розміру кордону розділу середовищ також призводять до розсіювання сигналу, тому ультразвук, спрямований на нерівномірну поверхню, відбивається в різних напрямках, що супроводжується ослабленням луна-сигналу. Частота і роздільна здатність В сучасних ультразвукових апаратах, використовуваних в офтальмології, застосовуються частоти від 8 до 80 МГц, тобто вище, ніж в інших областях застосування ультразвуку (2-6 МГц). Використання більш високої частоти дозволяє підвищити дозвіл, що є важливим моментом, беручи до уваги невеликий розмір внутрішньоочних структур. Практичне застосування таких частот стає можливим завдяки поверхневому розташуванню структур очі, а також незначною мірою поглинання переважно рідких внутрішньоочних структур [2]. Висока частота ультразвуку досягається за допомогою механічного сканування одноелементна сфокусованим передавачем. Електронні матриці зазвичай не використовуються в приладах для УЗД, що застосовуються в офтальмології, так як існують конструктивні складності при виготовленні матриці з

розміщенням елементів з проміжком в половину довжини хвилі [3]. Анатомія ока дозволяє при обертанні очного яблука і переміщенні датчика досягати практично всіх структур з кутом падіння звукового променя, близьким до оптимального (тобто перпендикулярним).

1.2 Методи ультразвукового дослідження

Перше повідомлення про прижиттєвому УЗД внутрішньоочної пухлини, проведеному в А-режимі, було опубліковано Mundt і Hughes в 1956 р [4]. Незабаром після цього з'явилися публікації про інші можливості клінічного застосування УЗД в офтальмології [5]. Протягом 2 років після першого повідомлення були також описані УЗД в В-режимі і ультразвукові характеристики різних захворювань і пухлин очі [6]. Надалі зусиллями багатьох дослідників були значно поліпшені характеристики приладів для УЗД очі і розширено спектр діагностичних технік. Найбільш часто в офтальмології застосовуються методи УЗД в А- і В-режимах, а також ультразвукова біомікроскопія (УБМ). Менше застосування знайшли колірне доплерівське картування (КДК) і тривимірне УЗД.

1.3 Ультразвукове дослідження в А-режимі

УЗД в А-режимі являє собою одномірний відображення луна-сигналу (його зміна в часі). Піки відображаються на горизонтальній осі, похідною від часу (час перетворюється в одиниці довжини з урахуванням швидкості ультразвуку в певному середовищі), а висота піків по вертикалі відповідає інтенсивності луна-сигналу. У ехографії очі використовуються 2 варіанти УЗД в А-режимі: біометричний і стандартизоване діагностичне з различаючимися робочими частотами і алгоритмами посилення [7]. Біометричний УЗД в А-режимі Біометричне УЗД в А-режимі оптимізовано для вимірювання аксіальної довжини ока. Використовуються датчик з робочою частотою 10-12 МГц і

лінійна крива посилення [8]. Швидкість поширення звуку в структурах ока при нормальній температурі вивчена добре, це дозволяє отримувати дуже точні вимірювальні дані [9-11]. Основним завданням біометричного УЗД в А-режимі є визначення довжини переднезадньої осі (ПЗВ) очного яблука перед операцією екстракції катаракти для точного розрахунку сили інтраокулярної лінзи (ІОЛ).

Стандартизоване УЗД в А-режимі стандартизоване УЗД в А-режимі - це спеціальний діагностичний метод, розроблений Ossoinig [12, 13] і передбачає використання датчика з робочою частотою 8 МГц, а також S-образної кривої. Теоретичні аспекти 1 19 виття посилення. Перевагою S-подібної кривої посилення є широкий діапазон логарифмічного посилення і висока чутливість лінійного посилення. Головним цільовим об'єктом стандартизованого УЗД в А-режимі є тканинна чутливість, тобто нормалізовані (в децибелах) настройки для виявлення і диференціювання патологічно змінених внутрішньоочних тканин. Даний режим сканування налаштований таким чином, що луна-сигнал від сітківки відображається як сигнал 100% інтенсивності (при падінні звукової хвилі перпендикулярно сітківці). Щільні очні структури, такі як склера і хоріоїдея, також дають сигнал зі 100% інтенсивністю, тоді як тканини з меншою щільністю, в тому числі помутніння склоподібного тіла і мембрани, - слабший сигнал. За відображенню ультразвуку в А-режимі можна також оцінювати і диференціювати внутріочні пухлини і пухлини очниці. Разом з

УЗД в В-режимі УЗД в А-режимі є необхідним методом для диференціювання вітреоретінальних мембран. також дають сигнал зі 100% інтенсивністю, тоді як тканини з меншою щільністю, в тому числі помутніння склоподібного тіла і мембрани, - слабший сигнал. За відображенню ультразвуку в А-режимі можна також оцінювати і диференціювати внутріочні пухлини і пухлини очниці. Разом з УЗД в В-режимі УЗД в А-режимі є необхідним методом для диференціювання вітреоретінальних мембран. також дають сигнал зі 100% інтенсивністю, тоді як тканини з меншою щільністю, в тому числі помутніння склоподібного тіла і мембрани, - слабший сигнал. За відображенню ультразвуку в А-режимі можна також оцінювати і

диференціювати внутріочні пухлини і пухлини очниці. Разом з УЗД в В-режимі УЗД в А-режимі є необхідним методом для диференціювання вітреоретинальних мембран.

1.4 Ультразвукове дослідження в В-режимі

Контактна УЗД в В-режимі являє собою двомірне відображення луна-сигналу з використанням горизонтальної та вертикальної осей для кращого подання форми, локалізації і протяжності змін. Окремі реєстровані ехосигнали відображаються як точки на екрані, яскравість точки визначається інтенсивністю сигналу. У більшості ультразвукових апаратів, які використовуються в офтальмології, застосовується логарифмічна або S-подібна крива посилення, а робоча частота становить 10 МГц [7]. Термін «контактна» вказує на те, що датчик безпосередньо стикається з поверхнею ока; при цьому в якості іммерсійної середовища використовується метилцелюлоза (або водяна ванночка). Зображення, отримані в В-режимі, є високоточні відображення очних структур і є основою діагностичного УЗД в офтальмології [14, 15]. Оцінка і диференціальна діагностика внутрішньоочних змін - одна з основних задач УЗД в офтальмології. Контактна УЗД в В-режимі вважається найбільш інформативним щодо топографічних характеристик, таких як локалізація, форма і довжина освіти. Дане дослідження є динамічним, так як велика увага приділяється рухливості оцінюваних структур; інтерпретація окремого статичного зображення може призводити до помилкового діагнозу [16]. По-сканування - це динамічний процес, що вимагає особливої уваги до постійно змінюваних на дисплеї луна-картинам. Стандартизована ехографія є поєднанням контактної УЗД в В-режимі і стандартизованого УЗД в А-режимі і є надійним методом оцінки очних змін на основі топографічних, кількісних і кінетичних характеристик [13, 17-19]. Даний метод добре вивчений (особливо його використання при меланомі хоріоїдит) і широко застосовується в клінічних дослідженнях для диференціальної діагностики і документації

зростання пухлин [20 23]. Для дослідження ока використовуються 3 основні проекції: аксіальна, поперечна і поздовжня (описані в наступних розділах).

1.5 Спеціальні техніки дослідження

1.5.1 Іммерсійна УЗД в В-режимі

Під іммерсійним УЗД в В-режимі розуміють дослідження із застосуванням проміжного середовища між датчиком і поверхнею очі. Дане дослідження не є рутинним для вивчення заднього відрізка ока. Посудина, що заповнюється розчином, зазвичай являє собою чашу або ванночку без дна, за формою і розміром відповідну поверхні ока. Ванночка встановлюється на око щодо нерухомо, через що істотно обмежується можливість переміщати датчик, а це, в свою чергу, не дає звуковий хвилі досягти структур заднього відрізка в перпендикулярному напрямку. Однак іммерсійне УЗД в В-режимі є дуже цінним доповненням в дослідженні патології переднього краю сітківки і області зубчастої лінії (*ora serrata*), які розташовані дуже близько для використання контактної УЗД в В-режимі і надто далеко для УБМ.

1.5.2 Колірна доплерографія

Колірна доплерографія (КДК) дозволяє одночасно отримувати двомірне В-зображення і оцінювати кровотік в візуалізуються структурах. При стандартному дуплексному скануванні тканин ока і очної ямки на одному екрані отримують результат доплерографії у вигляді характерної хвилеподібною кривою кровотоку, а на іншому екрані - В-скан. Через свого невеликого діаметра судини очі і очниці не можуть бути відображені на В-скане, тому доплерівський спектр отримують без точної локалізації судини [25]. Метод КДК реалізує одномоментне накладення інформації про кровотоці (кодируемой кольором) на сірошкальних В-зображення [26]. Доплеровський зрушення відображається червоним кольором при русі до датчика і синім - при

русі від датчика. КДК є зручним інструментом для візуалізації та оцінки різних патологічних структур очі,

1.5.3 Тривимірне ультразвукове дослідження

При тривимірному УЗД множинні послідовні двомірні В-скани об'єднуються для отримання тривимірного зображення. Датчик тримають в одному положенні, в той час як трансдюсер швидко обертається з амплітудою 200 °, створюючи послідовні образи [31]. Далі дані, отримані програмним шляхом, перетворюються в тривимірне зображення, яке можна розглянути в поздовжньому, поперечному, корональній або косому зрізі. Даний метод дослідження добре зарекомендував себе в клінічній практиці, зокрема для вимірювання об'єму внутрішньоочних структур [32, 33] і оцінки ретробульбарної частини зорового нерва.

1.6 Пристрій ультразвукового устаткування

Всі прилади для УЗД мають 4 основних компоненти: джерело імпульсу, передавач (трансдюсер), приймач (ресивер) і графічний екран (рис. 2.1). Імпульсний генератор виробляє множинні короткі електричні імпульси, які направляються до передавача, де п'єзоелектричний кристал перетворює електричну енергію в механічні коливання. Ці коливання створюють поздовжні ультразвукові хвилі, які розповсюджуються на тканини, що контактують з датчиком. На кордоні зміни щільності тканини (акустична межа розділу середовищ) виникає луна, повертається до датчика. У проміжках між імпульсами тривалістю кілька мікросекунд повертається луна-сигнал стикається з передавачем, і п'єзоелектричний кристал перетворює механічні коливання в електричну енергію. Утворений електричний сигнал сприймається приймачем, обробляється і відображається в реальному часі. Аксіальне дозвіл - це мінімальне сприймається відстань між двома джерелами луна-сигналу. Воно

безпосередньо залежить від частоти імпульсів, форми п'єзоелектричного кристала і характеристик демпфуючого матеріалу, що покриває кристал [1-3]. Чим вище частота ультразвукової хвилі, тим більше аксіальне дозвіл. Наприклад, контактний датчик для В-сканування з частотою 10 МГц, який використовується для дослідження заднього відрізка ока, має аксіальне дозвіл близько 100 мкм, тоді як датчик для УБМ з частотою 50 МГц дає дозвіл близько 37 мкм. форми п'єзоелектричного кристала і характеристик демпфуючого матеріалу, що покриває кристал [1-3]. Чим вище частота ультразвукової хвилі, тим більше аксіальне дозвіл. Наприклад, контактний датчик для В-сканування з частотою 10 МГц, який використовується для дослідження заднього відрізка ока, має аксіальне дозвіл близько 100 мкм, тоді як датчик для УБМ з частотою 50 МГц дає дозвіл близько 37 мкм. форми п'єзоелектричного кристала і характеристик демпфуючого матеріалу, що покриває кристал [1-3]. Чим вище частота ультразвукової хвилі, тим більше аксіальне дозвіл. Наприклад, контактний датчик для В-сканування з частотою 10 МГц, який використовується для дослідження заднього відрізка ока, має аксіальне дозвіл близько 100 мкм, тоді як датчик для УБМ з частотою 50 МГц дає дозвіл близько 37 мкм.

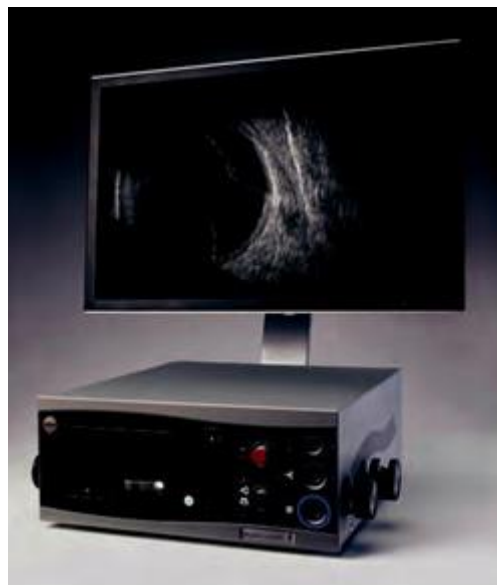


Рисунок 1.1 - Офтальмологічна ультразвукова система Eye Cubed™ з датчиком 10 МГц для В-ска-вання і широкоформатним дисплеєм.

В офтальмології зазвичай використовуються більш високі частоти ультразвуку, ніж в інших областях; завдяки цьому в оці і очниці можна виявити більш дрібні зміни, ніж в глибоко залягають тканинах [4]. Спеціальна конструкція п'єзоелектричного кристала в офтальмологічних апаратах для УЗД дозволяє значно поліпшити аксіальне дозвіл. До задньої частини кристала прикріплюється демпфуючий матеріал, що зменшує розсіювання енергії імпульсу і робить імпульси більш короткими. Аксіальне дозвіл збільшується при скороченні тривалості імпульсу. Увігнута форма кристала фокусує звуковий промінь в певній фокусній зоні, за рахунок чого збільшується не тільки аксіальне, але і бічне (латеральне) дозвіл. Криві посилення Ехо-сигнал, що повертається до датчика в проміжках між імпульсами поширення ультразвуку, є досить слабким. Тому на рівні ресивера потрібно його обробка, що включає посилення, компенсацію, стиск, демодуляцію і придушення шуму [4]. Найбільш важливим елементом обробки є посилення ультразвукового сигналу, яке може бути лінійним, логарифмічним або S-образним. Тип посилення безпосередньо впливає на динамічний діапазон. Динамічний діапазон визначається як діапазон інтенсивності луна-сигналу, який може бути відображений; вимірюється в децибелах. Лінійне посилення дає значно менший динамічний діапазон, ніж логарифмічна, проте останнім менш чутливо до невеликої різниці в інтенсивності ехосигнала. Найчастіше в офтальмологічних апаратах для УЗД використовується S-подібна крива посилення, що наближається по чутливості до лінійної кривої, а по динамічному діапазону - до логарифмічної. S-подібне підсилення використовується в стандартизованій ехографії для кращого розмежування тканин при збереженні діапазону виявлення [5-7]. Коефіцієнт посилення Ультразвукові апарати дозволяють вручну регулювати посилення відображуваного на екрані луна-сигналу за допомогою коефіцієнта посилення (коефіцієнта передачі). Коефіцієнт посилення є мірою інтенсивності і виражається в децибелах. Зміна коефіцієнта підсилення не впливає на частоту ультразвуку і тривалість імпульсу; змінюється тільки інтенсивність відображається ехографічною картини.

Налаштування коефіцієнта посилення незначно розрізняються у різних виробників ультразвукових апаратів, але в цілому мають діапазон від 30 до 100 дБ. При малих значеннях коефіцієнта посилення відображається тільки сигнал з високою інтенсивністю. Зниження коефіцієнта посилення призводить до зменшення глибини проникнення ультразвуку. Апарати для УБМ: стаціонарний (А) і переносний (В). (Цит. За: Quantel Medical, Бозмен, Монтана, США; з дозволу.) 25 звукового променя, за рахунок чого підвищується роздільна здатність. Хоріоїдея, склера і структури очниці зазвичай краще видно при низьких значеннях коефіцієнта посилення. При високих значеннях коефіцієнта посилення стає видно і слабший луна-сигнал, однак при цьому зменшується дозвіл. Помутніння склоподібного тіла і тонкі вітреальної мембрани краще видно при великих значеннях коефіцієнта посилення (див. Гл. 10). У багатьох ультразвукових апаратах є також вбудована функція компенсації коефіцієнта посилення в залежності від часу сигналу. Вона дозволяє посилити луна-сигнал від глибоколежачих структур дещо більше, ніж від більш поверхневих структур, завдяки чому вирівнюється сила луна-сигналу від подібних по щільності утворень, розташованих на різній відстані від датчика. Офтальмологічні ультразвукові модулі Багато сучасні ультразвукові апарати оптимізовані для використання декількох різних датчиків. Більшість приладів можуть використовуватися з біометричним датчиком для УЗД в А-режимі (10-12 МГц), датчиком для стандартизованого УЗД в А-режимі (8 МГц), датчиком для контактного УЗД в В-режимі (10 МГц). У багатьох випадках доступні також датчики для УЗД високого дозволу або для УБМ (20-80 МГц) (див. Гл. 4). Контактний датчик для УЗД в В-режимі і датчик для УБМ дають двомірне зображення, а значить, мають швидко осцилюючі вперед-назад передавачі. Однак датчики виглядають абсолютно по-різному. Контактний датчик для УЗД в В-режимі (10 МГц) занурений в рідину і має покриття, що додає гладкість кінцевій частині датчика (див. Рис. 2.4А). Датчики для УБМ позбавлені покриття і тому при виконанні дослідження вимагають особливо дбайливого догляду (рис. 1.2б). Під з Бежанов дисторсии структур, прилеглих

до датчика, необхідно тримати датчик на деякій відстані від поверхні, для чого використовується водяна ванночка або спеціальний ковпачок. Водяна ванночка дозволяє також зменшити ослаблення сигналу на рівні покриття мембрани, що позитивно позначається на глибині проникнення і роздільної здатності. Під з Бежанов дисторсии структур, прилеглих до датчика, необхідно тримати датчик на деякій відстані від поверхні, для чого використовується водяна ванночка або спеціальний ковпачок. Водяна ванночка дозволяє також зменшити ослаблення сигналу на рівні покриття мембрани, що позитивно позначається на глибині проникнення і роздільної здатності. Під з Бежанов дисторсии структур, прилеглих до датчика, необхідно тримати датчик на деякій відстані від поверхні, для чого використовується водяна ванночка або спеціальний ковпачок. Водяна ванночка дозволяє також зменшити ослаблення сигналу на рівні покриття мембрани, що позитивно позначається на глибині проникнення і роздільної здатності.

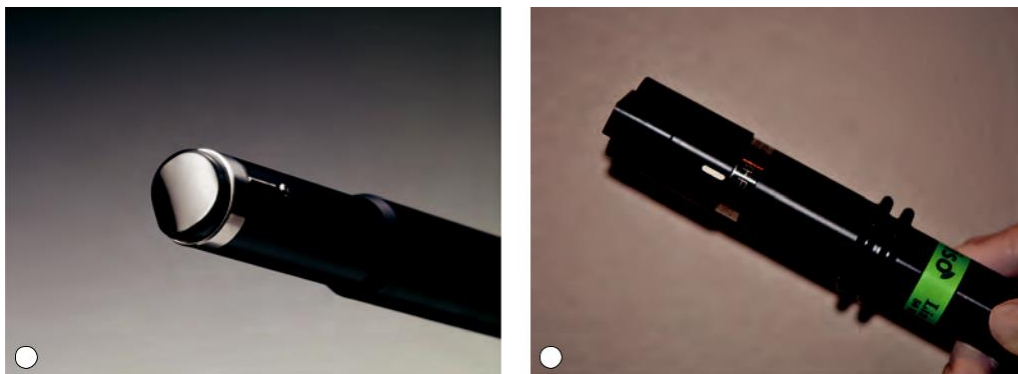


Рисунок 1.2 -Датчик для УЗД в В-режимі (10 МГц) з передавачем, зануреним в рідину і мають спеціальне покриття (А). (Цит. За: Ellex Innovative Imaging, Міннеаполіс, Міннесота, США; з разреше-ня.) Датчик для УБМ (50 МГц) з відкритим передавачем (В). (Цит. За: Quantel Medical, Бозмен, Монтана, США; з дозволу.)

1.7 Обґрунтування і вибір аналогу

Для оцінки необхідності модернізації пристрою та вибору шляху конструювання здійснюємо аналіз пристроїв – аналогів.

В якості аналога для проектного пристрою був вибраний прилад для ультразвукового дослідження ока апарат Ехоофтальмоскоп ЭОС-22.

ЭОС-22 використовується для отримання інформації про розташування і характеристики структури ока і орбіти вимірювання лінійних розмірів, які отримують шляхом вимірювання лінійних інтервалів між ехоімпульсами. Діапазон виміру від 1 до 70 мм. Також до аналога можна віднести прилад Quantel Medical Compact Touch. Прилад ультразвуковий діагностичний для пахіметрії і аксіального сканування офтальмології A-Scan Plus. Компактний і легкий, з високою чутливістю зонда від 5 до 10 МГц, Прилад має 7-сегментний рідкокристалічний дисплей, 2 типу зондів в залежності від виду досліджень.

