

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІНЖЕНЕРНИЙ НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ІНСТИТУТ

ім. Ю.М. Потебні

Кафедра мікроелектронних та електронних інформаційних систем

(повна назва кафедри)

Кваліфікаційна робота

перший (бакалаврський)

(рівень вищої освіти)

на тему «Розробка ультразвукового приладу для допомоги пересування людям з вадами зору»

Виконав: студент (ка) V курсу, групи МН-17-1бз
спеціальності 153 Мікро- та наносистемна

техніка

(код і назва спеціальності)

освітньої програми Мікро- та наносистемна

техніка

(код і назва освітньої програми)

Д. Ю. Ніколаєнко

(ініціали та прізвище)

Керівник доцент кафедри МЕЕІС, доцент, к.т.н.,
Небеснюк О.Ю.

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Рецензент завідувач кафедри електротехніки та
енергоєфективності ІННІ ім. Ю.М. Потебні ЗНУ,
професор, д.т.н., Коваленко В.Л.

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Запоріжжя
2022

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

Кафедра мікроелектронних та електронних інформаційних систем

Рівень вищої освіти перший (бакалаврський)

(перший (бакалаврський) рівень)

Спеціальність Мікро- та наносистемна техніка

(назва)

Освітня програма 153 Мікро- та наносистемна техніка

(шифр)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри Т.В.Критська

“16” травня 2022 року

**З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ БАКАЛАВРА ЗДОБУВУЧУ ВИЩОЇ ОСВІТИ**

Ніколаєнко Дмитра Юрійовича

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема кваліфікаційної роботи бакалавра Розробка ультразвукового приладу для допомоги пересування людям з вадами зору

керівник кваліфікаційної роботи бакалавра Небеснюк О.Ю. к.т.н., доцент,

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом вищого навчального закладу від “17” січня 2022 року № 91-с

2. Строк подання студентом кваліфікаційної роботи бакалавра 02 травня 2022р.

3. Вихідні дані до кваліфікаційної роботи бакалавра ультразвуковий прилад: мікросхеми UA741 та HEF4093; обрати матеріал мембрани; напруга живлення $12 \pm 0,1$ В; габарити не менше, 110×65 мм.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) 1. Ультразвук. Класифікація. Використання у медицині. 2 Розробка ультразвукового приладу для допомоги при пересуванні, людям з вадами зору. 3. Охорона праці та техногенна безпека.

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

Л 1: Структурна схема ультразвукового приладу; Л 2: Схема електрична принципова розробленого приладу; Л 3: Топологія печатної плати. Монтажне розташування елементів.

6. Консультанти розділів кваліфікаційної роботи бакалавра

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата
		завдання прийняв
I	Небеснюк О.Ю., доцент каф. МЕЕІС	19.11.2021
II	Небеснюк О.Ю., доцент каф. МЕЕІС	21.02. 2022
III	Небеснюк О.Ю., доцент каф. МЕЕІС	14.03. 2022

7. Дата видачі завдання 06.09.2021 р.**КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН**

№ з/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи бакалавра	Строк виконання етапів кваліфікаційної роботи бакалавра	Примітка
1	Підбір літератури за темою дипломної роботи. Складання плану роботи.	13.09-25.10.2021	
2.	Написання першого розділу кваліфікаційної роботи.	26.10-19.11.2021	
3.	Розробка схеми електричної принципової ультразвукового приладу.	22.11-22.12.2021	
4.	Розробка топології друкованої плати.	27.12.2021-10.01.2022	
5.	Написання та оформлення другого розділу.	11.01-21.02. 2022	
6.	Написання та оформлення третього розділу.	22.02-14.03. 2022	
7.	Оформлення пояснювальної записки.	15.03-20.04. 2022	
8.	Оформлення графічної частини дипломної роботи.	25.04-29.04.2022	

Студент _____ Ніколаєнко Д.Ю.
(підпис) (прізвище та ініціали)Керівник роботи (проекту) _____ Небеснюк О.Ю.
(підпис) (прізвище та ініціали)**Нормоконтроль пройдено**Нормоконтролер _____ Верьовкін Л.Л.
(підпис) (прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

Дипломна робота містить 96 стор., 51 рис., 17 табл., 1 додаток, 27 джерел літератури.

Об'єкт дослідження – датчики руху.

Ціль роботи – розробка ультразвукового приладу для переміщення людей з вадами зору.

Задачі роботи – розробити математичну модель проходження ультразвукових хвиль в забрудненому середовищі; розробити структурну та електричну схеми приладу; провести розрахунок параметрів схеми; розробити топологію друкованої плати та схему розташування елементів.

Методика досліджень – схематичне моделювання в Electronics Workbench та математичне моделювання в обчислювальному середовищі Mathematica 5.0 та Pascal.

Короткий виклад результатів досліджень – розроблено ультразвуковий прилад для контролю переміщення об'єкта, який побудовано на мікросхемах UA741 та NEF4093. Габаритні розміри 110×65 мм, живиться від батареї 12 В. Перевагою представленого приладу є достатньо широкий діапазон дії, що дає можливість використовувати його не тільки людям з частковою, але й з майже повною втратою зору.

Результати впроваджень - модель приладу пройшла випробування на кафедрі мікроелектронних та електронних інформаційних систем.

Прогнозні пропозиції – після розробки переносного блоку живлення та проведення випробувань прилад рекомендується використовувати в медичних закладах міста.

УЛЬТРАЗВУК, П'ЄЗОЕФЕКТ, ПРИЛАД, ДАТЧИК, ВИПРОМІНЮВАЧ, ПЕРЕМІЩЕННЯ.

Робота виконана на кафедрі мікроелектронних та електронних інформаційних систем ІННІ ЗНУ в період з 06.09.2021р. по 30.05.2022р.

ЗМІСТ

ВСТУП	10
I УЛЬТРАЗВУК. КЛАСИФІКАЦІЯ. ВИКОРИСТАННЯ У МЕДИЦИНІ.....	11
1.1 Основні властивості ультразвукових хвиль.....	11
1.2 Класифікація ультразвуку.....	18
1.3 Ультразвукова апаратура	19
1.4 Поглинання ультразвуку біологічними тканинами	19
1.5 Фізіологічна дія ультразвуку	21
1.6 Артефакти ультразвуку	22
1.7 Контроль якості роботи ультразвукової апаратури	27
1.8 Нові напрями у використанні ультразвука	28
II РОЗРОБКА УЛЬТРАЗВУКОВОГО ПРИЛАДУ ДЛЯ ДОПОМОГИ ПРИ ПЕРЕСУВАННІ, ЛЮДЯМ З ВАДАМИ ЗОРУ	30
2.1 Специфічні особливості ультразвуку	30
2.2 Джерела і приймачі ультразвуку.....	31
2.3 Механічні випромінювачі.....	31
2.4 Електроакустичні перетворювачі.....	34
2.5 Приймачі ультразвуку	36
2.6 Застосування ультразвуку.....	37
2.6.1 Ультразвукове очищення.....	37
2.6.2 Механічна обробка надтвердих і крихких матеріалів	38
2.6.3 Ультразвукове зварювання.....	40
2.6.4 Ультразвукова пайка та лудіння	40
2.7 Прискорення виробничих процесів за допомогою ультразвуку.....	41
2.8 Ультразвукова дефектоскопія	42
2.9 Ультразвук в радіоелектроніці	44
2.10 Ультразвук у медицині.....	46
2.11 Математична модель ультразвукових хвиль в забрудненому середовищі.....	47
2.11 Розробка схеми приладу	60

2.12 Налаштування роботи схеми	60
2.13 Розрахунок основних параметрів і характеристик імпульсних діодів на основі кремнію	61
2.13.1 Вихідні дані	61
2.13.2 Розрахунок параметрів і характеристик діода	62
2.14 Джерела шуму і перешкод при зборці схеми	67
2.15 Категорії матеріалів для виготовлення печатних плат	68
2.16 Кількість шарів печатної плати	70
2.16.1 Одношарові друковані плати	70
2.16.2 Двошарові друковані плати	70
2.16.3 Багатошарові друковані плати	71
2.16.4 Порядок дотримання шарів	72
2.17 Паразитні ефекти друкованої плати	73
2.18 Моделювання печатної плати приладу	78
3 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА ТЕХНОГЕННА БЕЗПЕКА	81
3.1 Характеристика потенційних небезпечних та шкідливих виробничих факторів	81
3.2 Заходи з поліпшення умов праці та виробнича санітарія	83
3.3 Заходи електробезпеки	86
3.4 Пожежна та техногенна безпека	90
3.5 Розрахунок штучного освітлення методом коефіцієнта використання світлового потоку	91
ВИСНОВКИ ТА РЕКОМЕНДАЦІЇ	95
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ	96

ВСТУП

Ультразвукове дослідження є методом медичної візуалізації, який почав застосовуватися більше 40 років тому. Нині медицина вже не представляє своє існування без цього методу діагностики.

Сучасні успіхи клінічної діагностики багато в чому визначаються вдосконаленням методів дослідження. Значний стрибок у цьому питанні було досягнуто завдяки розробці і впровадженню в практику принципово нових способів отримання медичного зображення, в тому числі ультразвукового методу. Надзвичайно цінним є здатність ехографії візуалізувати внутрішню структуру паренхіматозних органів, що було недоступне традиційному рентгенологічному дослідженню. Завдяки високій інформативності та достовірності ультразвукового методу діагностика багатьох захворювань і пошкоджень піднялася на якісно новий рівень. В даний час, поряд з комп'ютерною томографією та іншими більш сучасними методами, ультразвукова діагностика використовується повсюдно будучи одним з провідних діагностичних методів у багатьох розділах клінічної медицини. В останні роки у зв'язку з дуже широким розповсюдженням ультразвукової апаратури, її доступністю для будь-яких навіть дуже невеликих медичних установ. Назріває потреба у фахівцях, які досконало володіють методикою і технікою ультразвукового дослідження.