Основні недоліки аналога є його велика вартість та конструктивні складності, те що він є стаціонарним і живиться від мережі 220В.

Наше завдання – розробити прилад, який би відрізнявся своєю простотою, надійністю, вартістю, габаритними розмірами.

Нова розробка буде мати вищу надійність, мати меншу масу внаслідок заміни елементної бази та внаслідок внесення змін до конструкції. В наш час апарати ультразвукового дослідження ока представлені в дуже широкому асортименті, тому всі фірми-виробники апаратів складають жорстку конкуренцію. За технічними параметрами апарати для контролю серцевої діяльності плоду розрізняються за швидкістю вимірювання, по надійності, точності. Саме ці параметри впливають на ціну виробу. Також не малу роль в встановленні ціни на апарати для ультразвукового дослідження ока має назва фірми-виробника, країна, в якій проводиться зборка.

Основні технічні показники аналогу та приладу, який розробляється, приведені в таблиці 1.1

Таблиця 1.1- Технічні показники аналогу та приладу, який розробляється

Показники	Одиниці вимірювання	Аналог	Проектований пристрій	Відношення параметрів
Кількість функц.можливостей		2	2	1
Живлення		По спец. ров.	По спец. ров	
Наявність додаткових джерел живлення	В	220	220	
Кількість елементів	шт	120	75	1,6
Маса	кг	2,5	1,1	2,2

Як видно з таблиці проєктований пристрій по більшості параметрів має кращі показники від аналога

1.8 Оцінка наукового, технічного та економічного рівня науково-дослідної роботи

Однозначно визначити техніко-економічний рівень нової розробки при великій кількості технічних та економічних показників доволі важко. Однак бажано визначити узагальнюючу оцінку техніко-економічного рівня НДР. Оцінимо перспективність теми даної магістерської кваліфікаційної роботи за допомогою бального методу оцінок НДР. Бальна оцінка полягає в тому, що кожному параметру присвоюється певний бал в залежності від різних факторів. Для узагальнюючої оцінки технічного рівня береться сума балів по всім показникам.

В сучасних умовах науково-технічний прогрес в радіоелектронній промисловості відбувається найбільш швидкими темпами, а це звісно потребує зменшення часу на розробку (проведення НДР) і строку окупності витрат. Виходячи з цього, орієнтуємося на час проведення НДР не більше 2 років;

технічні показники результатів плануються на рівні кращих світових зразків; передбачаються часткові можливості отримання авторських свідоцтв; строк окупності витрат 5 років.

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
	Ниже 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

В таблиці 1.3 наведено можливі результати оцінки теми НДР.

Таблиця 1.3 – Можливі результати оцінки теми НДР

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

Проаналізувавши дані таблиць 1.1 та 1.2, та підрахувавши загальну суму балів $+0+0-0+2=+2$, робимо висновок, що розробка є досить перспективною.

1.9 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-ю критеріями, наведеними в рекомендаціях [2].

Результати оцінювання комерційного потенціалу розробки потрібно звести в таблицю 1.4.

Таблиця 1.4 - Результати оцінювання комерційного потенціалу розробки

Критерії	Експерт		
	А	В	С
	Бали, виставлені експертами:		
1	2	2	1
2	2	3	4
3	2	2	3
4	2	1	2
5	2	2	2
6	2	1	2
7	2	2	3
8	2	3	2
9	2	2	2
10	2	1	2
11	2	2	1
12	2	3	3
Сума балів	24	24	26
Середньоарифметична сума балів СБ	25		

За даними таблиці 1.4 зробимо висновок щодо рівня комерційного потенціалу розробки. При цьому доцільно користуватися рекомендаціями, наведеними в таблиці 1.5.

Таблиця 1.5 - Рівні комерційного потенціалу розробки [2]

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 25 балів, що, згідно таблиці 1.5, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки середній).

1.10 Оцінювання рівня якості нової розробки

Аналог та запропонована розробка мають різні значення основних технічних показників.

Узагальнений коефіцієнт якості нового виробу B_2 розраховується за формулою [3]:

$$B_2 = \sum_{i=1}^n \alpha_i \cdot \beta_i$$

де: n – число найважливіших технічних показників, які змінюються і впливають на якість продукції;

α_i – коефіцієнт, який ураховує питому вагу (значимість) i -го технічного показника (визначається експертним шляхом). При цьому має виконуватись умова:

$$\sum_{i=1}^n \alpha_i = 1$$

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

Відносні значення β_i розраховуються за нижченаведеною формулою:

$$\beta_i = \frac{I_2}{I_1},$$

де: I_2 та I_1 – чисельні значення конкретного i -го показника якості відповідно для нової розробки «2» та продукції конкурента «1».

Визначимо відносні значення для показників пристрою що проектується в порівнянні з аналогом.

Основні технічні показники аналогу та приладу, який проектується, приведені в таблиці 1.6

Таблиця 1.6 – Порівняння основних технічних показників аналогу та проектного пристрою

Показники	Одиниці вимірювання	Аналог	Проектований пристрій	Відношення параметрів	Питома вага параметру
Кількість функц. можливостей		2	2	1	0,05
Живлення		По спец. ров.	По спец. ров	1	0,05
Наявність додаткових джерел живлення	В	220	220	1	0,05
Кількість елементів	шт	120	75	1,6	0,35
Маса	кг	2,5	1,1	2,3	0,5

Тоді приведений показник якості складе:

$$B_2 = 1,0*0,05+1,0*0,05+1,0*0,05+1,6*0,35+2,3*0,5 = 1,86$$

Рівень якості проектного пристрою в 1,86 рази переважає рівень відомого аналогу, що свідчить про попередню доцільність подальшої розробки відповідних вузлів та блоків ехоофтальмоскопу.

Висновки

Також аналізуючи потенційний рівень науково-дослідної роботи з розробки і дослідження конструкції ехоофтальмоскопу можна відмітити, що час проведення НДР не більше 2 років, технічні показники результатів плануються на рівні кращих світових зразків, передбачаються часткові можливості отримання авторських свідоцтв, а строк окупності витрат не перевищуватиме 5 років. Отже дана науково-дослідна робота (включаючи частину дослідно-конструкторських робіт) є перспективною. До того ж, проєктований пристрій може мати комерційні перспективи (привабливість на ринку). Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки становить 25 балів, що, згідно таблиці 1.5, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки середній). Рівень якості проєктованого пристрою в 1,86 рази переважає рівень відомого аналогу, що свідчить про попередню доцільність подальшої розробки відповідних вузлів та блоків ехоофтальмоскопу.

2 ДОСЛІДЖЕННЯ МЕТОДІВ ЕХООФТАЛЬМОСКОПІЇ

2.1 Положення та підготовка пацієнта

Оптимальне положення пацієнта і правильне розташування монітора значно полегшують реєстрацію та інтерпретацію даних дослідження. У більшості випадків контактна УЗД в В-режимі і діагностичне УЗД в А-режимі зручніше виконувати, коли пацієнт перебуває в положенні напівлежачи, відхилившись назад. Ультразвуковий апарат розташовується праворуч або ліворуч від пацієнта, на розсуд лікаря. Монітор повинен по можливості знаходитися на одному рівні з головою пацієнта в безпосередній близькості від неї, щоб лікар міг контролювати стан датчика і одночасно дивитися на екран (рис. 2.1). Бувають ситуації, коли ідеальним є обстеження у вертикальному положенні, наприклад, при частковому заповненні вітреальної порожнини газом. Такі винятки згадуються у відповідних розділах. Коли пацієнт, лікар і обладнання готові до дослідження, пацієнту закопують в досліджуваний очей анестезуючі краплі. Як контактної середовища використовується гель на основі метилцелюлози, він наноситься на кінчик датчика. Пацієнта просять відкрити обидва ока і дивитися в напрямку, проекція якого підлягає візуалізації. Якщо пацієнт закриває одне око, друге око стає напівприкритими, і лицьові м'язи напружуються, в результаті чого дослідження стає більш неприємним для пацієнта. Коли відкриті обидва ока, досліджуваний очей розслаблений, а неісследуемий підтримує фіксацію погляду в потрібному напрямку. Датчик встановлюють безпосередньо на поверхню очного яблука. Зображення при УЗД в В-режимі можна отримати і через закриті повіки, проте це не рекомендується з двох причин. По-перше, ультразвукові хвилі частково гасяться м'якими тканинами століття, що призводить до зниження контрасту луна-сигналу. По-друге, при закритих століттях неможливо точно визначити положення датчика по відношенню до очного яблука. У деяких ситуаціях (наприклад, при дослідженні ока з перфорованою виразкою або при огляді маленьку дитину)

датчик встановлюється на повіку. Цей факт повинен бути відображений в ув'язненні.

2.2 Датчик для ультразвукового дослідження в В-режимі

Зображення, отримане при УЗД в В-режимі, є двомірне відображення луна-сигналу і дозволяє оцінити топографічні характеристики змін в задньому відрізьку ока, в тому числі їх локалізацію, форму і протяжність. На бічній стороні датчика, поблизу від його верхівки є маркер, що позначає верх зображення (рис. 2.1 А). Передавач в рукоятці датчика осцилює тільки в площині маркера, тобто від маркера до маркера. Таким чином, верх В-скан відповідає напрямку маркера, а низ - діаметрально протилежного. Верхівка датчика відповідає білої лінії в самій лівій частині зображення. Все, що відображається праворуч від цієї лінії, є луна-сигнали, відбиті від структур очі, що лежать навпроти верхівки датчика. Чим далі від датчика розташований об'єкт, тим правіше він відображається (рис. 2.1 Б).

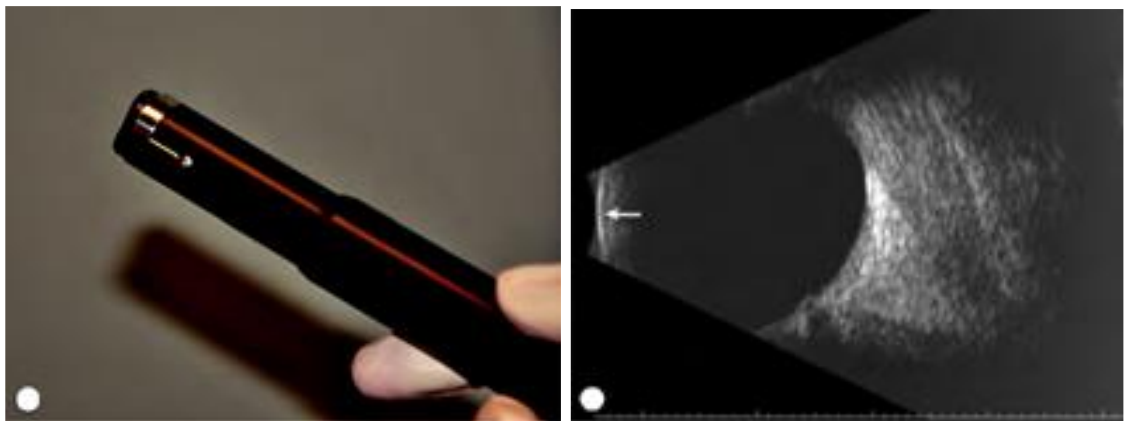


Рисунок 2.1 - Датчик для УЗД в В-режимі (А). Біла лінія по краю датчика служить для позначення верху В-скан (верхньої частини монітора). Верхівка датчика відповідає білої лінії

2.3 Транскорнеальное сканування

Аксіальні зрізи виходять, коли верхівка датчика встановлюється безпосередньо на рогівку при погляді пацієнта прямо вперед (рис. 2.2). На отриманому зображенні візуалізується задній відрізок ока; верх відповідає положенню маркера, кришталик і ДТ розташовані в центрі, а нижня частина відповідає протилежного від маркера напрямку. Аксіальний зріз найбільш легкий для інтерпретації, так як кришталик і ДТ розташовані в центрі зображення. Однак в силу ряду причин цей зріз не ідеальний. При проходженні ультразвуку через кришталик відбувається значне гасіння ультразвукових хвиль. У артіфакічному оці ІОЛ створює інтенсивну реверберацію хвиль, через що візуалізація заднього відрізка істотно погіршується. Проте аксіальні зрізи дуже зручні для оцінки деяких поразок макулярної області, субтенонової простору і ДТ. Аксіальні зрізи отримують при вертикальній або горизонтальній орієнтації площини сканування [12]. При вертикальному скануванні маркер спрямований на 12 годин, а при горизонтальному - назально. Для отримання косих аксіальних зрізів маркер орієнтують в сторону верхнього з двох досліджуваних меридіанів.

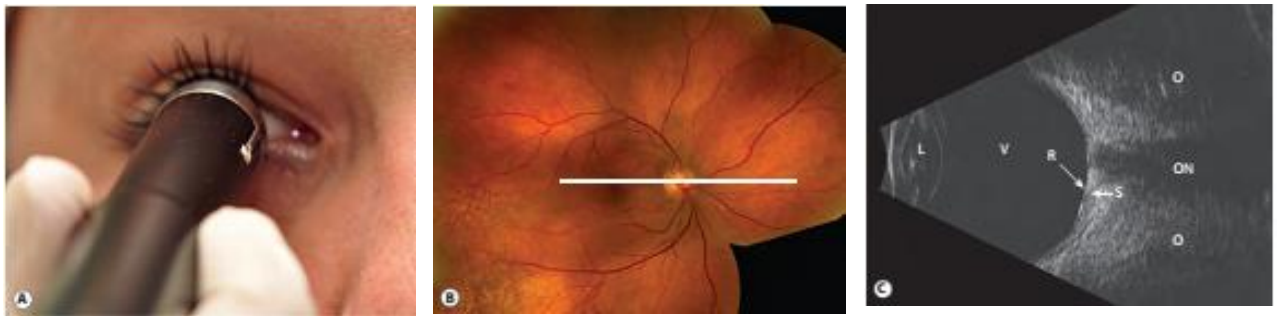


Рисунок 2.2 - Аксіальне положення датчика. Датчик для УЗД в В-режимі встановлюють безпосередньо на рогівку (А). Відповідний зріз очного дна (В; лінія). У центрі отриманого зображення візуалізується кришталик і ДТ (С). L - кришталик; V - склоподібне тіло; R - сітківка; S - склера; ON - зоровий нерв; O - тканини очниці.

2.4 Трансклеральной сканування

Парааксіальні зрізи допомагають вивчити перипапільярну область очного дна. Для отримання такого зрізу датчик встановлюють безпосередньо на рогівку, як при аксіальному скануванні, але нахиляють його трохи в сторону досліджуваної перипапільярної області. Як і при аксіальному скануванні, ультразвук проходить через кришталік, і відбувається часткове згасання луна-сигналу, за рахунок чого знижується дозвіл. Парааксіальне сканування необхідно для точної оцінки розмірів перипапільярної утворень.

Найчастіше в УЗД очі використовуються поздовжні і поперечні трансклеральной зрізи. Вони не проходять через кришталік, завдяки чому поліпшується дозвіл. Крім того, пацієнти краще переносять дослідження, якщо датчик не закриває ро говіщу. Обидва типи трансклеральной сканування отримують, встановлюючи датчик на кон'юнктиву в області, прямо протилежної досліджуваної. Погляд пацієнта повинен бути спрямований приблизно на 30° в сторону досліджуваної ділянки. Наприклад, якщо зміни знаходяться вгорі, пацієнта просять подивитися трохи вгору, а датчик встановлюють в нижній половині, в області лімба, і нахиляють вгору. При цьому ультразвук проходить повз рогівки і кришталіка і прямує вгору в сторону вогнища. На відміну від фотографування очного дна, коли встановити анатомічні відповідності допомагають судини, макулярна область і диск зорового нерва (ДЗН), при УЗД можна орієнтуватися тільки по ДТ і екстраокулярних м'язів. Анатомічний центр заднього відрізка - макулярна область - визначається при УЗД тільки в разі потовщення. Таким чином, в ехографії очі основним орієнтиром центру заднього відрізка є ДЗН.

Продольные срезы Продольные срезы получают при установке датчика таким образом, что маркер указывает в направлении исследуемого меридиана (часа на циферблате) (рис. 2.3). Передатчик при этом движется перпендикулярно лимбу, «просматривая» глазное дно в радиальном направлении. Полученное изображение показывает срез глазного дна на

определенном часу циферблата. В верхней части изображения видна часть глазного дна, расположенная кпереди от экватора, в середине – область позади экватора, а в нижней части – область ДЗН. Таким образом, продольный срез визуализирует протяженность изменений в переднезаднем направлении. При сканировании в продольном направлении обычно не требуется часто перемещать датчик, однако если необходимо вывести изменения, расположенные на периферии, имеет смысл сместить его ближе к своду. Тогда краевая периферия окажется в верхней, а ДЗН – в самой нижней части изображения либо вообще не попадает в срез. Продольные срезы обозначаются согласно часу циферблата, в направлении которого исследуется глазное дно. Если датчик располагается на 9 часах с маркером, обращенным к центру зрачка, то сканируется меридиан, соответствующий 3 часам. Полученное изображение обозначается как продольный срез на 3 часах, или L3. Продольные срезы являются предпочтительными для визуализации мембран, крепящихся к ДЗН или рядом с ним. Данная ориентация срезов также необходима для локализации небольших поражений, таких как разрыв сетчатки или локальная тракционная отслойка сетчатки, и для оценки макулярной области. Поперечные срезы получают, устанавливая датчик таким образом, чтобы маркер был направлен перпендикулярно исследуемому меридиану (часу циферблата) (см. рис. 3.6). Передатчик при этом движется параллельно лимбу и формирует изображение циркулярного среза глазного дна, охватывающего несколько часов циферблата, с зоной интереса в центре. Например, если датчик устанавливают в области лимба правого глаза на 6 часах (маркер направлен на 3 часа, т.е. перпендикулярно меридиану 6 часов), на полученном изображении в верхней части видна область 3 часов, в середине – 6, внизу – 9 часов. Поперечные срезы обычно выполняются в формате динамического исследования. Сначала датчик устанавливают в области лимба и таким образом визуализируют часть глазного дна кзади от экватора. Затем датчик медленно перемещают в сторону свода, получая изображение ближе к экватору. Продолжая смещение от лимба, можно получить В-сканы

преэкваatorialной зоны. Поперечные срезы обозначаются по меридиану (часу циферблата) в центре изображения. Например, если датчик стоит на 3 часах правого глаза с маркером, направленным вверх, сканируется полуокружность от 12 до 6 часов с центральным меридианом на 9 часах. Полученное изображение обозначается как поперечный срез на 9 часах, или T9. Поперечные срезы хорошо показывают боковое распространение патологических изменений заднего отрезка и поэтому необходимы для обследования при отслойке сетчатки и для оценки циркулярной протяженности внутриглазных образований

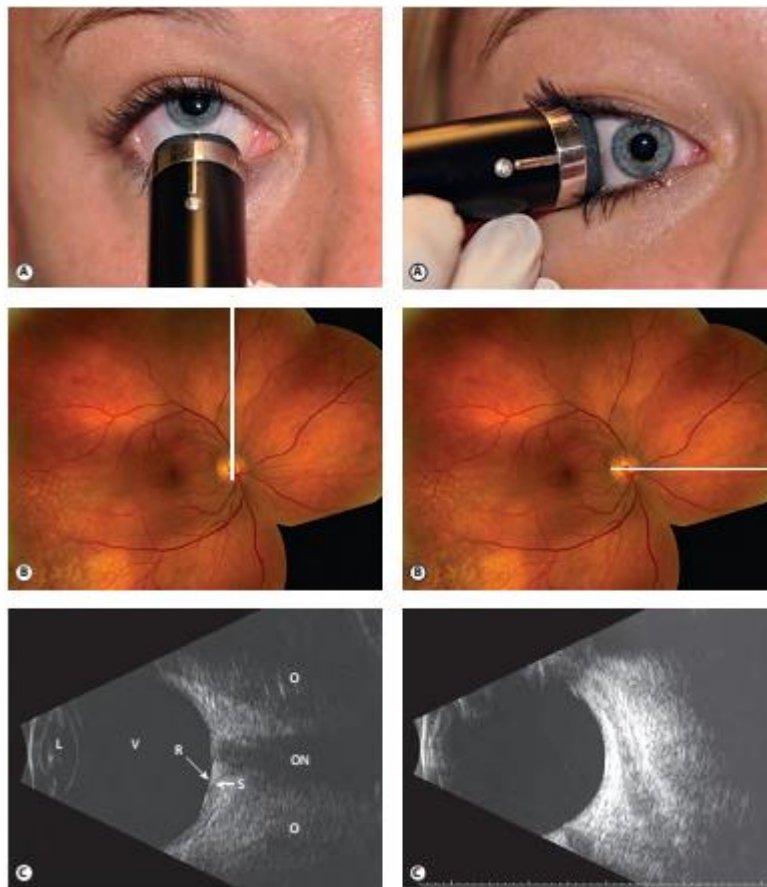


Рисунок 2.3 - Поздовжнє УЗД в В-режимі. Датчик встановлений на кон'юнктиві таким чином, що маркер спрямований вгору (А). Відповідний зріз очного дна (В; лінія). Отримана сонограма, що показує радіальний зріз на 12 годинах; периферія очного дна відображається у верхній частині, область позаду екватора - в середині, ДТ - в нижній частині (С). L - кришталик; V - склоподібне тіло; R - сітківка; S - склера; ON - зоровий нерв; O - тканини очниці.