Ця тема є актуальною так, як використання ультразвуку майже не шкідливе для організму людини в порівнянні з рентгенівським випромінюванням, також простота використання ультразвуку в техніці.

І УЛЬТРАЗВУК. КЛАСИФІКАЦІЯ. ВИКОРИСТАННЯ У МЕДИЦИНІ

1.1 Основні властивості ультразвукових хвиль

Механічні хвилі, частота яких перевищує 20 кГц називаються ультразвуком (УЗ). Ультразвукові хвилі – повздовжні хвилі, які являють собою періодичне чередування зон стиснення і розрідження частинок середовища (рис.1.1).

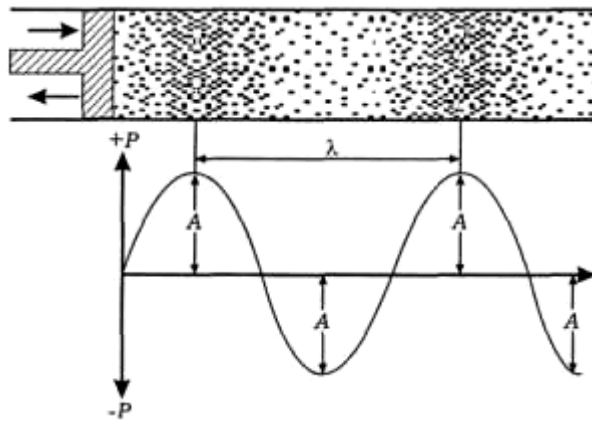


Рисунок 1.1 –Розповсюдження ультразвукових хвиль

Основні характеристики ультразвуку: частота ν , циклічна частота ω та, період T ($T = 1/\nu$), швидкість v , довжина хвилі λ ($\lambda = v/\nu$), амплітуда A , інтенсивність I ($I = 2\pi^2 \cdot \rho \cdot \nu^2 A^2 v$, ρ — густина середовища), акустичний тиск P ($P_{\max} = 2\pi \cdot \rho \cdot v \cdot \nu \cdot A$) [1].

Ультразвук має ряд специфічних властивостей, які визначають його широкі використання в різних сферах людської діяльності. Ці особливості зумовлені високою частотою і, відповідно, малою довжиною хвилі, що визначає променевий характер розповсюдження ультразвуку, а також можливість досягнення великих значень інтенсивності.

На відміну від звичайних звуків ультразвуки мають значно меншу довжину хвиль. Внаслідок цього вони дають ультразвукові тіні і їх можна одержати у вигляді вузьких пучків, які за аналогією із світловими прийнято називати ультразвуковими пучками. Таким чином, можна вважати, що ультразвук поширюється в однорідному середовищі прямолінійно, не огинає перешкод, розміри яких значно перевищують довжину хвилі [2].

З ультразвуком, як і з іншими видами хвиль, спостерігаються заломлення, відбивання, дифракція та поглинання.

При заломленні та падінні ультразвукових хвиль під кутом відбувається цікаве явище – утворення вздовжних і поперечних хвиль одночасно.

Найкраще ультразвук поглинається газами, тілами з малою пружністю (пластмаси), пористими тілами (гума, корок), гірше – рідинами, найгірше – твердими тілами.

Ультразвук дуже широко використовується в технологіях. Існують ультразвукові різання, зварювання, паяння, лудіння, чищення, уловлювання пилу і туману, прискорення технологічних процесів, готування суспензій і емульсій, контроль якості, бачення, ехолокація і т.інш. Використовується також ультразвук у хімії, металургії, електроніці та медицині. Далі йтиметься мова тільки про використання в медицині.

На практиці ультразвук найчастіше одержують за допомогою магнітострикційних і п'єзоелектричних випромінювачів.

Магнітострикційний випромінювач використовується для отримання низькочастотних ультразвуків (до 200 кГц). Їх дія оснований на явищі магнітострикції в змінному магнітному полі. Явище магнітострикції полягає в зміні об'єму і форми феромагнетика при його намагнічуванні. Якщо стержень з феромагнетика (залізо, нікель, залізо-нікельовий сплав або ферити) помістити в магнітне поле соленоїда, то він, у відповідності з частотою зміни напрямку поля, буде періодично змінювати свою довжину (скорочуватися або видовжувати).

тися), тобто відбуватимуться магнітострикційні коливання. Кінці стержня будуть випромінювати в середовище ультразвукові коливання. При співпаданні частоти коливань вектора індукції магнітного поля з власною частотою механічних коливань стержня, амплітуда коливань останнього досягає максимального значення (явище резонансу) [3].

П'єзоелектричні випромінювачі використовуються для генерації ультразвуків з частотою більшою 200 кГц. Їх дія основана на явищі п'єзоелектричного ефекту. П'єзоефект спостерігається в кварці (SiO_2), титанаті барію (BaTiO_3), сегнетовій солі, турмаліні та в інших речовинах, об'єднаних спільною назвою «п'єзоелектрики». Суть прямого п'єзоефекту полягає в тому, що при механічних деформаціях деяких кристалів в певних напрямках на їх гранях з'являються електричні заряди протилежних знаків. Обернений п'єзоелектричний ефект полягає в зміні лінійних розмірів кристалу п'єзоелектрика під дією змінного електричного поля, тобто відбуваються вимушені механічні коливання п'єзоелектрика. В кристалах існують певні напрямки, які називаються п'єзоелектричною віссю. В напрямку вісі кристали найбільше втискуються і розтягуються, причому їх деформація досягає найбільшого значення при співпадінні частоти коливання напруженості електричного поля з власною частотою механічних коливань п'єзоелектрика (явище резонансу).

В описаних вище методах коливання розмірів робочого тіла випромінювача (кінці стержня або грані кристалу) викликають в пружньому середовищі, яке до них дотикається, повздовжню ультразвукову хвилю.

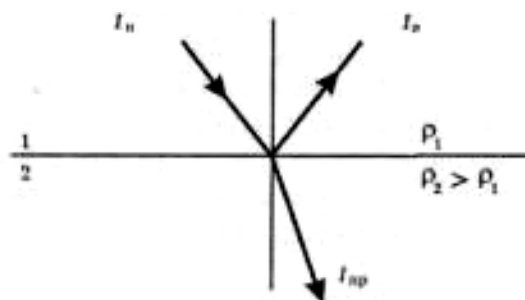


Рисунок 1.2 – Проходження ультразвукової хвилі через межу поділу двох середовищ

Ультразвукова хвиля при проходженні через межу поділу двох середовищ частково відбивається і частково переходить у друге середовище (рис.1.2).

За умови незначної відмінності акустичного опору середовищ у зоні дії, відбивання ультразвуку на межі цих середовищ незначне. Якщо є велика різниця акустичного опору, то падаюча хвиля повністю відбивається від межі середовищ. Так на межі повітря і біологічних тканин ультразвук відбивається на 99,7%. Цим продиктована основна умова методики ультразвукової терапії — щільний контакт аплікатора з ділянкою тіла, на яку впливають. З цією метою використовують так звані контактні середовища (воду, вазелінову, рослинну олію, гліцерин, мазі), які наносять на зону дії. Оскільки акустичні властивості цих середовищ і біологічних тканин подібні між собою, відбивання ультразвукових хвиль незначне (у межах від 0,1 До 1%).

Відбивання ультразвукових хвиль залежить і від кута їх падіння на зону дії. У разі збільшення кута падіння коефіцієнт відбивання зростає. Чим більше кут падіння відхиляється від перпендикуляра, проведеного до поверхні середовища, тим більший коефіцієнт відбивання. Він може стати таким, за якого поширення ультразвуку повністю припиняється. Саме тому найліпшою передумовою передачі енергії тканинам є накладання випромінювача до шкіри всією його поверхнею.

Ці явища характеризуються коефіцієнтами відбивання K_v і пропускання $K_{пр}$. Вони показують, яку частину інтенсивності падаючого ультразвукового променя $I_{п}$ становлять інтенсивності I_v і $I_{пр}$ відповідно відбитого променя і променя, що пройшов у друге середовище:

$$K_{\text{пр}} = \frac{I_{\text{пр}}}{I_{\text{п}}}$$

Ці коефіцієнти залежать від співвідношення акустичних опорів ($Z=\rho v$) двох середовищ, які межують між собою. Таким чином, на межі поділу двох середовищ відбувається перерозподіл механічної енергії ультразвуку в залежності від акустичної густини середовищ (рис. 1.3), що лежить в основі ультразвукових методів дослідження у клініці. Основний принцип роботи будь-якого ультразвукового діагностичного приладу полягає у реєстрації відповідними способами відбитих від неоднорідностей внутрішніх органів і тканин організму УЗ променів [4].