3 КОНСТРУКТОРСЬКО-ТЕХНОЛОГІЧНИЙ РОЗДІЛ

3.1 Розробка структурної схеми приладу

Структурна схема приладу, реалізуюча зазначений метод виміру, показана на рисунку 3.1.

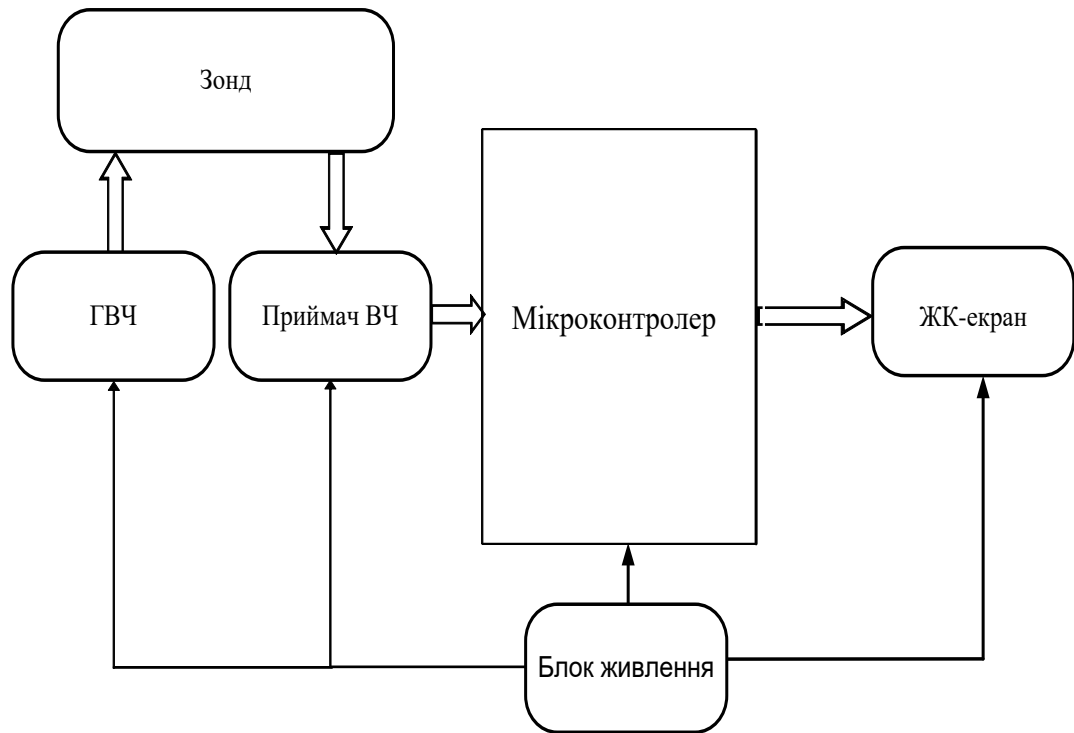


Рисунок 3.1 – Структурна схема приладу

Даний прилад складається з ультразвукового зонда, генератора високих частот (ГВЧ), приймача ВЧ, мікроконтролера (МС), ЖК-екран, і джерела живлення.

Генератор високих частот подає високочастотні електричні коливання, що подаються на ультразвуковий зонд. З зонда отримані електричні коливання подаються на приймач високої частоти, який одночасно з підсиленням перетворює їх в амплітудно модульовані коливання. Далі сигнал надходить на мікроконтролер який видає результати вимірів на ЖК-екран.

Роботу приладу забезпечує джерело живлення батарея 220 В.

3.2 Аналіз схеми електричної принципової

Вданому розділі розглянуто роботу схеми електричної принципової ехоофтальмоскопа. В основі принципу дії його закладено властивість відбивання ультразвукового сигналу від 5 до 10 МГц від стінок очного яблука.

Ультразвук поширюється в середовищах у вигляді чергування зон стиснення і розширення речовини. Звукові хвилі, в тому числі й ультразвукові, характеризуються:

- періодом коливання- часом, за яке молекула (частка) здійснює одне повне коливання;
- частотою - числом коливань в одиницю часу;
- довжиною - відстанню між точками однієї фази і швидкістю поширення, що залежить головним чином від пружності та щільності середовища.

Довжина хвилі обернено пропорційна її частоті. Чим менше довжина хвиль, тим вище роздільна здатність ультразвукового апарату. У даній системі медичної ультразвукової діагностики використовується частоти від 5 до 10 МГц.

Генератором ультразвукових хвиль в даній схемі є передавач, який через зонд отримує на приймача відображення ехосигналів. Генератор працює в імпульсному режимі, посилаючи близько 1000 імпульсів в секунду. У проміжках між генеруванням ультразвукових хвиль пезодатчик фіксує відображені сигнали.

Передавача, працює на основі мікросхеми типу TDA7021 по ємності трьох точок з параметричною стабілізацією частоти на транзисторі VT1.і надсилає генеруючий сигнал на роз'єм J1.

В даній мікросхемі DA1 TDA7021, представляє собою супергетеродин з одним перетворенням частоти і високим значенням проміжної частоти (ВЧ).Ця мікросхема містить в своєму складі УВЧ, змішувач, гетеродин, підсилювач-обмежувач, ЧС-детектор і буферний підсилювач ВЧ.Також вона відповідає за

прийом сигналу аналогічною частиною схеми Після прийому сигналу він подається на мікроконтролер.

PIC18F2550 є малопотужний CMOS 8-розрядний мікроконтролер на базі архітектури AVR RISC. При виконанні більшості інструкцій за один такт,

PIC18F2550 досягає продуктивності наближається до 1 MIPS на МГц, що дозволяє розробникам систем оптимізації енергоспоживання в порівнянні швидкість обробки даних.

PIC18F2550 надає наступні можливості: 8 Кбайт— програмованої флеш з можливостями читання-запису, 512 байт EEPROM, 1 кбайт SRAM, 23 загального призначення ліній введення / виводу, 32 загального призначення робочих регістрів, три гнучких таймера / лічильника з порівняльними режимами, внутрішні та зовнішні переривання, послідовний програмований USART, байт орієнтований орієнтований двопровідний послідовний інтерфейс, 6-канальний АЦП (вісім каналів в TQFP і QFN / MLF пакетів) з 10-бітна точність, програмований сторожовий таймер з внутрішнім генератором, послідовний порт, SPI, і п'ять програмно режимів енергозбереження. Режим очікування зупиняє процесор, дозволяючи SRAM, таймери / лічильники, SPI порт і система переривань продовжують функціонувати. Вмикання режиму зберігає вміст регістрів, але зупиняє генератор, відключаючи всі інші функції чіпів до наступного переривання або апаратного скидання. В режимі енергозбереження, асинхронний таймер продовжує працювати, дозволяючи користувачеві зберегти таймер база в той час як інша частина пристрою не діє.

Скорочення шуму АЦП в режимі зупиняє процесор і всі модулі введення / виведення, крім асинхронного таймера і АЦП, щоб звести до мінімуму шум при перемиканні перетворення АЦП.

В режимі очікування кристал / резонатор генератор працює в той час як інша частина пристрою не діє. Це дозволяє дуже швидкий запуск в поєднанні з низьким енергоспоживанням.

3.3 Аналіз елементної бази

Аналіз елементної бази проводиться тільки з метою з'ясування, чи забезпечує вона задані характеристики виробу, які передбачені умовами експлуатації і режимом роботи, та чи необхідно намітити які-небудь конструкторські заходи для нормального функціонування розробки, при цьому слід враховувати відповідність номіналів і потужність елементів схеми, їх швидкодію, забезпечення технічних вимог до приладу і конструкції, наявність даних типів елементів в серійному виробництві.

Згідно з переліком елементів до схеми електричної принципової, що наведений у додатках, здійснюємо опис характеристик обраних радіоелементів. Варто зазначити, що під час вибору елементної бази віддавалась перевага радіокомпонентам із мінімальними малогабаритними показниками, але із заданою навантажувальною здатністю, щоб пристрій мав якомога менші розміри і працював надійно. Оскільки елементна база за останні десятиліття істотно розширилась, то під час проектування пристрою було зроблено заміну радіокомпонентів, розроблених раніше, на більш нові, які вже випередили їх за електричними показниками та – що головне – габаритними показниками. Це дозволило суттєво підвищити надійність пристрою і зменшити його розміри.

Зауважимо, що елементна база в пристрої належить різним виробникам – пояснюється це тим, що вартість радіокомпонентів зараз майже однакова як для вітчизняної, так і імпоротної.

А характеристики як перших, так і других, майже відповідають у аналогів, адже розроблялися вони по одному зразку.

Стосовно радіокомпонентів, то для зменшення розмірів пристрою використано як корпусні компоненти, які мають набагато менші і розміри, і вартість, і на порядок вищу надійність.

Усі елементи відповідають заданим вимогам, а їх конструктивно-експлуатаційні характеристики приведені в таблиці 3.5.

Установочна площа для елементів, які знаходяться на друкованій платі, обраховується наступним чином.

Якщо елемент має переріз круглий (для конденсаторів, транзисторів, вертикально встановлених резисторів тощо), то площа обчислюється за формулою:

$$S = d^2 [\text{мм}^2], \quad (3.1)$$

де d – діаметр компонента.

Якщо елемент розміщений на платі горизонтально, то установочна площа:

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

де a, b – відповідно ширина і довжина установки.

3.4. Аналіз аналогічних конструкцій

Для порівняння розглянемо декілька апаратів для ультразвукового дослідження ока.

Першим розглянемо апарат Ехоофтальмоскоп ЭОС-22

Технічні характеристики:

- Напруга живлення, 220 В
- Робочі частоти, 5,28 і 10,56 МГц
- Динамічний діапазон сигналів, що приймаються для всіх зондів, не менше 40 Дб
- Діапазон регулювання посилення, дБ 40
- Поздовжня роздільна здатність, мм
- Для частоти 5,28 МГц 1,2
- Для частоти 10,56 МГц 0,6
- Вимірювач цифровий трехразрядного, ціна одиниці молодшого розряду вимірювача 0,1 мм
- Діапазон виміру лінійних розмірів, мм від до 70

- Межі допустимої похибки вимірювання лінійних розмірів (L) не більше:
- В діапазоні 1-5 мм $\pm 0,2$
- В діапазоні 5-70 мм $\pm (0,1 + 0,02 L)$
- Потужність споживана від мережі, ВА не більше 75 Вт
- Габаритні розміри, мм 380x540x270
- Маса приладу, не більше 2,5 кг

Наступним розглянемо апарат для ультразвукового дослідження ока A-Scan Plus .

Технічні характеристики:

- Напруга живлення, 220 В
- Робочі частоти, 4,5 і 10 МГц
- Динамічний діапазон сигналів, що приймаються для всіх зондів, Дб не менше 35
- Діапазон регулювання посилення, дБ 40
- Діапазон виміру лінійних розмірів, мм від до 70
- Межі допустимої похибки вимірювання лінійних розмірів (L) не більше:
- В діапазоні 1-5 мм $\pm 0,2$
- В діапазоні 5-70 мм $\pm (0,1 + 0,02 L)$
- Потужність споживана від мережі, не більше 50 Вт
- Габаритні розміри, мм 110x320x135
- Маса приладу не більше 2,2 кг

В таблиці 3.5 представлені параметри нової розробки та її аналога.

Нова розробка буде мати вищу надійність, мати меншу масу внаслідок заміни елементної бази та внаслідок внесення змін до конструкції. В наш час апарати для ультразвукового дослідження ока представлені в дуже широкому асортименті, тому всі фірми-виробники апаратів складають жорстку конкуренцію. За технічними параметрами апарати для ультразвукового дослідження ока розрізняються за швидкістю вимірювання, по надійності, точності. Саме ці параметри впливають на ціну виробу. Також не малу роль в

встановленні ціни на апарати для ультразвукового дослідження ока має назва фірми-виробника, країна, в якій проводиться зборка.

Таблиця 3.5 – Параметри нової розробки та її аналога

Показники (параметри)	Одиниця виміру	Аналог 1	Аналог 2	Нова розробка
1. Частота ультразвуку	МГц	2	2	3
2. Інтенсивність ультразвуку,	мВт/см ²	1000	1000	1000
3. Точність	%	± 2	± 2	± 2
4. Розміри	мм	380x540x270	110x320x135	120x250x100
5. Маса	г	2500	2200	1100
6. Джерело живлення	В	220	220	220
7. Безперервно працює протягом	год.	6	4	8
8. Температура	°С	+10...+35	+5...+40	+5...+40

3.5 Компонування пристрою

3.5.1. Загальні відомості та завдання компоунання

Принципи компоунання визначають ті конструктивні типові елементи, які закладаються в основу РЕА. Вибір принципу компоунання залежить від вимог, що висуваються до конструкції РЕА і обмежень.

Компоунання – 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 компоновання являється компоувальний ескіз, який дозволяє судити про можливі розміри, форму і масу блоку. Компоновання може бути виконане різними методами (аналітичним, модельним, графічним, натурним) [4].

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

Модельне компоновання найбільш розповсюджене із-за своєї простоти і наглядності. При цьому використовують плоскі (аплікації) або об'ємні моделі, виконані в вигляді спрощених креслень.

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

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

Компоновання блоків РЕС розглядається в трьох аспектах:

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

- функціональне компоновання – розміщення і встановлення елементів на друкованих платах з урахуванням функціональних і енергетичних вимог, а також щільності компоновання і встановлення елементів, щільності топології друкованих провідників [5-7].

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

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

випадку насиченого, складного компонування, крім переліку елементів необхідна принципова електрична схема приладу, крім того, доцільно мати додаткові вказівки про особливості даної схеми.

3.5.2 Розробка різних варіантів конструкції та їх аналіз

В даній конструкторській розробці за обрахунком коефіцієнтів технологічності обрано найкращий із трьох варіантів.

Виходячи з того, що на корпусі в нас розміщено індикатор ЖК монітора, регулятор і кнопки контролю. Розглянемо три варіанти конструкції.

В першому варіанті (рисунок 2.16) плату розміщено у пластмасовому корпусі, в якому передбачено вирізи під кнопки, індикацію та роз'єм. Вони розміщені на корпусі. В такому випадку корпус має прямокутну форму – зручно і ефективно використовується простір і немає зайвих порожнин.

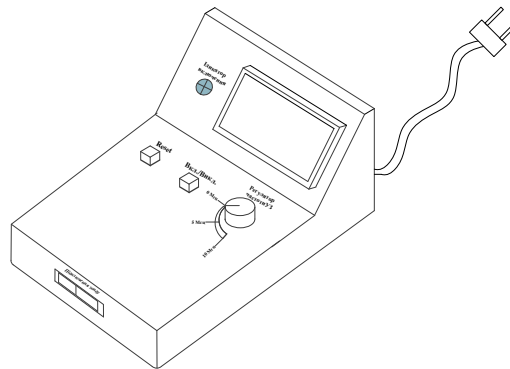


Рисунок 3.16 – Перший варіант компонування

Дана конструкція проста і ремонтпридатна, кришка з корпусом скріплюється за допомогою заціпок. Плата розміщена у горизонтальній площині, що сприяє хорошему тепловому режиму роботи пристрою. Пластмаса має гарні діелектричні властості, що дуже важливо при роботі. При такому варіанті конструкції значно спрощується розбірність, зменшується маса. До негативних показників можна віднести низьку ударостійкість.

Другий варіант конструкції (рисунок 3.17) передбачає аналогічне оформлення приладу, але корпус робимо металевим – алюмінієвим. Це зробить

пристрій стійкішим до ударів, екранує його для запобігання завад, однак істотно зростає маса приладу.

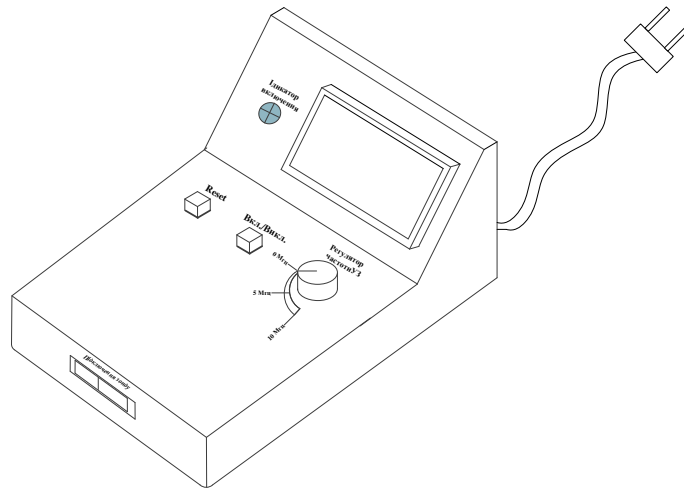


Рисунок 3.17 – Другий варіант компоновання

Третій варіант конструкції відрізняється від попередніх тим, що в ньому елементом живлення є не 220 В а живлення відбувається напряму до схеми від батареї. Цим забезпечується портативність пристрою і зменшення маси і об'єму у порівнянні з першим варіантом.

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.

Визначаємо габаритні розміри плати за формулою:

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

де $\sum S_{\text{уст.}}$ – сума установочних площ усіх радіоелементів, що знаходяться на платі;

q – коефіцієнт запасу.

Знаходимо $\sum S_{\text{уст.}}$, додавши дані з таблиці 2.5.

$$\sum S_{\text{уст}} = 3750,7 \text{ (мм}^2\text{)},$$

маємо орієнтовну площу плати:

$$S_{\text{плати}}^{\text{ор}} = 3750,7 \times (2 \dots 4) = (7501,4 \dots 15002,8) \text{ (мм}^2\text{)}. \quad (3.4)$$

Реальні розміри плати 112×95 мм, при цьому площа плати:

$$S_{\text{плати}} = 10640 \text{ (мм}^2\text{)} .$$

Розміри друкованої плати будуть однаковими для всіх варіантів.

Висота корпусу залежить від максимальної висоти радіокомпонентів.

$$h_{\text{плати з элем.}} = 25 \text{ (мм)}.$$

Знаходимо об'єм плати:

$$V_{\text{пл}} = S_{\text{плати}} \times h = 106,4 \times 2 = 212,8 \text{ (см}^3\text{)}, \quad (3.5)$$

та масу:

$$m_{\text{пл}} = V_{\text{пл}} \times \rho_{\text{мат}} = 212,8 \times 1,4 = 297,92 \text{ (г)}. \quad (3.6)$$

Масу радіоелементів знайдемо з таблиці 3.5. Маса елементів, що розміщені на платі:

$$m_{\text{ел}}^{\text{пл.}} = 300 \text{ (г)},$$

маса елементів, що розміщені поза платою:

$$m_{\text{ел}}^{\text{кор.}} = 50 \text{ (г)},$$

сумарна маса елементів для всіх варіантів:

$$m_{\text{ел 1}} = m_{\text{ел 2}} = m_{\text{ел}}^{\text{пл.}} + m_{\text{ел}}^{\text{кор.}} = 300 + 50 = 350 \text{ (г)}; \quad (3.7)$$

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 $h_{\text{вн}} = h + h_{\text{зап}} = h + 2,5 \text{ мм} = 25 + 2,5 = 27,5 \text{ (мм)}$;

б) довжина $a_{\text{вн}} = a_{\text{пл}} + a_{\text{зап}} = 112 + 2,5 = 114,5 \text{ (мм)}$;

в) ширина $b_{\text{вн}} = b_{\text{пл}} + b_{\text{зап}} = 95 + 2,5 = 97,5 \text{ (мм)}$;

зовнішні габарити (з урахуванням товщини корпусу):

а) висота $h_{\text{зовн}} = h_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 27,5 + 2 \times 1,5 = 30 \text{ (мм)}$;

б) довжина $a_{\text{зовн}} = a_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 114,5 + 2 \times 1,5 = 117,5$ (мм);

в) ширина $b_{\text{зовн}} = b_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 97,5 + 2 \times 1,5 = 100,5$ (мм).