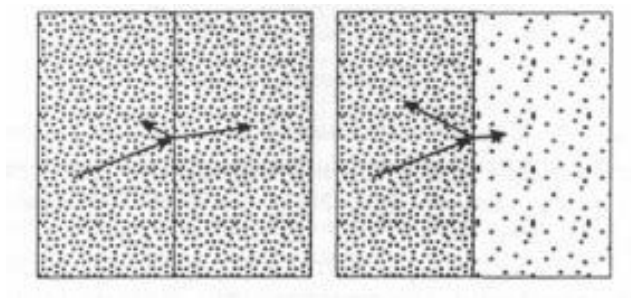


Рисунок 1.3 – Перерозподіл механічної енергії ультразвуку в залежності від акустичної густини середовищ

Випромінювачі (датчики) УЗ відіграють дуже важливу роль в роботі ультразвукової медичної апаратури в цілому. Будова звичайного одноелементного датчика УЗ зображена на рис. 1.4.

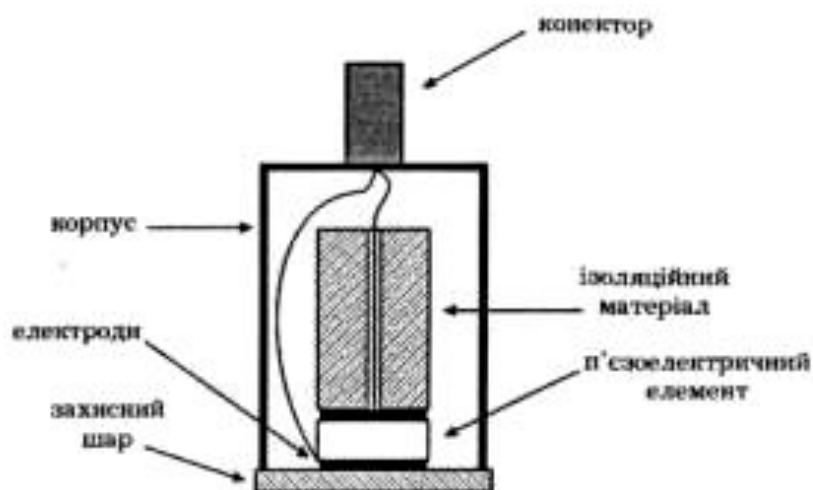


Рисунок 1.4 –Будова звичайного одноелементного датчика УЗ

Ультразвукові хвилі, які випромінюються звичайним датчиком, розповсюджуються на певній відстані у вигляді вузького паралельного пучка променів (рис.1.5). На відстані УЗ-промені починають відхилятися на деякий кут Θ .

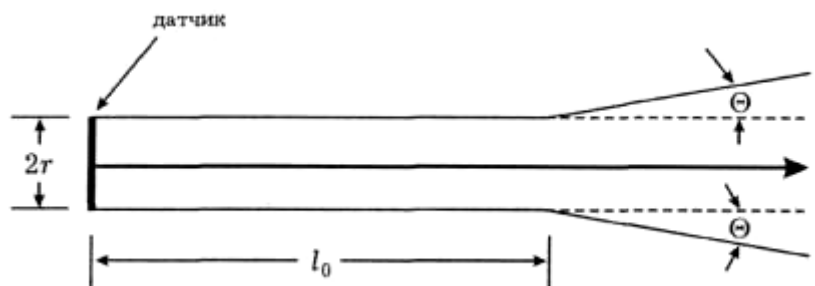


Рисунок 1.5 –Розповсюдження ультразвукових хвиль в звичайному одноелементному датчику УЗ

Відстань l_0 залежить від радіуса датчика і довжини хвилі:

$$l_0 = \frac{r}{\lambda}$$

Так, наприклад, при використанні звичайного датчика діаметром 12 мм і частоти ультразвуку 2,22 МГц промені залишаються паралельними на відстані 6 см.

Для зменшення ступеня розходження променів використовують також сфокусовані датчики з ультразвуковими лінзами (рис. 1.6).



Рисунок 1.6 –Сфокусовані датчики з ультразвуковими лінзами

Використання УЗ-лінз з різною кривизною поверхні дозволяє створювати фокусну зону на різних відстанях від датчиків [5].

Один і той самий датчик використовується для випромінювання УЗ і для прийняття відбитих від об'єкту УЗ променів. Збудження п'єзоелементів при цьому досягається імпульсними електричними сигналами, які складаються з високочастотних посилок і пауз між ними. В режимі посилки сигналів датчик випромінює УЗ, а в режимі паузи реєструє відбиті промені.

Важливою характеристикою ультразвукових приладів є роздільна здатність, яка визначається границею роздільності. Границя роздільності – мінімальна відстань між двома відбиваючими структурами, від яких можна роздільно зареєструвати два відбитих сигнали. Роздільна здатність залежить від частоти ультразвукових коливань.

Ультразвуковий промінь, який генерується датчиком, має максимальну інтенсивність в центрі пучка (рис. 1.7). В результаті цього роздільна здатність датчика різна по центру пучка і по його периферії.

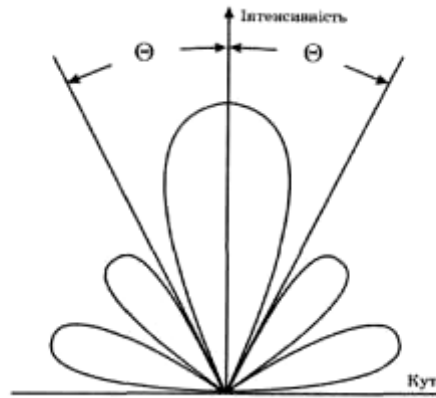


Рисунок 1.7 –Інтенсивність ультразвукового проміню, який генерується датчиком

В медичній практиці використовуються датчики, які генерують різні частоти УЗ (1-10 МГц), мають різний діаметр (0,7-2 см) і фокусну відстань від 6 до 12-14 см.

Розглянувши усі властивості можна визначити класифікацію ультразвуку: за способом передачі та за спектром коливання.

1.2 Класифікація ультразвуку

- За способом передачі від джерела до людини ультразвук

поділяють на:

- повітряний, що передається через повітряне середовище;
- контактний, що передається на руки працюючої людини через

тверде чи рідке середовище.

- За спектром ультразвук поділяють на:

- низькочастотний, коливання якого передаються людині

повітряним та контактним шляхом (від $1,2 \times 10^4$ до $1,0 \times 10^5$ Гц);

- високочастотний, коливання якого передаються людині тільки контактним шляхом (від $1,0 \times 10^5$ до $1,0 \times 10^9$ Гц).

За цими критеріями можна поділити ультразвукову апаратуру на терапевтичну та діагностичну.

1.3 Ультразвукова апаратура

Для лікування ультразвуком використовують ультразвуковий терапевтичний портативний УТП-1-апарат; ультразвуковий терапевтичний стаціонарний УТС-1-апарат; апарати для дерматологічної практики УТП-3, УТП-3 М та ультразвукові апарати вдосконаленої конструкції менших габаритних розмірів УТ-5, УЗТ-101 та ін. До всіх апаратів додаються різні комплекти аплікаторів.

Для діагностики ультразвуком використовуються сканери, більш відомі як УЗД. Вони використовуються для обстеження органів тазу, серця, щитоподібної, слинних і молочних залоз та контролю росту та розвитку внутрішньоутробного плоду.

1.4 Поглинання ультразвуку біологічними тканинами

Тканини поглинають ультразвук нерівномірно. Слабке поглинання відбувається в підшкірній жировій клітковині, більше в м'язах, нервах і особливо в

кістках. І тканини, що виконують функцію опори, і тканини, що отримують і передають механічне напруження, мають вищі значення поглинання, ніж тканини паренхіматозних органів. Коефіцієнт поглинання ультразвуку для кісткової тканини у 12—15 разів вищий, ніж для м'язової тканини. Глибина проникнення ультразвуку у кістку мінімальна і становить близько 0,3 см. Максимально енергія ультразвуку поглинається на межі поділу різних тканин: шкіра — підшкірна жирова клітковина, фасція—м'яз, окістя — кістка. При патологічних процесах поглинання ультразвуку змінюється. Якщо патологічний процес супроводжується набряком тканин, то коефіцієнт поглинання ультразвукових хвиль зменшується. Інфільтрація тканин клітинними елементами веде до підвищення коефіцієнта поглинання [6].

Вважається, що в умовах цілісного організму ультразвук частотою 800—1000 кГц поширюється на глибину 5—6 см, а частотою 2500—3000 кГц — на 1,5—2 см. Оскільки амплітуда ультразвукових коливань поступово зменшується, то для оцінки глибини їх проникнення користуються величиною напівпоглинаючого шару. Вона вказує, на якій глибині інтенсивність коливань унаслідок поглинання тканинами зменшується вдвоє. Величина напівпоглинаючого шару тим менша, чим більша в'язкість тканини і чим вища частота коливань. Так, при частоті 800 кГц величина цього шару для м'яких тканин (жирова і м'язова) дорівнює 4,9 см, а при частоті – 2400 кГц – 1,5 см. З урахуванням цього для лікування хвороб внутрішніх органів використовують частоту 880 кГц, а в дерматологічній практиці частіше застосовують ультразвук із частотою коливань 2000—3000 кГц. Основними дозиметричними параметрами ультразвукової терапії є потужність, інтенсивність, режим і тривалість дії. Потужність — це кількість енергії, що випромінюється всією поверхнею ультразвукової головки. У фізіотерапії частіше послуговуються поняттям «інтенсивність». Інтенсивність — це кількість ультразвукової енергії, що проходить через 1 см² площі випромінювача протягом 1 с. Вона представлена

у ватах на 1 см^2 ($\text{Вт}/\text{см}^2$). Утвердився поділ інтенсивності ультразвуку на малу ($0,05\text{—}0,4 \text{ Вт}/\text{см}^2$), середню ($0,6\text{—}0,8 \text{ Вт}/\text{см}^2$) і велику ($1,0\text{—}1,2 \text{ Вт}/\text{см}^2$).