Об'єм і маса корпусу:

$$m_{\text{корп}} = (V_{\text{зовн}} - V_{\text{вн}}) \times \rho_{\text{пл}} = (3 \times 11,75 \times 10,05 - 9,75 \times 11,45 \times 2,75) \times 1,35 = 62 \text{ (г)},$$

$$V_{\text{корп}} = V_{\text{зовн}} = 3 \times 11,75 \times 10,05 = 35,5 \text{ (см}^3\text{)}.$$

Маса і об'єм пристрою:

$$m_{\text{прист}}^I = m_{\text{корп}} + m_{\text{пл}} + m_{\text{елем}} = 62 + 297,92 + 350 = 709,92 \text{ (г)},$$

$$V_{\text{прист}}^I = V_{\text{корп}} = 35,5 \text{ (см}^3\text{)}.$$

Для другого варіанту:

внутрішні розміри:

а) висота $h_{\text{вн}} = h + h_{\text{зап}} = h + 2,5 \text{ мм} = 25 + 2,5 = 27,5$ (мм);

б) довжина $a_{\text{вн}} = a_{\text{пл}} + a_{\text{зап}} = 112 + 2,5 = 114,5$ (мм);

в) ширина $b_{\text{вн}} = b_{\text{пл}} + b_{\text{зап}} = 95 + 2,5 = 97,5$ (мм);

зовнішні габарити (з урахуванням товщини корпусу):

а) висота $h_{\text{зовн}} = h_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 27,5 + 2 \times 2 = 31,5$ (мм);

б) довжина $a_{\text{зовн}} = a_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 114,5 + 2 \times 2 = 118,5$ (мм);

в) ширина $b_{\text{зовн}} = b_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 97,5 + 2 \times 2 = 101,5$ (мм).

Об'єм і маса корпусу:

$$m_{\text{корп}} = (V_{\text{зовн}} - V_{\text{вн}}) \times \rho_{\text{пл}} = (3,1 \times 11,9 \times 10,2 - 2,7 \times 11,5 \times 10,2) \times 2,7 = 160,9 \text{ (г)},$$

$$V_{\text{корп}} = V_{\text{зовн}} = 3,1 \times 11,9 \times 10,2 = 37,6 \text{ (см}^3\text{)}.$$

Маса і об'єм пристрою:

$$m_{\text{прист}}^II = m_{\text{корп}} + m_{\text{пл}} + m_{\text{елем}} = 160,9 + 297,92 + 350 = 808,8 \text{ (г)},$$

$$V_{\text{прист}}^II = V_{\text{корп}} = 37,6 \text{ (см}^3\text{)}.$$

Для третього варіанту:

внутрішні розміри:

а) висота $h_{\text{вн}} = h + h_{\text{зап}} = h + 2,5 \text{ мм} = 30 + 2,5 = 32,5$ (мм);

б) довжина $a_{\text{вн}} = a_{\text{пл}} + a_{\text{зап}} = 117 + 2,5 = 119,5$ (мм);

в) ширина $b_{\text{вн}} = b_{\text{пл}} + b_{\text{зап}} = 100 + 2,5 = 102,5$ (мм);

зовнішні габарити (з урахуванням товщини корпусу):

а) висота $h_{\text{зовн}} = h_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 32,5 + 2 \times 1,5 = 35$ (мм);

б) довжина $a_{\text{зовн}} = a_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 119,5,5 + 2 \times 1,5 = 122,5$ (мм);

в) ширина $b_{\text{зовн}} = b_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 102,5 + 2 \times 1,5 = 105,5$ (мм).

Об'єм і маса корпусу:

$$m_{\text{корп}} = (V_{\text{зовн}} - V_{\text{вн}}) \times \rho_{\text{пл}} = (3,5 \times 12,25 \times 10,5 - 10,2 \times 12 \times 3,2) \times 2,7 = 158 \text{ (г)},$$

$$V_{\text{корп}} = V_{\text{зовн}} = 3,5 \times 12,25 \times 10,5 = 45 \text{ (см}^3\text{)}.$$

Маса і об'єм пристрою:

$$m_{\text{прист}}^{\text{III}} = m_{\text{корп}} + m_{\text{пл}} + m_{\text{елем}} = 158 + 297,92 + 350 = 805,9 \text{ (г)},$$

$$V_{\text{прист}}^{\text{III}} = V_{\text{корп}} = 45 \text{ (см}^3\text{)}.$$

Заносимо отримані дані в таблицю 3.6.

Таблиця 3.6 – Отримані дані маси та об'єму для трьох варіантів конструкції

Параметр	I	II	III
m, г	709,92	808,8	805,9
V, см ³	35,5	37,6	45

Вибір оптимального варіанту конструкції здійснюють шляхом розрахунку показника:

$$K = \frac{m^i}{m^{T3}} K_m + \frac{V^i}{V^{T3}} K_V \quad (3.8)$$

де V^{T3} , m^{T3} – об'єм та маса згідно технічного завдання;

K_m , K_V – вагові коефіцієнти, які визначають в залежності від умов експлуатації. Їх вибираємо наступними:

$$K_m = 0,8, \quad K_V = 0,8.$$

Оптимальним буде той варіант, в якому показник K найменший.

За базовий приймаємо 1-й варіант компонування приладу, інші два варіанти порівнюємо з ним.

Для I варіанту:

$$K_1 = \frac{709,92}{350} \cdot 0,8 + \frac{29,2}{35,5} \cdot 0,8 = 2,3 \quad (3.9)$$

Для II варіанту :

$$K_2 = \frac{808,8}{350} \cdot 0,8 + \frac{37,6}{30} \cdot 0,8 = 2,8 \quad (3.10)$$

Для III варіанту :

$$K_3 = \frac{805,9}{350} \cdot 0,8 + \frac{45}{30} \cdot 0,8 = 3 \quad (3.11)$$

Розрахунок показує, що коефіцієнт K найменший для першого варіанту компонування конструкції, тому він буде оптимальним.

Таким чином, нам вдалося мінімізувати розміри пристрою і досягти оптимального розміщення елементів у корпусі.

3.5.3 Визначення габаритних розмірів пристрою

На друкованій платі, що проектується, встановлено 75 елемент.

Для резисторів типу С2-23 площа встановлення складає 20 мм². Отже площа, яку займають постійні резистори на платі становить:

$$S_{R1} = 23 \cdot 20 = 460 \text{ мм}^2. \quad (3.12)$$

Для резисторів типу СПЗ-19а площа встановлення складає 120 мм²

$$S_{R3} = 3 \cdot 120 = 360 \text{ мм}^2. \quad (3.13)$$

Для конденсаторів типу К73-17 площа встановлення складає 21 мм².

Отже площа, яку займають конденсатори:

$$S_{C1} = 28 \cdot 21 = 588 \text{ мм}^2. \quad (3.14)$$

Для конденсаторів типу К50-35 площа встановлення складає 14 мм².

$$S_{C2} = 3 \cdot 14 = 42 \text{ мм}^2. \quad (3.15)$$

Для мікросхем типу ТДА7021 площа встановлення складає

39 мм².

$$S_{M1} = 1 \cdot 39 = 39 \text{ мм}^2. \quad (3.16)$$

Для мікросхем типу АТmega8 повна площа встановлення складає 250 мм².

$$S_{M2} = 1 \cdot 250 = 250 \text{ мм}^2. \quad (3.17)$$

Для транзистора BC546B площа встановлення складає 20 мм².

$$S_{Tr} = 1 \cdot 20 = 20 \text{ мм}^2. \quad (3.18)$$

Для транзистора BC546B4 площа встановлення складає 20 мм².

$$S_{Tr} = 4 \cdot 20 = 80 \text{ мм}^2. \quad (3.19)$$

Для діодів типу КД309 площа встановлення складає 3,6 мм². Отже площа, яку займають діоди на платі становить:

$$S_{D1} = 1 \cdot 3,6 = 3,6 \text{ мм}^2. \quad (3.20)$$

Для резонатора типу РК-169 площа встановлення складає 10 мм².

$$S_{BQ} = 3 \cdot 10 = 30 \text{ мм}^2. \quad (3.21)$$

Загальна площа друкованої плати буде дорівнювати

$$S_{ДП} = (2 \dots 5) \cdot \Sigma S_{ел} = 3 \cdot 3545, = 10652,1 \text{ мм}^2. \quad (3.22)$$

Таким чином, друкована плата повинна мати площу не менше 10635мм². Оскільки реальні розміри друкованої плати становлять 112×95 мм, тоді площа плати: $S_{ДП} = 10640 \text{ мм}^2$.

3.5.4 Визначення маси пристрою

На друкованій платі, що проектується, встановлено 75 елемент.

Для резисторів типу С2-23 маса складає 0,15 г. Отже масу, яку займають постійні резистори на платі становить:

$$M_{R1} = 23 \cdot 0,15 = 3,45 \text{ г.} \quad (3.23)$$

Для резисторів типу СПЗ-19а маса складає 0,5 г.

$$M_{R3} = 3 \cdot 0,5 = 1,5 \text{ г.} \quad (3.24)$$

Для конденсаторів типу К73-17 маса складає 0,5 г. Отже масу, яку займають конденсатори:

$$M_{C1} = 28 \cdot 0,5 = 14 \text{ г.} \quad (3.25)$$

Для конденсаторів типу К50-35 маса складає 1 г.

$$M_{C2} = 3 \cdot 1 = 3 \text{ г.} \quad (3.26)$$

Для мікросхем типу ТДА7021 маса складає 5 г.

$$M_{M1} = 1 \cdot 5 = 5 \text{ г.} \quad (3.27)$$

Для мікросхем типу АТмега8 маса складає 2 г.

$$M_{M2} = 1 \cdot 2 = 2 \text{ г.} \quad (3.28)$$

Для транзистора ВС546В маса складає 0,3 г.

$$M_{Tr} = 1 \cdot 0,3 = 0,3 \text{ г.} \quad (3.29)$$

Для транзистора ВС546В4 маса складає 0,3 г.

$$M_{Tr} = 4 \cdot 0,3 = 1,2 \text{ г.} \quad (3.30)$$

Для діодів типу КД309 маса складає 0,2 г. Отже масу, яку займають діоди на платі становить:

$$M_{D1} = 1 \cdot 0,2 = 0,2 \text{ г.} \quad (3.31)$$

Для резонатора типу РК-169 маса складає 3 г.

$$M_{BQ} = 3 \cdot 3 = 9 \text{ г.} \quad (3.32)$$

Загальна маса елементів які знаходяться на платі буде дорівнювати

$$\Sigma M_{ел}^{пл.} = 300 \text{ г.} \quad (3.33)$$

Маса елементів, що розміщені поза платою

$$\Sigma M_{\text{ел}}^{\text{кор.}} = 50 \text{ г.}$$

Маса корпусу

$$M_{\text{кор.}} = 709,92 \text{ г.}$$

Загальна маса пристрою буде дорівнювати

$$M_{\text{пр.}} = \Sigma M_{\text{ел}}^{\text{пл.}} + \Sigma M_{\text{ел}}^{\text{кор.}} + M_{\text{кор.}} = 1059,92 \text{ г.} \quad (3.34)$$

Таким чином, маса даного приладу складає не менше 1100 г.

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

Скористаємось методикою розрахунку експлуатаційної надійності згідно з [13] за допомогою математичних моделей.

В загальному випадку математична модель має вигляд:

$$\lambda_e = \lambda_0 \cdot \prod_i k_i, \quad (3.35)$$

де λ_e – експлуатаційна інтенсивність відмов, с^{-1} ;

λ_0 – інтенсивність відмов за нормальних умов і номінального електричного навантаження, с^{-1} ;

K_i – складові коефіцієнти математичної моделі.

Для електронної апаратури сумарна інтенсивність відмов:

$$\lambda_{EA} = K_{AM} \cdot K_{OBSL} \cdot \sum_{i=1}^N \lambda_{ei}, \quad (3.36)$$

де K_{AM} – коефіцієнт, який залежить від амортизації електронної апаратури; за відсутності системи амортизації у виробі (як у нашому випадку) $K_{AM} = 1$; K_{OBSL} – коефіцієнт, який залежить від якості технічного обслуговування електронної апаратури; для побутових виробів $K_{OBSL} = 1$;

λ_{ei} – експлуатаційна інтенсивність i -го типу електронної апаратури;

n – кількість типів електронних елементів у пристрої.

Оскільки пристрій – стаціонарний, портативний то коефіцієнт умов експлуатації $K_e = 1$, запишемо математичні моделі для кожного з елементів конструкції і обчислимо значення інтенсивностей відмов.

Для конденсаторів:

$$\lambda_E = \lambda_{0CT} \cdot K_P \cdot K_C \cdot K_e, \quad (3.37)$$

де K_P – коефіцієнт навантаження, визначається з таблиці.

K_C – коефіцієнт, що залежить від ємності конденсатора.

Оскільки на конденсаторі максимальна напруга падає тоді, коли вона рівна напрузі живлення, то відношення U/U_H : $\frac{U}{U_H} = \frac{3}{5} = 0,6$,

тому $K_P = 0,15$, а $K_C = 0,8$ (в середньому), то матимемо:

$$\lambda_E = 0,01 \cdot 10^{-6} \cdot 0,15 \cdot 0,8 \cdot 1 = 0,0012 \cdot 10^{-6} (\text{год}^{-1}).$$

Для кварцу:

$$\lambda_E = \lambda_H \cdot K_e, \quad (3.38)$$

$$\lambda_E = 0,1 \cdot 10^{-6} \cdot 1 = 0,1 \cdot 10^{-6} (\text{год}^{-1}).$$

Для мікросхем:

$$\lambda_E = \lambda_0 \cdot K_e, \quad (3.39)$$

$$\lambda_E = 0,1 \cdot 10^{-6} \cdot 1 = 0,1 \cdot 10^{-6} (\text{год}^{-1}).$$

Для резисторів:

$$\lambda_E = \lambda_{0CT} \cdot K_P \cdot K_e \cdot K_R, \quad (3.40)$$

де K_P – коефіцієнт навантаження, визначається згідно табличних даних;
 $K_P = 0,57$;

K_R – коефіцієнт, що залежить від опору резистора, згідно табличних даних [16], $K_R = 0,7$ (для резисторів опором 1...100 кОм). Маємо:

$$\lambda_E = 0,01 \cdot 10^{-6} \cdot 0,57 \cdot 1 \cdot 0,7 = 0,004 \cdot 10^{-6} (\text{год}^{-1}).$$

Для роз'ємів:

$$\lambda_E = \lambda_0 \cdot K_e, \quad (3.41)$$

маємо:

$$\lambda_{E1} = 0,01 \cdot 10^{-6} \cdot 1 = 0,01 \cdot 10^{-6} (\text{год}^{-1}),$$

$$\lambda_{E2} = 0,0012 \cdot 10^{-6} \cdot 1 = 0,0012 \cdot 10^{-6} (\text{год}^{-1})$$

Занесемо результати обчислень до таблиці 3.7.

Таблиця 3.7 – Експлуатаційні інтенсивності відмов елементів пристрою

Елементи	Експлуатаційна Інтенсивність, $\times 10^{-6} \text{ год}^{-1}$	Кількість елементів	Сумарна інтенсивність, $\times 10^{-6} \text{ год}^{-1}$
Кварц. резонатори	0,1	2	0.2
Мікросхеми	0,1	2	0.2
Конденсатори	0,01	56	0.56
Резистори	0,004	76	0.304
Роз'єм	0,011	1	0.011
Індикатор	0,1	1	0,1
Транзистор	0,03	19	0,57
Діоди	0,02	10	0,2
Пайка	0,01	410	4,1
Плата	0,5	1	0,5
Корпус	0,05	1	0.05

Сумарна інтенсивність відмов:

$$\sum \lambda = (0,2 + 0,2 + 0,56 + 0,304 + 0,011 + 0,1 + 0,57 + 0,2 + 4,1 + 0,5 + 0,05) \cdot 10^{-6} = 6,795 \text{ (год)}$$

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

$$T = \frac{1}{\sum \lambda}, \quad (3.42)$$

Підставимо дані:

$$T = \frac{1}{6,795 \cdot 10^{-6}} = 147167,034 \text{ [год]}.$$

Середній час напрацювання на відмову складає $T = 147167,034$ год.

3.6 Розробка конструкції друкованої плати

3.6.1 Вибір типу друкованої плати

Плати бувають односторонні, двосторонні (із з'єднанням шарів та без нього) та багатошарові (з послідовним з'єднанням шарів, з попарним з'єднанням шарів і з наскрізними отворами).

Односторонні плати характеризуються:

- а) установкою радіоелементів безпосередньо на поверхню матеріалів;
- б) можливим використанням додаткових перемичок (до 5%);
- в) низькою вартістю і 1-2-ми класами щільності.

Двосторонні плати характеризуються:

- а) високими комутативними якостями;
- б) підвищеною міцністю з'єднання;
- в) більш високою вартістю.

Даний пристрій має у своєму складі мікросхеми, мікроконтролер. Тому, щоб полегшити трасування, оберемо двосторонню плату третього класу точності – це дозволить уникнути зайвих перемичок.

3.6.2 Вибір класу точності друкованої плати

По точності виконання конструкції друкованих плат діляться на п'ять класів точності.

Друковані плати першого та другого класів найбільш прості у виконанні. Друковані плати третього класу і вище вимагають використання високоякісних матеріалів, інструментів і устаткування, але мають високу розподільну здатність.

Для даного виробу, з огляду на порівняно невисоку щільність монтажу (для мінімізації виробу) оптимальним варіантом буде вибір 2-го класу точності друкованої плати (не вимагає використання високоякісних матеріалів, інструменту та обладнання).

Даний клас характеризується наступними елементами конструкції:

- ширина провідника в широких місцях _____ 0,45 мм;
- ширина провідника у вузьких місцях _____ 0,25 мм;
- мінімальна відстань між двома провідниками _____ 0,25 мм;
- гарантійний поясок зовнішнього шару _____ 0,1 мм;
- гарантійний поясок внутрішнього шару _____ 0,05 мм;
- Відношення діаметра металізованого отвору до товщини плати _____ 0,4мм
- Максимальне відхилення відстаней між центрами монтажних отворів, не більш _____ 0,1мм

3.6.3 Вибір матеріалу друкованої плати

Проектуючи конструкцію пристрою, необхідно звернути увагу на матеріали, конструктивні форми й розміри деталей.

До матеріалу висуваємо наступні вимоги:

- а) висока технологічність;
- б) високі електрофізичні властивості;
- в) можливість працювати в умовах вакууму;
- г) забезпечення високої адгезії;
- д) мінімальні механічні короблення.

В якості матеріалу для друкованої плати можна використовувати:

- 1) гетинакс;
- 2) текстоліт;
- 3) склотекстоліт.

Розглянемо основні властивості цих матеріалів і виберемо з них оптимальний варіант для матеріалу друкованої плати. Основні властивості цих матеріалів занесемо до таблиці 3.8.

Таблиця 3.8 – Основні властивості матеріалів друкованої плати

Властивості	Гетинакс	Текстоліт	Склотекстоліт
Густина, Мг/м ³	1,3-1,4	1,3-1,45	1,6-1,75
Теплостійкість по Мартенсу °С, не менше	150	125	180
Холодостійкість, °С	-60	-60	-60
Границя міцності, МПа: при розтягу на згин	80-100 130-150	50-65 90-120	120-180 200
Питома ударна в'язкість, кДж/м ²	15-20	20-27	75
Питомий об'ємний опір, Ом/м ³	10 ⁸ -10 ¹¹	10 ⁶ -10 ⁸	10 ¹¹
Діелектрична проникність	6-7	8	7
Тангенс кута діелектричних втрат при 10 ⁶ Гц	0,035- 0,08	0,07	0,02
Електрична міцність (перпендикулярно шарам), МВ/м, не менше	33	4-8	18

Отже в якості матеріалу друкованої плати доцільно вибрати склотекстоліт, оскільки він має кращі характеристики, ніж у гетинаксу та в текстоліту. Склотекстоліт допускає короточасну експлуатацію при 200 °С. Електрична міцність склотекстоліту майже в три рази вища, ніж у текстоліту.

Для друкованої плати рекомендовано використовувати фольгований склотекстоліт СФ2-1,5-35 ГОСТ10316-78 [10].

3.6.4 Розрахунок діаметрів контактних площадок

Діаметр контактних площадок розраховується відповідно до діаметру отворів за формулою:

$$\Delta D_{\text{КП}} = d_{\text{отв}} + \Delta d_{\text{отв}} + 2v + \Delta t_v + \Delta t_{\text{тр}} + \sqrt{T_d^2 + T_B^2 + T_{\text{нв}}^2} \quad [12], \quad (3.43)$$

Де: $d_{\text{отв}}$ – діаметр отвору;

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

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

Δt_v – верхній допуск на ширину провідника, $\Delta t_v = 0,1$ 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:

$$\Delta D_{\text{КП}} = 0 + 2 \times 0,1 + 0,1 + 0 + \sqrt{0,08^2 + 0,15^2 + 0,1^2} = 0,5 \text{ мм}. \quad (3.44)$$

Діаметри отворів розраховуються за формулою:

$$d = d_{\text{вив}} + (0,2 \dots 0,4), \quad (3.45)$$

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

В даному приладі елементи мають наступні діаметри виводів: 0,5; 0,6 мм.

Проведемо оптимізацію діаметрів отворів:

$$d_1 = 0,5 + 0,4 = 0,9 \text{ мм};$$

$$d_2 = 0,6 + 0,3 = 0,9 \text{ мм}.$$

Маємо діаметри отворів:

$$d_1 = d_2 = 0,9 \text{ мм};$$

Знаходимо діаметри контактних площадок:

$$D_1 = 0,9 + 0,5 = 1,4 \text{ мм};$$

3.6.5 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. Тоді ширина провідника:

$$B = \max \{ b_{\min 1}, b_{\min 2}, b_{\text{тех}} \}. \quad (3.46)$$

За максимальним струмом, що протікає через провідник:

$$b_{\min 1} = \frac{I_{\max}}{j_{\text{доп}} t}, \quad (3.47)$$

де: $j_{\text{доп}}$ – допустима густина струму, для плати виготовленої хімічним методом,

t – товщина провідника,

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

Наші параметри:

$$j_{\text{доп}} = 25 \text{ А/мм}^2,$$

$$t = 40 \text{ мкм},$$

$$I_{\max} = 0,15 \text{ А}.$$

$$B_{\min 1} = b_{\min 1} = \frac{0,15}{25 \cdot 0,04} = 0,15 \text{ мм} = 150 \text{ мкм} (< 450 \text{ мкм}).$$

Визначимо мінімальну ширину провідника з умови допустимого падіння напруги :

$$B_{\min} = \frac{I_{\max} \cdot \rho \cdot l_{\max}}{\Delta U_{\text{доп}} \cdot t}, \quad (3.48)$$

де: ρ – питомий опір провідників,
 I_{\max} – струм, який проходить по провіднику,
 l_{\max} – максимальна довжина провідника,
 $U_{\text{доп}}$ – допустиме падіння напруги (становить не більше 5% від напруги живлення
 t – товщина провідника.

Наші параметри:

$$\rho = 0,05 \text{ Ом} \times \text{мм}^2/\text{м} ,$$

$$I_{\max} = 0,15 \text{ А},$$

$$l_{\max} = 60 \text{ мм} = 0,06 \text{ м},$$

$$U_{\text{доп}} = 9 \times 0,05 = 0,45 \text{ В}),$$

$$B_{\min} = \frac{0,15 \cdot 0,05 \cdot 0,06}{0,45 \cdot 0,04} = 0,025 = 25 \text{ мкм} (< 450 \text{ мкм}).$$

Розраховані значення ширини провідників не перевищують технологічне.

3.6.6 Трасування друкованої плати

Установка навісних елементів на друкованій платі здійснюється згідно з ОСТ4.ГО.010.ОЗО та ОСТ4.ГО.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.

У зв'язку з складним трасуванням вибираємо крок координатної сітки 1,25 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).

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 (аналого-цифровий перетворювач, операційні підсилювачі). 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.

По закінченню починаємо редагування отриманого результату за допомогою команд Options > Route Strategies > Manual Route > Sketch a 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.

3.7 Розрахунок плати на вібростійкість

Визначаємо частоту власних коливань за формулою:

$$f_0 = \frac{\pi}{2 * a^2} \left(1 + \frac{a^2}{b^2}\right) \sqrt{\frac{D}{M} ab}, \quad (3.49)$$

де a, b – довжина і ширина плати: $a = 112 * 95$ мм, $b = 70 \ 88$ мм;

D -циліндрична жорсткість:

$$D = \frac{E * h^3}{12 * (1 - \nu^2)}, \quad (3.50)$$

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

h - товщина плати, $h = 1,5$ мм;

ν - коефіцієнт Пуассона, $\nu = 0,22$;

M - маса плати з радіоелементами,

$$D = \frac{3,2 \cdot 10^{10} \cdot (1,5 \cdot 10^{-3})^3}{12 \cdot (1 - 0,22^2)} = 9,46;$$

$$f_0 = \frac{3,14}{2 \cdot 0,125^2} \cdot \left(1 + \frac{0,125^2}{0,07^2}\right) \cdot \sqrt{\frac{9,46}{0,160} \cdot 0,125 \cdot 0,07} = 303 \text{ (Гц)}$$

$$f \neq f_p$$

$$303 \text{ Гц} \neq 50 \text{ Гц.}$$

Отже, частота власних коливань не співпадає з резонансною частотою, а співвідношення розмірів плати задовольняють вимогам вібростійкості.

Визначаємо коефіцієнт динамічності за формулою:

$$K_{\text{дин}} = \frac{\sqrt{(1 + [K_1(x)K_1(y) - 1]\eta_{11}^2)^2 + \varepsilon_{11}^2 \eta_{11}^2}}{\sqrt{(1 - \eta_{11}^2)^2 + \varepsilon_{11}^2 \eta_{11}^2}}, \quad (3.51)$$

де $K(x)$, $K(y)$ – залежність коефіцієнта від коливань. Коли обидва краї закріплені $K(x) = K(y) = 1,3$;

η - коефіцієнт розстроювання:

$$\eta = f/f_p = 50/303 = 0,16;$$

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

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

Маємо:

$$K_{\text{дин}} = \frac{\sqrt{(1 + [1,3 \cdot 1,3 - 1] \cdot 0,16^2)^2 + 0,01^2 \cdot 0,16^2}}{\sqrt{(1 - 0,16^2)^2 + 0,01^2 \cdot 0,16^2}} = 1,044$$

Вібросміщення визначається за формулою:

$$S_B = \xi_0 * K_d, \quad (3.52)$$

$$\xi_0 = \frac{a_0}{4\pi^2 (f_p)^2} \quad (3.53)$$

де a_0 – віброприскорення згідно технічного завдання, $a_0 = 2g = 19,8 \frac{M}{c^2}$,

$$\xi_0 = \frac{19,8}{4 \cdot 3,14^2 \cdot 303^2} = 5,46 \cdot 10^{-6} \text{ мм},$$

$$S_B = 5,46 \cdot 10^{-6} \cdot 1,044 = 5,7 \cdot 10^{-6} \text{ м};$$

віброприскорення:

$$a_B = a_0 \cdot K_D = 19,8 \cdot 1,044 = 20,67 \text{ м/с}^2.$$

Визначаємо прогин плати:

$$\delta_{\text{доп}} = S_B - \xi_0, \quad (3.54)$$

$$\delta_{\text{доп}} = 5,7 \cdot 10^{-6} - 5,46 \cdot 10^{-6} = 0,24 \cdot 10^{-6} \text{ мм},$$

$$\delta_{\text{гран}} = \delta_{\text{доп}} \cdot h^2, \quad (3.55)$$

$$\delta_{\text{гран}} = 0,24 \cdot 10^{-6} \cdot 1,5^2 = 0,34 \cdot 10^{-4}$$

Як видно з розрахунків, прогин друкованої плати не перевищує допустимого значення, можна сказати, що вібраційні навантаження не вплинуть на роботу пристрою.

3.8 Аналіз електромагнітної сумісності елементів друкованої плати

Зі збільшенням швидкодії схеми все більшого значення набувають питання високочастотних зв'язків між елементами. При цьому стає обов'язковим не тільки визначення параметрів тієї або іншої лінії зв'язку (опору, ємності, індуктивності тощо), але і міри впливу їх одна на одну (паразитні ємність, взаємоіндуктивність тощо). Це особливо важливо в мікроелектронних виробках, бо час переключення елементів складає одиниці наносекунд і щільність розміщення мікросхем достатньо висока.

Електричні параметри елементів друкованої плати залежать від цілого ряду чинників, що в тій чи іншій мірі впливають на зміну розрахункових величин : режиму роботи схеми, матеріалу захисних покриттів, технології виготовлення і т. ін. Комплексне врахування всіх цих чинників достатньо складне і тому недоцільне на етапі проектування друкованої плати. Тут

необхідний орієнтовний, з достатнім ступенем точності, розрахунок, який перевіряється і уточнюється після виготовлення і дослідження першої партії друкованих плат [8].

Метою розрахунку електромагнітної сумісності є визначення працездатності пристрою в умовах впливу перехресних перешкод в лініях зв'язку, а також зовнішніх електромагнітних полів [8].

1. Діелектрична проникність середовища між провідниками, що розташовані на зовнішній поверхні плати, яка покрита лаком, дорівнює:

$$\varepsilon_r = 0,5(\varepsilon_n + \varepsilon_l), \quad (3.56)$$

де: $\varepsilon_n = 6$ – діелектрична проникність склотекстоліту;

$\varepsilon_l = 4$ – діелектрична проникність лаку УР-231;

$$\varepsilon_r = 0,5(6+4) = 5.$$

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

Паразитна ємність між двома друкованими провідниками:

$$C = \frac{1,06 \cdot \varepsilon \cdot l_1}{\lg\left(\frac{2a}{t+b}\right)} \quad (3.57)$$

де: l_1 – довжина взаємного перекриття провідників, $l_1 = 0,003$ м;

a – відстань між провідниками;

t і b – товщина і ширина провідника відповідно;

ε – діелектрична проникність середовища для провідників:

$$\varepsilon = \frac{\varepsilon_n + \varepsilon_l}{2}, \quad (3.58)$$

де: ε_n – діелектрична проникність матеріалу плати, $\varepsilon_n = 6$;

ε_l – діелектрична проникність матеріалу лаку, $\varepsilon_l = 4$.

Маємо:

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

$$C = \frac{1,06 \cdot 5 \cdot 0,003}{\lg\left(\frac{2 \cdot 2,5 \cdot 10^{-3}}{35 \cdot 10^{-6} + 0,45 \cdot 10^{-3}}\right)} = 0,081 \text{ пФ } (< 1 \text{ пФ}).$$

Паразитна індуктивність між двома друкованими провідниками:

$$L = 2 \cdot l_2 \cdot \left(\ln \frac{2l_2}{a+b} \right), \quad (3.59)$$

де: l_2 – довжина провідника, $l_2 \approx 1,8 \text{ см.} = 18 \text{ мм.}$

$$L = 2 \cdot 18 \cdot \left(\ln \frac{2 \cdot 18}{2,5 + 0,45} \right) = 0,90 \text{ мкГн } (< 1 \text{ мкГн}).$$

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

3.9 Тепловий розрахунок приладу

В процесі виробництва, зберігання і експлуатації пристрій зазнає дії різних температур. Сам пристрій є джерелом тепла, оскільки ККД 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.

Визначимо тепловий режим і виберемо систему охолодження згідно з методикою [12]. Початковими даними для розрахунку є наступні:

- внутрішні розміри пристрою: $0,127 \times 0,07 \times 0,02 \text{ м}$;
- внутрішній об'єм пристрою $V = 1,7 \cdot 10^{-4} \text{ м}^3$;
- потужність споживання $P = 10 \text{ Вт}$;

коефіцієнт заповнення $K_{\text{ЗАП}} = 0,2$;

- максимальна температура навколишнього середовища (вибирається за найменшою температурою з гранично допустимих для всіх елементів) $T_{\text{max}} = +85^\circ\text{C} = 358\text{K}$;
- гранично допустиме перегрівання повітря в пристрої (за максимальної температури повітря $T_{\text{пов}} = 40^\circ\text{C} = 313\text{K}$):

$$\theta_{e,дон} = 358 - 313 = 45 \text{ К.}$$

Визначаємо коефіцієнт форми пристрою:

$$K_0 = \frac{H}{\sqrt[3]{V}}, \quad (3.60)$$

де

H – висота блоку, м;

V – внутрішній об'єм пристрою, м^3 ;

$$K_0 = K_0 = \frac{0,03}{\sqrt[3]{1,7 \cdot 10^{-4}}} = 0,545$$

Визначаємо площу поверхні відведення тепла за формулою:

$$S_3 = \sqrt[3]{V^2} \cdot \left(\frac{2}{K_0} + 4 \cdot K_{зап} \cdot \sqrt{K_0} \right), \quad (3.61)$$

отримаємо:

$$S_3 = \sqrt[3]{(1,7 \cdot 10^{-4})^2} \cdot \left(\frac{2}{0,545} + 4 \cdot 0,2 \cdot \sqrt{0,545} \right) = 0,0143 (\text{м}^2).$$

Визначаємо питомий тепловий потік нагрітої зони:

$$q_3 = \frac{\Phi}{S_3} \left[\frac{\text{Вт}}{\text{м}^2} \right], \quad (3.62)$$

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

$$\Phi = 0,4 \cdot 10 = 4 (\text{Вт});$$

$$q_3 = \frac{4}{0,0143} = 279,72 (\text{Вт} / \text{м}^2)$$

Перегрівання для апаратури з природною конвекцією:

$$M[\theta_B] = 40 \text{ К}$$

Порівнюємо значення $\theta_{B,дон} = 45 \text{ К}$ і отримане значення: $\theta_{e,дон} > M[\theta_B]$,

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

3.10 Моделювання транзисторного підсилювача за допомогою OrCAD

Для моделювання частини схеми обираємо попередній підсилювач низької частоти зібраний на транзисторах VT1 і VT3. З якого сигнал подається на вихід кінцевого підсилювача низької частоти.

Набравши відповідну схему, перевіряємо її за допомогою опції *Tools/Annotate* на відсутність помилок у позиційних позначеннях, та *Analysis/Electrical Rule Check* на відсутність з'єднань, і починаємо моделювання.

Спершу у опції *Pspice>Edit Simulation Profile* обираємо моделювання. До схеми підключаємо джерело живлення та джерело вхідного сигналу.

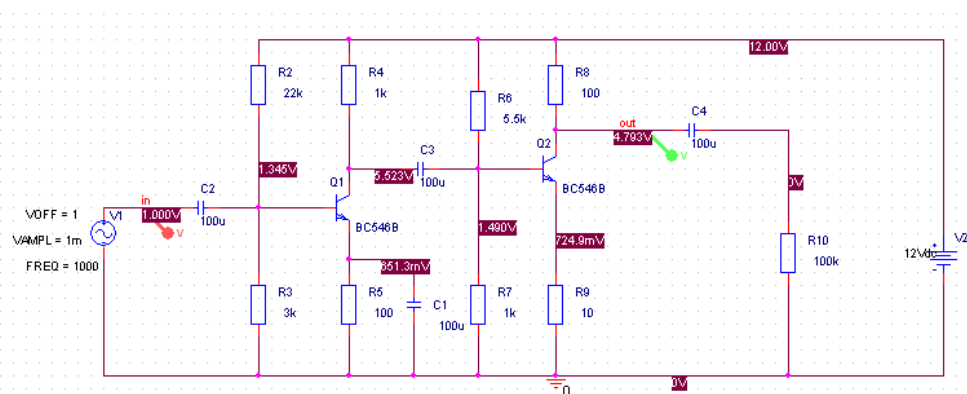


Рисунок 3.18 – Схема для моделювання підсилювача генератора УЧ
Запустивши на виконання програму моделювання командою *Pspice>Run*, характеристику на виході.

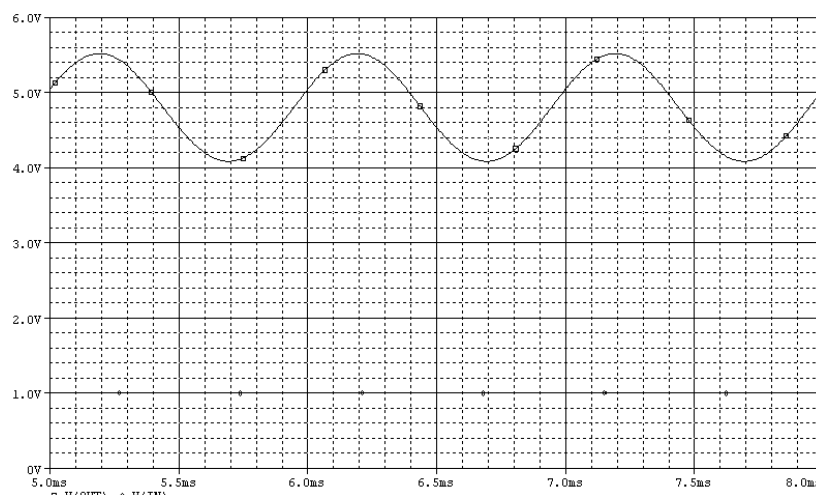


Рисунок 3.19 – Моделювання вихідного сигналу підсилювача

Для температурного аналізу схеми задаємо у профілі три значення температури (-30, 0 та +40 °C), і запускаємо програму моделювання.

Отримані графіки представлені на рисунку 2.20.

Із графіків видно, що вказана зміна температури не значно впливає на підсилення сигналу.

Отже, стабільність роботи пристрою забезпечена в належній мірі.

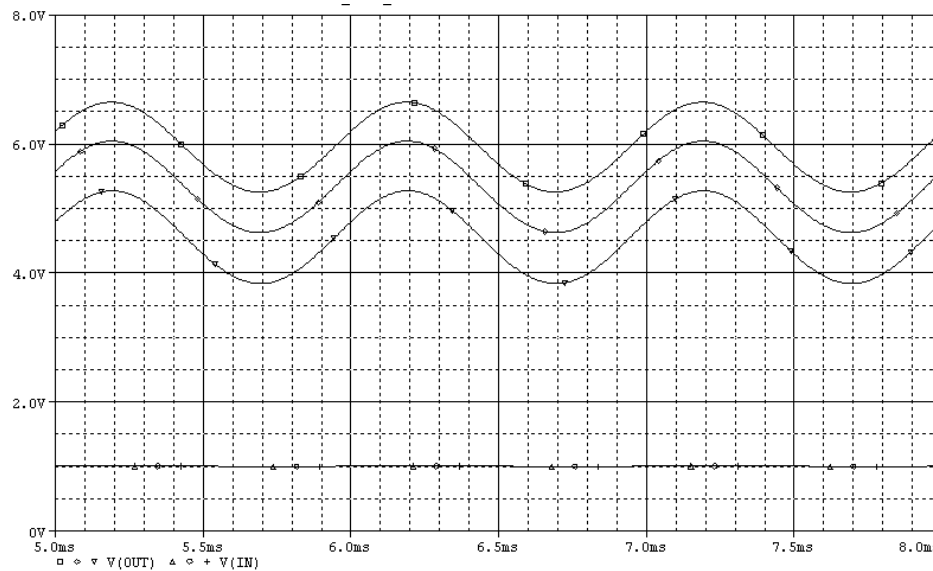


Рисунок 3.20 – Температурний аналіз схеми

На рисунку 3.21 показана АЧХ підсилювача. При заданих номіналах компонентів підсилювач забезпечує смугу частот від 5МГц до 10МГц та коефіцієнт підсилення по напрузі біля 550.

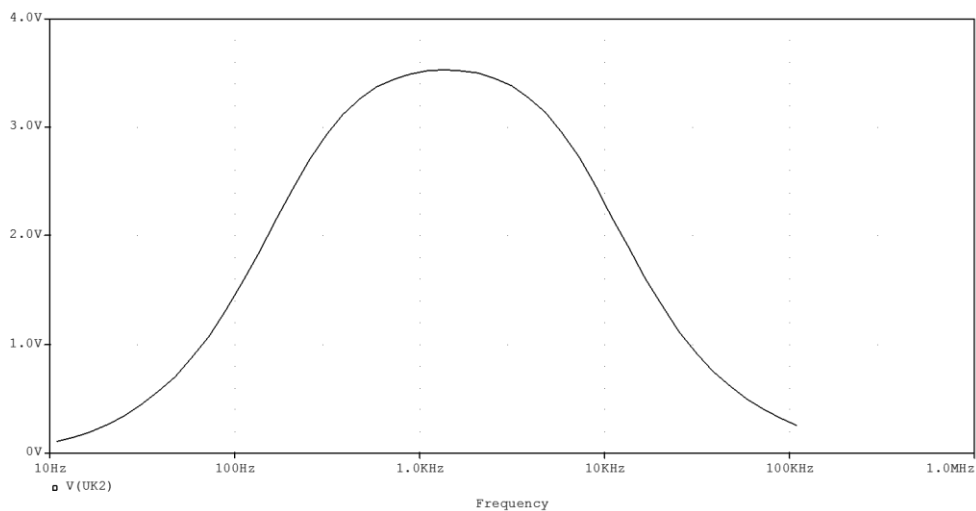


Рисунок 3.21 – Амплітудно-частотна характеристика підсилювача

3.11 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

$$\frac{a}{b} \text{ або } 1 - \frac{a}{b} \quad [16].$$

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:

$$\varphi_i = \frac{i}{2^{i-1}}, \quad (3.63)$$

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 $K_{\text{ПОВ РЕ}} (\varphi = 0,185)$, коефіцієнт складності обробки $K_{\text{С ОБ}} (\varphi = 0,11)$. Обчислимо дані коефіцієнти за нижче наведеними формулами [15].