Режим генерації ультразвуку може бути постійним (неперервний ультразвук) і імпульсним, коли коливання подаються окремими імпульсами з інтервалами (імпульсний ультразвук). При цьому частота імпульсів дорівнює 50 Гц, тривалість— 10,4 і 2 мс, а скважність (відношення тривалості всього періоду до тривалості проходження імпульсу) відповідно дорівнює 2,5 і 10. В імпульсному режимі при одній і тій самій інтенсивності коливань за один і той самий проміжок часу енергії випромінюється в середньому менше, ніж при неперервному.

1.5 Фізіологічна дія ультразвуку

У механізмі дії ультразвуку на організм головне значення мають механічний, тепловий і фізико-хімічний фактори. Механічний фактор, який спричиняється змінним акустичним тиском, виявляється своєрідним «мікромасажем» на клітинному і субклітинному рівнях. При цьому відбувається підвищення проникності клітинних мембран, гістогематичних бар'єрів та посилення проникнення речовин через шкіру; має значення і деполімеризуюча дія ультразвуку на гіалуронову кислоту. Виникає активація електрокінетичних (електрокапілярних) явищ, що спостерігаються на межі середовищ з різним акустичним опором і мають велике значення при фонофорезі. З'являються акустичні мікропотоки в протоплазмі, переміщення внутрішньоклітинних включень, зміна їх просторового взаємо-положення, що викликає стимуляцію функції клітинних елементів і клітини в цілому.

Тепловий фактор ультразвуку пов'язаний із поглинанням енергії ультразвукових хвиль і перетворенням її в тепло. Раніше у разі використання великих

інтенсивностей ультразвуку спостерігали значне підвищення температури тканин, і тому цей фактор вважали найважливішим у механізмі дії ультразвуку. При використанні невеликих інтенсивностей і лабільної методики впливу значного підвищення температури тканин не спостерігається. Нині, не заперечуючи значення теплового фактору, за ним не визначають головного значення. Наслідком теплової дії ультразвуку можна вважати зміну дифузних процесів, швидкості біохімічних реакцій, виникнення температурних градієнтів, що врешті-решт проявляється в життєдіяльності озвучених тканин.

Фізико-хімічний фактор ультразвуку виявляється зміною біохімічних реакцій і біофізичних процесів, просторовою перебудовою внутрішньоклітинних молекулярних комплексів. Збільшується активність ряду ферментів, інтенсивність тканинних окисно-відновних реакцій, прискорюється мітоз, утворення БАР (гепарину, гістаміну, серотоніну та ін.).

1.6 Артефакти ультразвуку

Артефакт в ультразвуковій діагностиці - ця поява на зображенні неіснуючих структур, відсутність існуючих структур, неправильне розташування структур, неправильна яскравість структур, неправильні контури структур, неправильні розміри структур. Реверберація, один з артефактів, що найчастіше зустрічаються, спостерігається у тому випадку, якщо ультразвуковий імпульс потрапляє між двома або більше відзеркалювальними поверхнями. При цьому, частина енергії ультразвукового імпульсу багаторазово відбивається від цих поверхонь, кожного разу частково повертаючись до датчика через рівні проміжки часу (рис.1.8).

Результатом цього буде поява на екрані монітора неіснуючих відзеркалювальних поверхонь, які розташовуватимуться за другим відбивачем на відстані

рівному відстані між першим і другим відбивачами. Зменшити реверберації іноді вдається зміною положення датчика.

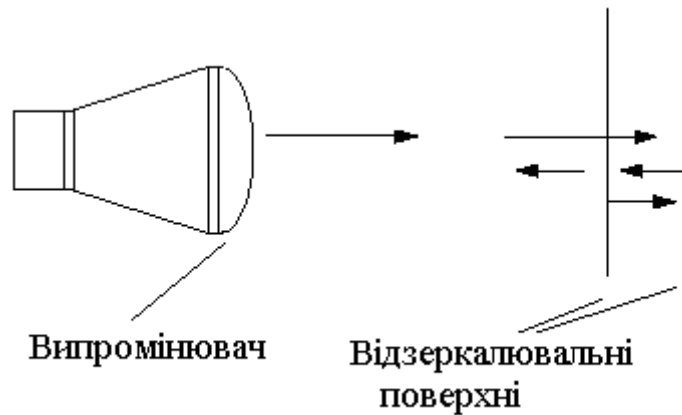


Рисунок 1.8 – Реверберація

Варіантом реверберації є артефакт, що дістав назву "Хвіст комети". Він спостерігається у тому випадку, коли ультразвук викликає власні коливання об'єкту. Цей артефакт часто спостерігається позаду дрібних бульбашок газу або дрібних металевих предметів. З огляду на те, що далеко не завжди увесь відбитий сигнал повертається до датчика (рис.1.9), виникає артефакт ефективної відбивної поверхні, яка менше за реальну відбивну.