1. Коефіцієнт підготовки ЕРЕ:

$$K_{\text{ПРЕ}} = 1 - \frac{N_{\text{МПРЕ}}}{N_{\text{РЕ}}}, \quad (3.64)$$

де $N_{\text{МПРЕ}}$ – кількість радіоелементів, виводи яких формуються автоматизовано;

$N_{\text{РЕ}}$ – загальне число радіоелементів у виробі;

$$K_{\text{ПРЕ}} = 1 - \frac{8}{75} = 0,95.$$

2. Коефіцієнт автоматизації монтажу:

$$K_{\text{АМ}} = \frac{N_{\text{АМ}}}{N_{\text{М}}}, \quad (3.65)$$

де $N_{\text{АМ}}$ – кількість монтажних з'єднань, виконаних автоматизовано;

$N_{\text{М}}$ – загальна кількість з'єднань;

$$K_{\text{АМ}} = \frac{416}{416} = 1.$$

3. Коефіцієнт складності збірки:

$$K_{\text{СЗБ}} = 1 - \frac{N_{\text{ТСК}}}{N_{\text{ТВ}}}, \quad (3.66)$$

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

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

$$K_{\text{СЗБ}} = 1 - \frac{1}{4} = 0,75.$$

4. Коефіцієнт механізації контролю:

$$K_{\text{МК}} = \frac{N_{\text{МК}}}{N_{\text{К}}}, \quad (3.67)$$

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

$N_{\text{К}}$ – загальна кількість контрольних операцій;

$$K_{\text{МК}} = \frac{1}{5} = 0,2.$$

5. Коефіцієнт прогресивності формоутворення:

$$K_{\Phi} = \frac{N_{\text{ПР}}}{N_0}, \quad (3.68)$$

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

N_0 – загальна кількість деталей;

$$K_{\Phi} = \frac{3}{4} = 0,75.$$

6. Коефіцієнт повторюваності радіоелементів:

$$K_{\text{ПОВРЕ}} = 1 - \frac{N_{\text{ТРЕ}}}{N_{\text{РЕ}}}, \quad (3.69)$$

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

$N_{\text{РЕ}}$ – загальна кількість радіоелементів;

$$K_{\text{ПОВРЕ}} = 1 - \frac{14}{173} = 0,92.$$

7. Коефіцієнт складності обробки:

$$K_{\text{С ОБ}} = 1 - \frac{N_{\text{СТР}}}{N_0}, \quad (3.70)$$

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

N_0 – загальна кількість деталей;

$$K_{\text{С ОБ}} = 1 - \frac{1}{4} = 0,75.$$

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 3.9.

Таблиця 3.9. Базові показники технологічності

Тип	$K_{\text{ПРЕ}}$	$K_{\text{АМ}}$	$K_{\text{С ЗБ}}$	$K_{\text{МК}}$	K_{Φ}	$K_{\text{ПОВ РЕ}}$	$K_{\text{С ОБ}}$
φ_i	1,00	1,00	0,75	0,50	0,31	0,185	0,11
K_i	0,95	1,00	0,75	0,20	0,75	0,92	0,75

Основний показник, що використовується для оцінки технологічності конструкції - комплексний показник, який визначається на основі базових показників за формулою [16]:

$$K_K = \frac{\sum_{i=1}^S K_i \varphi_i}{\sum_{i=1}^S \varphi_i}; \quad (3.71)$$

де K_i - базовий показник відповідного класу блоків РЕА;

i - порядковий номер показника в рангованій послідовності;

S - загальне число взятих базових показників технологічності;

$$K_K = \frac{0,105 \cdot 1 + 1 \cdot 1 + 0,75 \cdot 0,75 + 0,75 \cdot 0,31 + 0,83 \cdot 0,185 + 0,75 \cdot 0,11}{1 + 1 + 0,75 + 0,5 + 0,31 + 0,185 + 0,11} = 0,554.$$

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

$$\frac{K_K}{K_H} \geq 1. \quad (3.72)$$

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

$$\frac{K_K}{K_H} = \frac{0,554}{0,5} \geq 1,11.$$

Як бачимо з розрахунків, $1,11 \geq 1$ - задовольняє умові, тобто технологічність є достатньою і не потребує заходів для її підвищення.

3.12 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, транзистори, мікросхеми, котушки індуктивності) перед монтажем та складанням проходять підготовку, при якій випрямляють, підрізають, лудять та вигинають виводи. В даній конструкції вигинати виводи слід лише для котушок індуктивності.

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

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.

3.12.1 Технологічний процес виготовлення друкованої плати

Усі процеси виготовлення друкованих плат можна поділити на: субстрактивні, адитивні, напівадитивні.

Субстрактивний процес – одержання провідного рисунка полягає у вибіркового видаленні ділянок провідної фольги методом травлення.

Адитивний процес – полягає у вибіркового осадженні провідного матеріалу на основу плати.

Напівадитивний процес – передбачає попереднє нанесення тонкого провідного покриття, який потім видаляється з місць, де є проміжки.

Згідно ГОСТ 2375-86 конструювання друкованих плат здійснюється з врахуванням наступних методів виготовлення:- хімічний - для двосторонніх друкованих плат;

- позитивний комбінований – для двосторонніх друкованих плат з металізованими монтажними отворами.

Двосторонні друковані плати, як правило виготовляються з допомогою позитивного комбінованого метода, який передбачає експонування рисунка друкованих елементів з фотопозитива. Технологічний процес виготовлення друкованої плати даним методом добре відпрацьований й добре забезпечений технологічним обладнанням.

Комбінований метод є об'єднанням хімічного і електрохімічного методів. Вихідним матеріалом служить фольгова ний з обох сторін діелектрик, тому провідний рисунок отримують витравленням міді, а металізація отворів проводиться завдяки хімічному мідненню з наступним електрохімічним нарощуванням шару міді. Пайка виводів ЕРЕ проводиться завдяки заповненню отворів припоєм в платі. Комбінований метод складається зі слідуєчи основних операцій: різка заготовок і хіміко-механічна підготовка поверхні, отримання захисного рисунку, нанесення захисної лакової плівки, свердління і зенківка отворів, хімічне міднення і видалення лакової плівки, гальванічне міднення в два прийоми. Даний спосіб характеризується значною трудоемністю, так як в процесі доволі багато ручних операцій [8, 9].

Підготовка поверхні перед нанесенням фоторезисту включає в себе хімічне обезжирення, яке відбувається в розчинах тринатрійфосфата. Температура розчину 40-60°C, тривалість обробки 2-5 хвилин.

Виготовлення друкованої плати по слідуєчому технологічному процесу:

- виготовлення заготовки фольгованого склотекстоліту шляхом різки листа дисковими фрезами діаметром $d=100\text{мм}$ і товщиною 3мм. Швидкість різки 100-120 мм/с;

- підготовка поверхні до нанесення фоторезисту. Механічна і хімічна очистка поверхні мідної фольги, зачистка мідним наждаком, промивка в проточній воді, обробка в 5-7% розчині HCl на протязі 30 с, промивка;

- нанесення фоторезисту поливом на поверхню фольги з центрифугуванням і сушкою. Швидкість центрифуги 80-100 об./хв., температура сушки 35-40°C;

- експонування друкованого рисунку проводиться в копіювальній рамці на протязі 8-10 хвилин;
- проявлення захисного позитивного рисунку друкованої плати здійснюється теплою водою ($t=40-50^{\circ}\text{C}$) у ванні з ультразвуковим коливанням;
- задублення захисного рисунку проводиться хімічним шляхом у розчині 3% хромового ангідриду;
- травлення (видалення) міді з незахищених ділянок фольги здійснюється у травильному агрегаті КТ-38 на протязі 15-18 хвилин, обробка плати водним розчином FeCl_3 з наступною промивкою в холодній воді;
- покриття лаком, сушка при температурі $20-30^{\circ}\text{C}$ на протязі 6 годин;
- свердління отворів;
- зенківка свердлом діаметром 1,25мм;
- активування поверхні розчином хлорного олова;
- хімічне міднення 40% розчином мідного купоросу на протязі 20 хвилин;
- зняття захисного лаку ацетоном;
- сушка;
- покриття сплавом РОЗЕ методом занурення у ванну при температурі $t=95^{\circ}\text{C}$.

3.12.2 Технологія монтажу елементів на друкованій платі

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

Перед паянням флюс підсушується при температурі $80-100^{\circ}\text{C}$, 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 припій від зони

пайки і призводять до пористості монтажних з'єднань. Контакткування розплавленого 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-припій", 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 припій вибираємо легкоплавкий ПОС-61 із вмістом олова 61%. Температура плавлення припою ПОС-61 становить 183° С. Послідовність операцій монтажу елементів на друкованій платі;

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

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

3) запаяти конденсатори;

4) запаяти резистори;

5) запаяти котушки індуктивності, транзистори;

6) паяються мікросхеми. Пайку здійснювати по діагоналі навхрест;

7) контроль пайки, а також проведення регулювальних робіт. Під час паяння припій 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 [16].

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).

3.12.3 Технологія складання пристрою

Пристрій збирається в такій послідовності:

1) здійснюється кріплення плати за допомогою гвинтів до нижньої частини корпусу;

2) проводяться зв'язки між друкованою платою і семисегментним індикатором та гучномовцем за допомогою монтажних проводів, що закріплені до верхньої частини корпусу гвинтами у вирізані під них отвори;

3) органи управління які розміщені на платі, розташовуються в спеціально вирізані отвори в верхній частині корпусу, а також роз'єм;

3) корпус закривається з боків кришками до луску. Корпус зібрано.

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

4 ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ

4.1 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

В техніко-економічному обґрунтуванні представленому в першому розділі даної роботи було приблизно обґрунтовано доцільність проведення НДР. Тому в даному розділі будуть проведені більш детальні розрахунки витрат на проведення НДР.

Для економічного розрахунку проведення НДР потрібно скласти кошторис витрат, який передбачає розрахунок таких основних статей витрат.

Основна заробітна плата дослідників та розробників, яка розраховується за формулою [2]:

$$Z_o = \frac{M}{T_p} \cdot t, \quad (4.1)$$

де M – місячний посадовий оклад конкретного розробника (дослідника), грн.;

T_p – число робочих днів в місяці, 22 дні;

t – число днів роботи розробника (дослідника).

Проведені розрахунки зводимо до таблиці.

Таблиця 4.1 – Основна заробітна плата дослідників та розробників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн.	Оплата за робочий день, грн.	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн.
1. Керівник проекту	9430,00	428,64	22	9430,00
2. Ст. науковий співробітник	9000,00	409,09	12	4909,09
3. Консультант (лікар-офтальмолог)	8500,00	386,36	10	3863,64
4. Інженер-схемотехнік	8880,00	403,64	12	4843,64
5. Інженер-радіотехнік	8880,00	403,64	12	4843,64
6. Технік I-ї категорії	5320,00	241,82	22	5320,00
Всього				33210,00

Витрати на основну заробітну плату робітників (Z_p), що здійснюють формування схеми, складання та попереднє налагодження, розраховуються на основі норм часу, які необхідні для виконання даної роботи, за формулою:

$$Z_p = \sum_1^n t_i \cdot C_i \cdot K_c, \quad (4.2)$$

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

n - число робіт по видах та розрядах;

K_c - коефіцієнт співвідношень, який установлений в даний час Генеральною тарифною угодою між Урядом України і профспілками, $K_c = 1$;

C_i - погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, який виконує відповідну роботу, грн./год.

C_i визначається за формулою:

$$C_i = \frac{M_n \cdot K_i}{T_p \cdot T_{зм}}, \quad (4.3)$$

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

K_i - тарифний коефіцієнт робітника відповідного розряду;

T_p - число робочих днів в місяці, $T_p = 22$ дн.;

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

Проведені розрахунки заносимо до таблиці.

Таблиця 4.2– Витрати на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Трудомісткість, нормо-годин	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн.	Величина оплати, грн.
1. Монтаж макетної схеми	4,5	4	1,5	35,57	160,04
2. Наладка	2,0	5	1,7	40,31	80,61
3. Випробування	3,4	4	1,5	35,57	120,92
4. Виготовлення друкованої плати	8,5	3	1,35	32,01	272,07
5. Виготовлення корпусу	6,2	3	1,35	32,01	198,45
6. Монтаж плати	0,5	3	1,35	32,01	16,00
7. Складання пристрою	0,2	4	1,5	35,57	7,11
8. Наладка пристрою	1,3	5	1,7	40,31	52,40
9. Регулювання пристрою (остаточне)	0,5	5	1,7	40,31	20,15
10. Випробування пристрою	0,5	4	1,5	35,57	17,78
Всього					945,56

Додаткова заробітна плата розробників, дослідників та робітників, які приймали участь в проведенні НДР:

Розраховується як 10 % від основної заробітної плати розробників та робітників:

$$Z_d = Z_o \cdot 10 / 100\% \quad (4.4)$$

$$Z_d = (33210,00 + 945,56) \cdot 10 / 100 \% = 3415,56 \text{ (грн.)}$$

Нарахування на заробітну плату розробників та робітників.

Згідно діючого законодавства нарахування на заробітну плату складають 22% від суми основної та додаткової заробітної плати.

$$H_z = (Z_o + Z_d) \cdot 22\% / 100\% \quad (4.5)$$

$$H_z = (33210,00 + 945,56 + 3415,56) \cdot 22\% / 100\% = 8265,65 \text{ (грн.)}$$

Витрати на матеріали на даному етапі проведення НДР пов'язані з використанням макетних моделей елементів та моделювання роботи і досліджень за допомогою комп'ютерної техніки, а також створенням експериментальної схеми для проведення натурних досліджень і експериментального зразка.

Витрати на матеріали, розраховуються по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i , \quad (4.6)$$

де, - H_i - витрати матеріалу i -го найменування, кг;

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

K_i - коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = 1,1$;

n - кількість видів матеріалів,

Проведені розрахунки зводимо до таблиці.

Таблиця 4.3 – Витрати на основні матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Одиниця виміру	Ціна за одиницю, грн.	Витрачено кг	Вартість витраченого матеріалу, грн.
Папір канцелярський	уп.	108,00	2,0	216,00
Компакт-диски	шт.	9,70	3,0	29,10
Канцелярські товари	компл.	135,00	3,0	405,00
Тонер для принтера	кг	5860,00	0,012	70,32
Припій ПОС-61	Кг	640,00	0,0500	32,00
Фарба біла БМ	Кг	200,00	0,0100	2,00
Лак УР-2314	Кг	250,00	0,0300	7,50
Склотекстоліт	Кг	156,00	0,0400	6,24
Спирт технічний	Л	74,00	0,0150	1,11
Хлорне залізо	Кг	130,00	0,10	13,00
Вода дистильована	Л	12,00	2,0	24,00
Кислота сірчана (20%)	Л	42,00	1,0	42,00
Флюс FBS(35мл)	Л	220,00	0,0350	7,70
Всього				855,97

Вартість основних матеріалів з урахуванням транспортних витрат складає

$$M = 855,97 \cdot 1,1 = 941,57 \text{ (грн.)}$$

Витрати на комплектуючі, що були використані на розробку пристрою для вимірювання динаміки руху об'єкта, розраховуються за формулою:

$$H = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i, \quad (4.7)$$

де: H_i - кількість комплектуючих i -го виду, шт.;

C_i - покупна ціна комплектуючих i -го виду, грн.;

K_i - коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = 1,1$;

n - кількість видів матеріалів.

Проведені розрахунки зводимо до таблиці.

Таблиця 4.4 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн.	Сума, грн.
Мікросхема PIC18F2550	1	145,00	145,00
Мікросхема LM7805	1	16,00	16,00
Резистори			
С2-23-0,125	23	1,00	23,00
СПЗ-19а	3	3,00	9,00
Конденсатори :			
К73-17	28	3,00	84,00
К50-35а	3	7,00	21,00
Діоди:			
КД309	1	4,00	4,00
МОС3021	1	5,00	5,00
АЛ3075М	1	56,00	56,00
Транзистори:			
BC807	4	3,00	12,00
BC817	1	5,00	5,00
Плата	1	72,00	72,00
Роз'єми			
CON PIN 2	3	17,00	51,00
CON PIN 16	1	24,00	24,00
Кнопки П2П1Т4	3	13,00	39,00
Кварцевий резонатор	1	42,00	42,00
Трансформатор			
ОСМ1	1	185,00	185,00
Екран			
WH1602В-NXG-СТ	1	265,00	265,00
Всього			1100,00

З врахуванням транспортних витрат вартість комплектуючих складе

$$K = 1100,00 * 1,1 = 1210,00 \text{ грн.}$$

Амортизація обладнання, яке використовувалось для проведення досліджень

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

$$A_{обл} = \frac{Ц_б}{T_в} \cdot \frac{t_{вик}}{12}, \quad (4.8)$$

де $Ц_б$ – балансова вартість обладнання, приміщень тощо, які використовувались для розробки нового технічного рішення, грн.;

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

$T_в$ – строк корисного використання обладнання, приміщень тощо, років.

Проведені розрахунки необхідно звести до таблиці.

Таблиця 4.5 - Величина амортизаційних відрахувань

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк експлуатації	Термін використання обладнання, міс.	Величина амортизаційних відрахувань, грн
Комп'ютер та оргтехніка	15423,00	5	1	257,05
Вольтметр	2645,00	5	1	44,08
Випробувальний стенд	7562,00	7	1	90,02
Обладнання для виготовлення топології друкованої плати	5687,00	7	1	67,70
Осцилограф	6329,00	7	1	75,35
Набір радіо монтажника	1834,00	4	1	38,21
Тестер	1689,00	5	1	28,15
Приміщення лабораторії	320460,00	25	1	1068,20
Всього				1668,76

Витрати на силову електроенергію на проведення НДР розраховуються за формулою:

$$V_e = V \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi}, \quad (4.9)$$

де, V - вартість 1 кВт-години електроенергії, $V = 2,21$ грн./кВт –година;

Π - встановлена потужність обладнання, кВт.;

Φ - фактична кількість годин роботи обладнання, годин. ;

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

Всі проведені розрахунки зведемо до таблиці

Найменування обладнання	Кількість годин роботи обладнання, год.	Встановлена потужність, кВт	Коефіцієнт використання потужності	Величина оплати
Комп'ютер та оргтехніка	172,0	0,96	1	467,29
Вольтметр	12,5	0,12	1	4,25
Випробувальний стенд	120,0	0,825	1	280,17
Обладнання для виготовлення топології друкованої плати	4,5	0,96	1	12,23
Осцилограф	12,5	0,32	1	11,32
Набір радіо монтажника	6,0	0,2	1	3,40
Тестер	8,3	0,1	1	2,35
Всього				781,00

Інші витрати

Інші витрати охоплюють: загальновиробничі витрати, адміністративні витрати, витрати на відрядження, матеріали, окремі непередбачені комплектуючі тощо.

Інші витрати доцільно приймати як 200...300% від суми основної заробітної плати розробників та робітників.

Величина інших витрат складе:

$$I = (33210,00 + 945,56) * 250 / 100 = 85388,91 \text{ (грн.)}$$

Загальні витрати на проведення науково-дослідної роботи.

Сума всіх попередніх статей витрат дає загальні витрати на проведення науково-дослідної роботи:

$$B = 33210,00 + 945,56 + 3415,56 + 8265,65 + 941,57 + 1210,00 + 1668,76 + 781,00 + 85388,91 = 135827,00 \text{ (грн.)}$$

4.2 Розрахунок собівартості виготовлення ехоофтальмоскопу

Аналізуючи наведені вище статті витрат можна визначити приблизну собівартість виготовлення експериментальної схеми ехоофтальмоскопу.

В результаті отримуємо такі дані:

Матеріали – 149,11 грн, комплектуючі – 1210,00 грн, заробітна плата робітників – 250,57 грн, додаткова заробітна плата – 25,06 грн, нарахування на заробітну плату – 60,64 грн, електроенергія на виготовлення пристрою – 12,56 грн, загальновиробничі витрати – 626,43 грн.

Всього витрати на виготовлення ехоофтальмоскопу на основі мікроконтролера ATmega8 складуть приблизно – 2334,35 грн.

4.3 Розрахунок ціни реалізації ехоофтальмоскопу

Визначення ціни реалізації об'єкта розробки здійснюється на підставі аналізу нижньої та верхньої межі ціни.

Нижня межа ціни

Нижня межа ціни ($C_{\text{нмр}}$) захищає інтереси виробника продукції і передбачає, що ціна повинна покрити витрати виробника, які пов'язані з виробництвом та реалізацією продукції, і має забезпечити рівень рентабельності не нижче того, що має підприємство при виробництві вже освоєної продукції.

Ціна реалізації виробу в цьому випадку розраховується за формулою:

$$C_{нмр} = S_г \cdot \left(1 + \frac{P}{100}\right) \cdot \left(1 + \frac{w}{100}\right), \quad (4.10)$$

де $C_{нмр}$ – нижня межа ціни реалізації виробу, грн.;

$S_г$ – виробнича собівартість виробу, грн.;

P – нормативний рівень рентабельності, %, рекомендується приймати $P=10\dots50\%$;

w – ставка податку на додану вартість, %, за станом на 2019 рік, $w=18\%$.

Необхідність врахування податку на додану вартість виникає у зв'язку з тим, що коли буде встановлюватись верхня межа ціни, а потім договірна ціна, то ціна базового виробу зазвичай містить цей податок.

$$C_{нмр} = S_г \cdot \left(1 + \frac{P}{100}\right) \cdot \left(1 + \frac{w}{100}\right) = 2334,35 \cdot (1 + 0,2) \cdot (1 + 0,2) = 3361,47 \text{ грн.}$$

Верхня межа ціни

Верхня межа ціни ($C_{вмр}$) захищає інтереси споживача і визначається тією ціною, яку споживач готовий сплатити за продукцію з кращою споживчою якістю.

Параметри якості продукції змінюються у відповідності до показника якості. Ціна реалізації виробу в цьому випадку розраховується за формулою:

$$C_{вмр} = C_г \cdot B_2, \quad (4.11)$$

де $C_г$ - ціна нового виробу, грн.;

$C_г$ - ціна виробу-аналогу, складає 3600,00 грн.;

B_2 – показник якості розробки, складає 1,86 (див. розділ 1),

$$B_2 = 1,0 \cdot 0,05 + 1,0 \cdot 0,05 + 1,0 \cdot 0,05 + 1,6 \cdot 0,35 + 2,3 \cdot 0,5 = 1,86$$

$$C_{\text{вмр}} = 3700,00 \cdot (1,0 \cdot 0,05 + 1,0 \cdot 0,05 + 1,0 \cdot 0,05 + 1,6 \cdot 0,35 + 2,3 \cdot 0,5) = 6882,00 \text{ грн.}$$

Договірна ціна ($C_{\text{дог}}$) може бути встановлена за домовленістю між виробником і споживачем в інтервалі між нижньою та верхньою лімітними цінами згідно виразу:

$$C_{\text{нмр}} < C_{\text{дог}} < C_{\text{вмр}}.$$

З метою утримання ринку договірну ціну приймемо у розмірі 3500,00 грн., що забезпечить підприємству виробнику покриття витрат і додаткові конкурентні переваги на ринку, зацікавивши споживачів покращеними характеристиками та нижчою ціною в порівнянні з конкурентами.

4.4 Розрахунок чистого прибутку для виробника від реалізації нового технічного рішення

Розрахунок чистого прибутку для виробника проводиться за формулою [3]:

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

де: C_p – ціна реалізації виробу, носія з програмним продуктом тощо, грн.;

MP – вартість матеріальних та інших ресурсів, які були придбані виробником для виготовлення готової продукції; рекомендується приймати:

$$MP = (0,4 \div 0,6) C_p;$$

S_v – виробнича собівартість вибору, носія з програмним продуктом

тощо, грн.;

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

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

q – норматив, який визначає величину адміністративних витрат, витрат на збут та інші операційні витрати, в %; рекомендується приймати $q = 5 \div 10\%$.

N – число виробів (носіїв), які планується реалізувати за рік, 650 шт.;

$$\begin{aligned} \Pi &= \left\{ [3500,00 - \frac{(3500,00 - 1359,00) \cdot 16,67}{100} - 2334,35 - \frac{10 \cdot 2334,35}{100}] \cdot [1 - \frac{18}{100}] \right\} \cdot 650 = \\ &= 306646,82 \text{ грн.} \end{aligned}$$

Чистий прибуток для виробника складе 306646,82 грн.

4.5 Розрахунок терміну окупності витрат для виробника

Розрахуємо термін окупності витрат T_o для виробника за формулою:

$$T_o = \frac{B}{\Pi} \text{ років}$$

де B – кошторис витрат на нову розробку $B=135827,00$ грн.

Π – чистий прибуток для виробника протягом одного року $\Pi=306646,82$ грн.

$$T_o = \frac{135827,00}{306646,82} = 0,44 \text{ року.}$$

Термін окупності складає менше нормативного терміну, отже розробку можна вважати економічно вигідною для виробника.

Висновки до розділу

При дослідженні майбутнього виробу були проведені розрахунки витрат на проведення НДР та розробку і виготовлення ехоофтальмоскопу на основі мікроконтролера АТmega8, визначена виробнича собівартість одиниці нового технічного рішення, визначений чистий прибуток, який може отримати виробник протягом одного року від реалізації даної розробки. Також був визначений строк окупності витрат для виробника, який складає 2,87 року і є меншим за нормативний, що підтверджує економічну доцільність нової розробки та впровадження її у виробництво.

5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА У НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

Мета реалізації системи управління охороною праці – це всебічне сприяння виконанню вимог, які повністю усунуть, нейтралізують або знижують до допустимих норм вплив на працюючих небезпечних та шкідливих виробничих факторів, гарантують ліквідацію джерел небезпеки, ізолювання від них персоналу, використання засобів, що підвищують технічну безпеку і ліквідують небезпечні ситуації.

Незадовільний стан охорони праці та цивільного захисту може стати причиною соціально-економічних проблем працюючих та членів їх сімей. Саме тому соціально-економічна важливість охорони праці полягає у: підвищенні продуктивності праці, зростанні валового внутрішнього продукту, скороченні виплат за лікарняними і виплат компенсацій за шкідливі умови праці тощо.

В цьому розділі проводиться аналіз шкідливих, небезпечних і уражаючих для працівника і навколишнього довкілля факторів, що виникають при проведенні розробки системи для діагностики психомоторних реакцій людини. Тут розглядаються, в тому числі, технічні рішення з виробничої санітарії та гігієни праці, розрахунок попередній розрахунок КПО для комбінованого природного освітлення, технічні рішення з безпеки під час проведення розробки, безпека в надзвичайних ситуаціях.

Під час розробки вказаного пристрою на працюючих діють ті чи інші небезпечні і шкідливі виробничі фактори (НШВФ) фізичної та психофізіологічної груп згідно [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.

5.1 Технічні рішення з виробничої санітарії та гігієни праці

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 з технічних чи економічних міркувань оптимальні норми не забезпечуються, то встановлюються допустимі величини параметрів мікроклімату.

Вибираємо для приміщення, де проводяться роботи з розробки системи для діагностики психомоторних реакцій людини, категорію важкості робіт за фізичним навантаженням – легка Іа.

У відповідності із [2] допустимі показники мікроклімату у робочій зоні для холодного та теплого 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	Іа	21-25	18-26	75	≤0,1
Теплий	Іа	22-28	20-30	55 при 28°С	0,1-0,2

Перепад температури повітря за висотою робочої зони дозволяється до 3°С. При опроміненні менше 25% поверхні тіла людини, допустима інтенсивність теплового опромінення складає 100 Вт/м².

Повітря робочої зони не повинно містити шкідливих речовин з концентраціями вище гранично допустимих концентрацій (ГДК), що використовуються при проектуванні виробничих приміщень (будівель), обладнання, технологічних процесів, вентиляцій, для контролю за якістю виробничого середовища. ГДК шкідливих речовин, що утворюються у даному виробничому приміщенні наведено в таблиці 5.2.

Таблиця 5.2 – Гранично допустимі концентрації шкідливих речовин в 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 передбачено такі заходи: в приміщенні має бути розміщена система опалення для холодного і кондиціонування для теплого періодів року; для підвищення вологості повітря слід використовувати зволожувачі або розташовувати місткості з водою за типом акваріумів поблизу опалювальних приладів; припливно-витяжна система вентиляції, а при несприятливих погодних умовах кондиціонування.

5.1.2 Виробниче освітлення

Для створення раціональних гігієнічних умов на робочих місцях великі вимоги пред'являються до якісних та кількісних показників освітлення.

З точки зору задач зорової роботи в приміщенні, де проводяться роботи з розробки системи для діагностики психомоторних реакцій людини, згідно [3] знаходимо, що вони відносяться до III розряду зорових робіт. Вибираємо контраст об'єкта з фоном – великий та характеристику фону – середню, яким відповідає підрозряд 2.

Нормовані значення коефіцієнта природного освітлення (КПО) та мінімальні значення освітленості при штучному освітленні приведені в таблиці 5.3.

Таблиця 5.3 – Нормовані значення КПО і 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	Штучне освітлення, ЛК		Природне освітлення (комбіноване), КПО, %	Природне освітлення (бокове), КПО, %	Суміщене освітлення (бокове), КПО, %
						При комбінованому освітленні	При загальному освітленні			
Високої точності	0,3-0,5	III	г	Великий	середній	400	200	5	2	1,2

Так як приміщення розташоване у м. Вінниця (друга група забезпеченості природним світлом), а світлові проєми орієнтовані за азимутом 270° , то за таких умов КЕО розраховується за виразом [3, 4]

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

де e_H – 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:

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

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

Для встановлення нормативних значень параметрів освітлення запропоновано такі заходи:

1) за недостатнього природного освітлення у світлий час доби доповнення штучним завдяки використанню газорозрядних ламп з утворенням

системи суміщеного освітлення;

2) використання штучного освітлення в темний час доби.

5.1.3 Виробничі віброакустичні коливання

Зважаючи на те, що під час експлуатації пристроїв крім усього іншого устаткування використовується обладнання, робота якого генерує шум та вібрацію, потрібно передбачити шумовий та вібраційний захист.

Встановлено, що приміщення, де проводиться робота з розробки системи для діагностики психомоторних реакцій людини може містити робочі місця із шумом та вібрацією, що виходить від суміжних виробничих приміщень.

Для попередження травмування працюючих від дії шуму та вібрації вони підлягає нормуванню. Основним нормативом з питань промислового шуму, діючим в Україні, є [5], згідно з яким нормовані рівні звукового тиску, рівні звуку та еквівалентні рівні шуму на робочих місцях у виробничих приміщеннях не мають бути більшими ніж значення, що приведені в таблиці 5.4. Норми виробничих вібрацій наведені в таблиці 5.5 для 3-ї категорії (технологічна) типу "в".

Таблиця 5.4 – Нормовані рівні звукового тиску та 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 – Нормовані 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

З метою поліпшення віброакустичного клімату в приміщенні запропоновано такі заходи:

- 1) періодичне змащування підшипників вентиляторів системи вентиляції;
- 2) здійснення контролю рівнів шуму та вібрації.

5.1.4 Виробничі випромінювання

Аналіз умов праці показав, що приміщення, де проводиться робота з розробки ехоофтальмоскопу може містити електромагнітні випромінювання.

Гранично допустимі рівні електромагнітних полів наведені в таблиці 5.6.

З метою забезпечення захисту та досягнення нормованих рівнів випромінювань необхідно застосовувати екранні фільтри та інші засоби захисту, що пройшли випробування в акредитованих лабораторіях і мають щорічний гігієнічний сертифікат.

Таблиця 5.6 – Гранично допустимі рівні електромагнітних полів (безперервне випромінювання, амплітудна чи кутова модуляція)

Номер діапазону	Метричний розподіл діапазонів	Частоти	Довжина хвиль, λ	ДР, /м
5	Кілометрові хвилі (низькі частоти, НЧ)	30-300 кГц	10-1 км	
6	Гептаметрові хвилі (середні частоти, СЧ)	0,3-3 МГц	1-0,1 км	
7	Декаметрові хвилі (високі частоти, ВЧ)	3-30 МГц	100-10 м	$\cdot 1g\lambda$
8	Метрові хвилі (дуже високі частоти, ДВЧ)	30-300 МГц	10-1 м	3

5.1.5 Розрахунок попередній розрахунок КПО для комбінованого природного освітлення

Вихідні дані: Розміри приміщення (м): $11 \times 6 \times 3,3$. Освітлення комбіноване симетрично розташованими вікнами та прорізами у покритті, розміри яких (м): $2,1 \times 2,2$. Висота від підлоги до підвіконня – 0,8 м. Остіклення подвійне, плетіння металеві. Конфронтуючі будинки відсутні.

Оскільки приміщення знаходиться в м.Вінниця (2-га група забезпеченості природним світлом), а світлові пройми орієнтовані за азимутом 270, то для таких умов КПО буде рівним [2]:

$$e_{N, \text{комб}} = e_{H, \text{комб}} m_N [\%]; \quad (5.2)$$

$$e_{N, \text{комб}} = 5 \cdot 0,85 = 4,25 (\%).$$

Розрахункове значення коефіцієнта природної освітленості визначається за формулою [3]:

$$e_{II} = \frac{n S_B \tau_3 r_1 100}{K_3 \eta_B S_{II} K_{\text{буд}}} [\%], \quad (5.3)$$

де n – кількість вікон та світлових прорізів у покритті;

S_B, S_{II} – площа вікна та підлоги відповідно, м^2 ;

τ_3 – загальний коефіцієнт світлопропускання;

r_1 – коефіцієнт, що враховує підвищення КПО при комбінованому освітленні завдяки світлу, яке відбивається від поверхонь приміщень;

K_3 – коефіцієнт запасу (для виробничих приміщень $K_3 = 1,3 \dots 1,5$);

η_B – світлова характеристика вікон;

$K_{\text{буд}}$ – коефіцієнт, що враховує затінення вікон будівлями, які розташовані напроти.

Кількість вікон та світлових прорізів у покритті $n = 3$.

Площу кожного вікна та світлових прорізів у покритті знайдемо за формулою

$$S_B = H_B B_B [\text{м}^2], \quad (5.4)$$

де H_B, B_B – висота та ширина вікна відповідно, м.

Площа стелі рівна площі підлоги і знайдеться за формулою

$$S_{\text{стелі}} = S_{II} = L_{II} B_{II} [\text{м}^2], \quad (5.5)$$

де L_{II}, B_{II} – довжина та ширина підлоги відповідно, м.

Знайдемо загальний коефіцієнт світлопропускання за формулою:

$$\tau_3 = \tau_1 \tau_2 \tau_3 \tau_4 \tau_5, \quad (5.6)$$

де τ_1 – коефіцієнт світлопропускання матеріалу;
 τ_2 – коефіцієнт, що враховує втрати світла у віконній рамі;
 τ_3 – коефіцієнт, що враховує втрати світла у несучих конструкціях (при боковому освітленні $\tau_3 = 1$; при верхньому – $\tau_3 = 0,8-0,9$);
 τ_4 – коефіцієнт, що враховує втрати світла у сонцезахисних пристроях;
 τ_5 – коефіцієнт, що враховує втрати світла у захисній сітці, яка встановлюється під ліхтарями (при суміщеному освітленні приймається рівним 0,9; при природному 1).

Для одинарного остіклення вибираємо $\tau_1 = 0,9$. Для дерев'яного виду віконних рам $\tau_2 = 0,75$. Для комбінованого освітлення приймаємо $\tau_3 = 0,9$. Оскільки сонцезахисні пристрої не використовуються, то приймаємо $\tau_4 = 1$. Для природного освітлення приймаємо $\tau_5 = 1$.

Після підстановки відомих значень у формули (5.4, ..., 5.6) отримаємо

$$\begin{aligned} S_B &= 2,1 \cdot 2,2 = 4,6 \text{ (м}^2\text{)}; \\ S_{стелі} &= S_{II} = 11 \cdot 6 = 66 \text{ (м}^2\text{)}; \\ \tau_3 &= 0,9 \cdot 0,75 \cdot 0,9 \cdot 1 \cdot 1 = 0,61. \end{aligned}$$

Приймаємо коефіцієнт запасу $K_3 = 1,3 \dots 1,5 = 1,4$.

Для визначення коефіцієнту r_1 необхідно знайти середній коефіцієнт відбиття приміщення за формулою:

$$\rho_{CP} = \frac{\rho_{стелі} S_{стелі} + \rho_{стін} S_{стін} + \rho_{II} S_{II}}{S_{стелі} + S_{стін} + S_{II}}, \quad (5.7)$$

де $\rho_{стелі}$, $\rho_{стін}$, ρ_{II} – коефіцієнти відбиття стелі, стін та підлоги відповідно;

$S_{стелі}$, $S_{стін}$, S_{II} – площа стелі, стін, та підлоги відповідно, м².

Приймаємо $\rho_{стелі} = 0,725$; $\rho_{стін} = 0,7$; $\rho_{II} = 0,25$.

Площу стін знайдемо за формулою

$$S_{\text{стін}} = H_{\text{стіни}}(2L_{\Pi} + 2B_{\Pi}) \text{ [м}^2\text{]}, \quad (5.8)$$

де $H_{\text{стіни}}$ – висота стіни, м.

Підставляючи відомі значення у формули (5.8, 5.7) отримаємо

$$S_{\text{стін}} = 3,3 \cdot (2 \cdot 11 + 2 \cdot 6) = 112,2 \text{ (м}^2\text{)};$$

$$\rho_{\text{ср}} = \frac{0,725 \cdot 66 + 0,7 \cdot 112,2 + 0,25 \cdot 66}{66 + 112,2 + 66} = 0,5851.$$

Для визначення коефіцієнту r_l необхідно також визначити співвідношення

$$B_n / h; l / B_n; L_n / B_n, \quad (5.9)$$

де h – висота від рівня умовної робочої поверхні до верхнього краю вікна, м;

l – відстань розрахункової точки до зовнішньої стіни, м.

Знайдемо висоту від рівня умовної робочої поверхні до верхнього краю вікна за формулою:

$$h = H_{\text{стіни}} - h_p - (H_{\text{стіни}} - H_B - h_{\Pi}) = H_B + h_{\Pi} - h_p \text{ [м]}, \quad (5.10)$$

де $h_p = 0,8$ м – висота робочої поверхні.

Розрахункову точку приймаємо на відстані 1 м від стіни, протилежної від вікна

$$l = B_n - 1 \text{ [м]}. \quad (5.11)$$

Підставляючи відомі значення у формули (5.10, 5.11) отримаємо

$$l = 6 - 1 = 5 \text{ (м)};$$

$$h = 2,1 + 0,8 - 0,8 = 2,1 \text{ (м)}.$$

Отже, співвідношення, необхідні для визначення коефіцієнту r_l дорівнюють $B_n/h = 6 / 2,1 = 2,86$; $l/B_n = 5 / 6 = 0,83$; $L_n/B_n = 11 / 6 = 1,83$.

За отриманими значеннями і величиною ρ_{cp} вибираємо коефіцієнт $r_l = 8,55$. Світлову характеристику вікон вибираємо за значеннями співвідношень L_n/B_n ; B_n/h , для яких $\eta_B = 12,4$.

Оскільки конфронтуючі будинки відсутні, то $K_{БУД} = 1$.

Отже, розрахункове значення коефіцієнта природної освітленості становить

$$e_n = \frac{3 \cdot 4,6 \cdot 0,61 \cdot 8,55 \cdot 100}{1,4 \cdot 12,4 \cdot 66 \cdot 1} = 6,282 \text{ (\%)}.$$

Оскільки $e_{II} = 6,282 \text{ \%} > e_N = 4,25 \text{ \%}$, то природна освітленість в даному приміщенні є достатньою.

5.2 Технічні рішення з безпеки під час проведення розробки ехоофтальмоскопу

5.2.1 Безпека щодо організації робочих місць

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

Площа, на якій розташовується одне робоче місце для обслуговуючого персоналу, має становити не менше $6,0 \text{ м}^2$, об'єм приміщення – не менше як 20 м^3 , висота – не менше $3,2 \text{ м}$ [8].

Інтер'єр приміщень потрібно оздоблювати дифузно-віддзеркалювальними матеріалами з коефіцієнтом відбиття: стелі $0,7-0,8$; стін $0,4-0,5$; підлоги $0,2-0,3$. Поверхня підлоги повинна бути гладкою, не слизькою, без вибоїн, зручною для вологого прибирання, мати антистатичні властивості. Забороняється використовувати для оздоблення інтер'єру полімери, які забруднюють повітря шкідливими хімічними речовинами та сполуками.

5.2.2 Електробезпека

В середині приміщення, де проводиться робота з розробки ехоофтальмоскопу, особливу увагу слід надати уникненню загрози ураження електричним струмом. Згідно [9] це приміщення належить до приміщень з підвищеною небезпекою ураження електричним струмом через наявність значної (понад 75 %) вологості. Тому безпека використання електрообладнання повинна гарантуватись комплексом заходів, які включають використання ізоляції струмовідних елементів, захисних блокувань, захисного заземлення тощо [10].

5.3 Безпека у надзвичайних ситуаціях.

Визначення області працездатності ехоофтальмоскопу в умовах дії загрозливих чинників надзвичайних ситуацій.

Розроблювальна система для діагностики психомоторних реакцій людини може використовуватися як у побуті, так і різними організаціями у різних частинах України, тому існує ймовірність впливу на систему електромагнітних та іонізуючих випромінювань. Вплив іонізуючого випромінювання на радіоелементи викликає зворотні та незворотні процеси, внаслідок яких може бути порушена робота елементів схеми, що призводить до виходу з ладу апаратури.

Надзвичайна ситуація є наслідком сукупності виняткових обставин, що склалися у відповідній зоні в результаті надзвичайної події техногенного, природного, антропогенного та воєнного характеру, а також під впливом можливих надзвичайних умов.

При проходженні потоку гамма-опромінення через елементи РЕА, в них виникають вільні носії електричних зарядів, внаслідок переміщення яких виникає хибний імпульс, який може призвести до збою в роботі системи.

Особливо чутливими до радіації елементами є елементи з високим вмістом металів, яким в свою чергу властива висока концентрація вільних носіїв зарядів.

Таким чином радіація в РЕА викликає зворотні і незворотні процеси, внаслідок яких можлива зміна майже всіх електричних та експлуатаційних характеристик, що залежать від проходження процесів іонізації, порушення структури матеріалів, що призводить до пошкодження апаратури [37].

Під час впливу електромагнітного імпульсу (ЕМІ) у елементах, що проводять електричний струм на частку секунди (час дії ЕМІ) виникає імпульс електричного струму і з'являється різниця потенціалів відносно землі. Під дією цих напруг може відбутись пошкодження РЕА, ліній зв'язку, вихід з ладу запобіжників і т.д.

5.3.1 Визначення області працездатності ехоофтальмоскопу в умовах дії іонізуючого випромінювання

В РЕА використовуються елементи, до складу яких входять матеріали: метали, неорганічні матеріали, напівпровідники та різні органічні сполуки (діелектрики, смоли та інші). Серед цих матеріалів метали найбільш чутливі до радіації, оскільки їм властива висока концентрація вільних носіїв.

Визначаємо потужність експозиційної дози для кожного елемента і знаходимо елемент, який найбільш чуттєвий до дії іонізуючого випромінювання.

Таблиця 5.7- Стійкість елементів до радіації

№	Блоки елементів	Елементи РЕА	Найменування	Ргр.і, р/год	Ргр, р/год
1	Основний систему	Конденсатори	К50-35, К10-17	10^5	10^4
		Резистори	С2-23	10^6	
		Транзистори	КТ3102А	10^5	
		Мікросхеми	FT232RL, АТ24С512	10^4	
2	Система керування	Діоди	АЛ307	10^5	10^5
		Кнопки	SB1— SB6	10^5	

Аналізуючи дані таблиці 1, визначаємо, що найбільшого впливу зазнають мікросхеми та діелектричні матеріали. В них незворотні дії виникають при рівні p_i , яка для системи в цілому є граничною, отже, $p_{гран}=10^4$ Р/год.

В якості критерію стійкості роботи РЕА використовують значення рівня радіації гамма-випромінювання, яке розраховується за формулою [38]:

$$p'_{гран} = p_{гран} \cdot K_H \cdot K_{посл} [P / год], \quad (5.12)$$

де $p_{гран}$ – межа стійкості роботи приладу, Р/год;

K_H – коефіцієнт надійності елементної бази, $K_H = 0,9 \dots 0,95$,

приймаємо $K_H = 0,94$;

$K_{посл}$ – коефіцієнт послаблення радіації, із завдання: $K_{посл} = 4$.

Тоді:

$$p'_{гран} = 10^4 \cdot 0,94 \cdot 4 = 3,76 \cdot 10^4 (P / год).$$

Визначимо допустимий час роботи РЕА в заданих умовах:

$$t_{доп} = \frac{D_{гр} \cdot K_{посл} + 2P_1 \cdot \sqrt{t_n}}{2P_1} \quad (5.13)$$

$$t_{доп} = \frac{10^4 \cdot 4 + 2 \cdot 3,76 \cdot \sqrt{1}}{2 \cdot 3,76} = 15319,149(\text{год}).$$

Час безперервної роботи в умовах іонізуючих випромінювань буде складати 1,7 року, що менше часу напрацювання на відмову, тому необхідно застосувати додаткове протирадіаційне екранування з коефіцієнтом послаблення мінімум 4.

5.3.2 Визначення області працездатності ехоофтальмоскопу в умовах дії електромагнітного імпульсу

За критерій стійкості роботи ехоофтальмоскопу в умовах дії електромагнітних випромінювань можна прийняти коефіцієнт безпеки [38], який визначається за формулою:

$$K_B = 20 \cdot \lg \frac{U_\partial}{U_\Gamma} \geq 40 [\text{дБ}], \quad (5.14)$$

де U_Γ – напруга наведення за рахунок електромагнітних випромінювань горизонтальних струмопровідних частин плати, В;

U_∂ – допустиме коливання напруги живлення, В.

Визначаємо допустиме коливання напруги живлення

$$U_\partial = U_{жс} + \frac{U_{жс}}{100} \cdot \Delta \quad ($$

5.15)

де $U_{жс}$ – напруга живлення приладу ($U_{жс} = 30\text{В}$);

N - допустиме коливання напруги живлення ($N = \pm 5\%$).

$$U_\partial = 30 + \frac{30}{100} \cdot 5 = 31,5 \quad (\text{В}).$$

Плата системи розташована в горизонтальній площині. Визначимо максимальну очікувану напругу в горизонтальних лініях з рівності:

$$20 \cdot \lg \frac{U_\partial}{U_\Gamma} = 40 (\text{В}) \quad (5.16)$$

$$U_\Gamma = \frac{U_\partial}{100} [B], \quad (5.17)$$

$$U_{\Gamma} = \frac{31,5}{100} = 0,315 \text{ (В)}.$$

Вертикальна складова напруженості електричного поля визначається як:

$$U_{\Gamma} = E_B \cdot l_{\Gamma}, \quad (5.18)$$

звідки

$$E_B = \frac{U_{\Gamma}}{l_{\Gamma}} [B / м], \quad (5.19)$$

де l_{Γ} – максимальна довжина горизонтального контуру електричної схеми, м ($l_{\Gamma} = 0,1$ м).

$$E_B = \frac{0,315}{0,1} = 3,15 \text{ (кВ / м)}.$$

Згідно з розрахунками ехоофтальмоскопу працювати в умовах дії електромагнітного імпульсу при напруженості вертикальної складової електричного поля $E_B \leq 3,15$ кВ/м.

На підставі виконаних розрахунків можна зробити висновок про те, що дана система здатна стійко працювати в середині будівлі, яка має коефіцієнт послаблення радіації 4, в умовах дії іонізуючого випромінювання при потужності дози випромінювання до $3,76 \cdot 10^4$ Р/год.

Також в даному розділі було визначено область працездатності ехоофтальмоскопу в умовах дії загрозливих чинників НС та в умовах дії іонізуючого випромінювання. Визначено потужність граничної експозиційної дози для системи в цілому, що складає: $p_{\text{гран}} = 10^4$ Р/год.

Висновки до розділу

Під час виконання даного розділу було опрацьовано такі питання охорони праці і безпеки в надзвичайних ситуаціях, як технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії, розрахунок попередній розрахунок КПО для комбінованого природного освітлення, технічні рішення з безпеки при проведенні розробки ехоофтальмоскопу, безпека у надзвичайних ситуаціях.

ВИСНОВКИ

В результаті виконання магістерської кваліфікаційної роботи було розроблено конструкцію приладу, для ультразвукового дослідження ока-ехоофтальмоскоп.

В результаті попереднього технічного аналізу в першому розділі на основі попередніх розрахунків показано доцільність розробки конструкції ехоофтальмоскопу для ультразвукового дослідження ока з аналогічними конструкціями зарубіжних фірм. Здійснено аналіз ринку аналогічних приладів, і оцінено можливі економічні вигоди споживача при використанні розроблюваного приладу.

В другому розділі було здійснено дослідження методів ехоофтальмоскопії.

В конструкторському розділі здійснено аналіз елементної бази та проведено необхідні розрахунки друкованої плати. Розроблено схему електричну принципову пристрою, топологічне креслення плати та складальне креслення плати і приладу. Розглянуто технологічний процес виготовлення друкованої плати. Розроблена друкована плата приладу має високу вібростійкість, надійність, ємнісну та індуктивну сумісність, теплостійкість, що підтверджено відповідними розрахунками.

У розділі охорони праці розглянуто питання техніки безпеки на робочому місці працівника, а також під час виробництва зразка в лабораторії та експлуатації пристрою.

Опрацьовано проблеми захисту приладу від впливу іонізуючих та ЕМІ випромінювань. Визначено, що наш прилад здатен стійко працювати в умовах дії іонізуючого та електромагнітного випромінювання.

На заключному етапі роботи було здійснено уточнені розрахунки економічних параметрів розроблюваного приладу. Проведено розрахунки собівартості пристрою, прибутки для виробника, економічного ефекту для споживача, що доводить доцільність розробки.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Методичні вказівки до виконання студентами-магістрантами наукового напрямку економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. В.О. Козловський – Вінниця: ВНТУ, 2012. – 22 с.
2. Козловський В.О. Техніко-економічні обґрунтування та економічні розрахунки в дипломних проектах та роботах. Навчальний посібник. – Вінниця : ВДТУ, 2003. – 75с.
3. Кавецький В. В. Економічне обґрунтування інноваційних рішень: практикум / В. В. Кавецький, В. О. Козловський, І. В. Причепка – Вінниця : ВНТУ, 2016. – 113 с.
4. ГОСТ 12.0.003-74.ССБТ. Опасные и вредные производственные факторы. Классификация.
5. ДСН 3.3.6.042-99. Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень.
5. Lizzi FL, Feleppa EJ. Practical physics and electronics of ultrasound. *Int Ophthalmol Clin* 1979;19(4):35–63.
6. Fledelius HC. Ultrasound in ophthalmology. *Ultrasound Med Biol* 1997;23(3):365–75.
7. Lizzi FL, Coleman DJ. History of ophthalmic ultrasound. *J Ultrasound Med* 2004;23(10): 1255–66.
8. Mundt G, Hughes W. Ultrasonics in ocular diagnosis. *Am J Ophthalmol* 1956;41:488–98.
9. Oksala A, Lehtinen A. Diagnostic value of ultrasonics in ophthalmology. *Ophthalmologica* 1957;134(6):387–95.
10. Baum G, Greenwood I. The application of ultrasonics locating techniques to ophthalmology. *Am J Ophthalmol* 1958;46(5 Part 2):319–29.
11. Byrne S, Green R. *Ultrasound of the Eye and Orbit*. 2nd ed. St Louis: Mosby; 2002.
12. Byrne S. A-scan Axial Eye Length Measurements – A Handbook for IOL

Calculations. Mars Hill, NC: Grove Park Publishers; 1995.

13. Oksala A, Lehtinen A. Measurement of the velocity of sound in some parts of the eye. *Acta Ophthalmol* 1958;36(4): 633–9.

14. Jansson F, Sundmark E. Determination of the velocity of ultrasound in ocular tissues at different temperatures. *Acta Ophthalmol* 1961;39:899–910.

15. Coleman DJ. Ophthalmic biometry using ultrasound. *Int Ophthalmol Clin* 1969;9(3):667–83.

16. Ossoinig KC. Quantitative echography – the basis of tissue differentiation. *J Clin Ultrasound* 1974;2(1):33–46.

17. Ossoinig KC. Standardized echography: basic principles, clinical applications, and results. *Int Ophthalmol Clin* 1979;19(4):127–210.

18. Bronson NR. Development of a simple B-scan ultrasonoscope. *Trans Am Ophthalmol Soc* 1972;70:365–408.

19. Feibel RM. Diagnostic ultrasonography. *Int Ophthalmol Clin* 1978;18(1):167–78.

20. Fisher YL. Contact B-scan ultrasonography: a practical approach. *Int Ophthalmol Clin* 1979; 19(4):103–25.

21. Ossoinig KC. Ruling out posterior segment lesions with echography. *Int Ophthalmol Clin* 1978;18(2):117–20.

22. Byrne SF. Standardized echography. Part I: A-Scan examination procedures. *Int Ophthalmol Clin* 1979;19(4):267–81.

23. Byrne SF. Standardized echography in the differentiation of orbital lesions. *Surv Ophthalmol* 1984;29(3):226–8.

24. Char DH, Ljung BM, Miller T, et al. Primary intraocular lymphoma (ocular reticulum cell sarcoma) diagnosis and management. *Ophthalmology* 1988;95(5):625–30.

25. Echography (ultrasound) procedures for the Collaborative Ocular Melanoma Study(COMS), Report no. 12, Part II. *J Ophthal Nursing Technol* 1999;18(5):219–32.

26. Echography (ultrasound) procedures for the Collaborative Ocular

Melanoma Study(COMS), Report no. 12, Part I. *J Ophthal Nursing Technol* 1999;18(4):143–9.

27. The COMS randomized trial of iodine 125 brachytherapy for choroidal melanoma: IV. Local treatment failure and enucleation in the first 5 years after brachytherapy. COMS report no. 19. [Erratum appears in *Ophthalmology* 2004;111(8):1514]. *Ophthalmology* 2002; 109(12):2197–206.

28. Pavlin CJ, Harasiewicz K, Sherar MD, et al. Clinical use of ultrasound biomicroscopy. *Ophthalmology* 1991;98(3):287–95.

29. Lieb WE, Cohen SM, Merton DA, et al. Color Doppler imaging of the eye and orbit. Technique and normal vascular anatomy. *Arch Ophthalmol* 1991;109(4):527–31.

30. Erickson S, Hendrix L, Massaro B, et al. Color Doppler flow imaging of the normal and abnormal orbit. *Radiology* 1989;173:511–6.

31. Lieb WE, Shields JA, Cohen SM, et al. Color Doppler imaging in the management of intraocular tumors. *Ophthalmology* 1990;97(12): 1660–4.

32. Guthoff R, Berger R, Winker P. Doppler ultrasonography of malignant melanoma of the uvea. *Arch Ophthalmol* 1991;109:537.

33. Baxter GM, Williamson TH. Color Doppler flow imaging in central retinal vein occlusion: a new diagnostic technique? *Radiology* 1993;187(3):847–50.

34. Williamson TH, Harris A. Color Doppler ultrasound imaging of the eye and orbit. *Surv Ophthalmol* 1996;30(4):316–7.

35. Fisher Y, Hanutsaha P, Tong S, et al. Threedimensional ophthalmic contact B-scan ultrasonography of the posterior segment. *Retina* 1998;18:251–6.

36. Finger PT, Khoobehi A, Ponce-Contreras MR, et al. Three dimensional ultrasound of retinoblastoma: initial experience. *Br J Ophthalmol* Oct 2002;86(10):1136–8.

37. Romero JM, Finger FT, Rosen RB, et al. Threedimensional ultrasound for the measurement of choroidal melanomas. *Arch Ophthalmol* 2001;119(9):1275–82.

38. Garcia Jr JPS, Garcia PT, Rosen RB, et al. A 3-dimensional ultrasound C-scan imaging technique for optic nerve measurements. *Ophthalmology*

2004;111(6):1238–43.

39. Garcia Jr JPS, Garcia PMT, Rosen RB, et al. Optic nerve measurements by 3D ultrasoundbased coronal «C-scan» imaging. *Ophthal Surg Lasers Imaging* 2005;36(2):142–6.

40.ДБН В.2.5-28-2006. Природне і штучне освітлення.

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

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

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

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

45.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.

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

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

48.ГОСТ 12.1.005-88 ССБТ. Общие санитарно-гигиенические требования к воздуху рабочей зоны. – М., 1988.

49.ДСН 3.3.6.042-99 Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень. – Київ, 2000.

50.ДНАОП 0.01-1.01-95 Правила пожежної безпеки в Україні.

Додаток А

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМІ

д.т.н., проф. С.М. Злепко

“ _____ ” _____ 2019р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на магістерську кваліфікаційну роботу

ДОСЛІДЖЕННЯ ТА РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ

ЕХООФТАЛЬМОСКОПА

08-35.МКР.175.09.000 ТЗ

Керівник МКР

д.т.н. проф.кафедри БМІ

Павлов С.В.

Виконавець: ст.гр. БМА-18м

Задорожний І.А.

Вінниця 2019

1. Назва МКР: Дослідження та розробка конструкції ехоофтальмоскопа.
2. Виконавці МКР: студент групи БМА-18м Задорожний І.А.
3. Підставою для виконання МКР є протокол засідання кафедри БМІ №01 від 29 серпня 2019р.

4. Мета виконання МКР і призначення продукції: Метою виконання є забезпечення дослідження ехоофтальмоскопа.

5 Джерела розробки:

1. Fisher YL. Contact B-scan ultrasonography: a practical approach. *Int Ophthalmol Clin* 1979; 19(4):103–25.
2. Ossoinig KC. Ruling out posterior segment lesions with echography. *Int Ophthalmol Clin* 1978;18(2):117–20.
3. Byrne SF. Standardized echography. Part I: A-Scan examination procedures. *Int Ophthalmol Clin* 1979;19(4):267–81.
4. Byrne SF. Standardized echography in the differentiation of orbital lesions. *Surv Ophthalmol* 1984;29(3):226–8.
5. Char DH, Ljung BM, Miller T, et al. Primary intraocular lymphoma (ocular reticulum cell sarcoma) diagnosis and management. *Ophthalmology* 1988;95(5):625–30.
6. Echography (ultrasound) procedures for the Collaborative Ocular Melanoma Study(COMS), Report no. 12, Part II. *J Ophthal Nursing Technol* 1999;18(5):219–32.
7. Echography (ultrasound) procedures for the Collaborative Ocular Melanoma Study(COMS), Report no. 12, Part I. *J Ophthal Nursing Technol* 1999;18(4):143–9.
8. The COMS randomized trial of iodine 125 brachytherapy for choroidal melanoma: IV. Local treatment failure and enucleation in the first 5 years after brachytherapy. COMS report no. 19. [Erratum appears in *Ophthalmology* 2004;111(8):1514]. *Ophthalmology* 2002; 109(12):2197–206.
9. Pavlin CJ, Harasiewicz K, Sherar MD, et al. Clinical use of ultrasound biomicroscopy. *Ophthalmology* 1991;98(3):287–95.

6. Технічні вимоги:

- 6.1 Інтенсивність ультразвуку, випромінюваного зонда 10 мВт/см².
- 6.2 Частота ультразвуку від 5 до 10 МГц.
- 6.3 Межі систематичної складової похибки вимірювання $\pm 2\%$.
- 6.4 Час від моменту запуску вимірювального циклу і до моменту появи свідчень на табло-індикаторі становить не більше 5 с.
- 6.5 Число розрядів на індикаторі приладу дорівнює трьом.
- 6.6 Прилад працює від елемента живлення, постійної напруги 5 В
- 6.7 Зберігає працездатність при розрядці батареї до 4 В.
- 6.8 Безперервно працює протягом 8 год..
- 6.9 Струм споживання не більше 60 мА.
- 6.10 Вихідна потужність 200 мВт.
- 6.11 Габаритні розміри приладу не перевищують 120x250x100 мм.
- 6.12 Маса приладу не більше 1,1 кг.
- 6.13 Середнє напруцювання на відмову (безвідмовність) приладу складає 147167,034 год
- 6.14 Середній термін служби (довговічність) приладу - не менше 5 років.
- 6.15 Прилад використовується в приміщеннях при температурі від +5 °С до +40 °С, відносній вологості 80%, тиску $7 \cdot 10^4$ Па.
7. Вимоги до сировини та матеріалів: матеріали, з яких вироблятиметься даний прилад, мають бути екологічно чистими, і легкими.
8. Вимоги до консервації, пакування та маркування: не потребує.
9. Вимоги до розробленої документації:
10. Техніко-економічні вимоги: виробництво даного приладу повинно окупитися не більше ніж за 3 років.
11. Вимоги до сировини та матеріалів: матеріали, з яких вироблятиметься даний прилад, мають бути екологічно чистими, вітчизняними.
12. Вимоги до консервації, пакування та маркування: не потребує.
13. Вимоги до розробленої документації:
 - склад КД: пояснювальна записка, схема електрична принципова, перелік елементів, креслення друкованої плати, складальне креслення

друкованої плати, специфікація.

14. Стадії та етапи МКР:

14.1 Теоретична частина:

- аналітичний огляд питання
- дослідження методів ехоофтальмоскопії
- конструкторсько-технологічний розділ
- економічний розділ
- охорона праці та безпека у надзвичайних ситуаціях

Етапи виконання магістерської кваліфікаційної роботи

Назва розділу дипломного проекту	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 _____ Задорожний І.А.