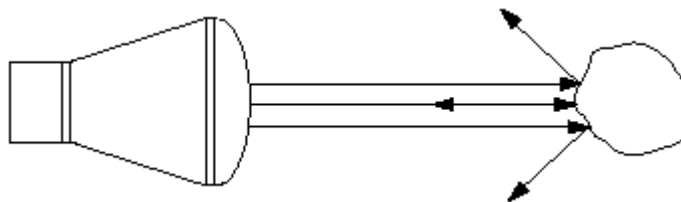


Рисунок 1.9 – Ефективна відбивна поверхня

Через цей артефакт розміри конкрементів які визначаються за допомогою ультразвуку зазвичай трохи менше, ніж істинні. Заломлення може викликати неправильне положення об'єкту на отриманому зображенні

(рис. 1.10).

У тому випадку, якщо шлях ультразвуку від датчика до відбиваючої структури і назад не є одним і тим же, виникає неправильне положення об'єкту на отриманому зображенні. Дзеркальні артефакти - ця поява об'єкту, що знаходиться по одну сторону сильного відбивача з його іншого боку

(рис. 1.11). Дзеркальні артефакти часто виникають біля діафрагми.

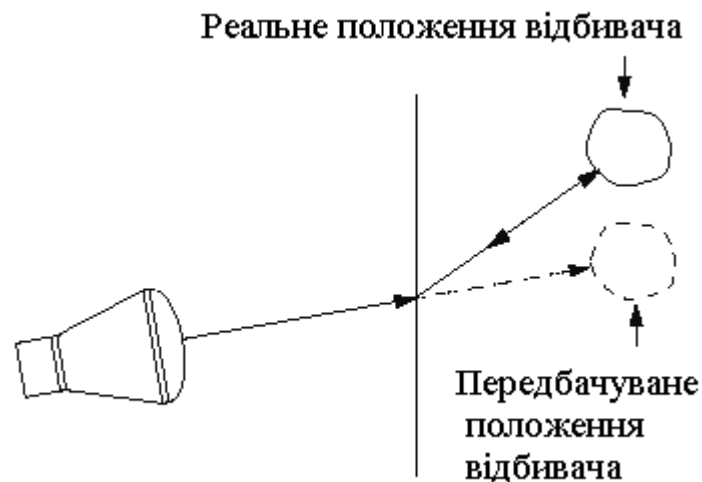


Рисунок 1.11 – Дзеркальний ефект

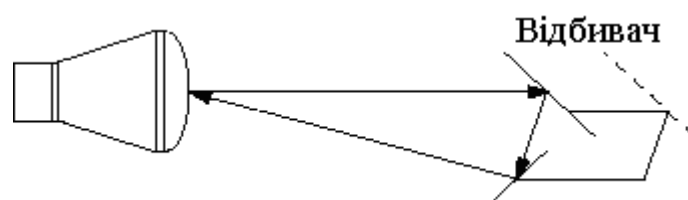


Рисунок 1.12 – Дзеркальний артефакт

Артефакт акустичної тіні (рис.1.12) виникає за сильно відбиваючими або сильно поглинаючими ультразвуком структурами. Механізм утворення акустичної тіні аналогічний формуванню оптичній.

Артефакт дистального псевдопосилення сигналу (рис.1.13) виникає позаду структур (рідинні, рідинноміські утворення), що слабо поглинають ультразвук.



Рисунок 1.13 – Акустична тінь



Рисунок 1.14 – Дистальне псевдопідсилення луни

Артефакт бокових тіней пов'язаний із заломленням і, іноді, інтерференцією ультразвукових хвиль при падінні ультразвукового променя по дотичній на опуклу поверхню (кіста, шийковий відділ жовчного міхура) структури, швидкість проходження ультразвуку в якій істотно відрізняється від навколишніх тканин (рис. 1.15).

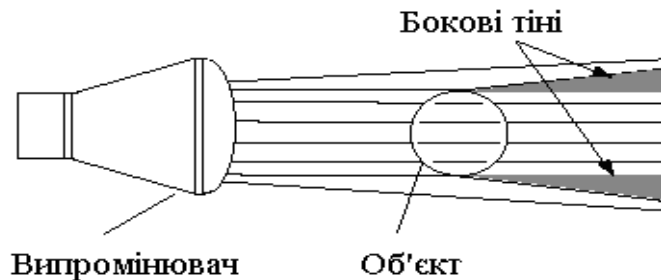


Рисунок 1.15 – Бокові тіні

Артефакти, пов'язані з неправильним визначенням швидкості ультразвуку, виникають через те, що реальна швидкість поширення ультразвуку в тій або іншій тканині більше або менше усередненої (1,54 м/с) швидкості, на яку запрограмований прилад (рис. 1.16).

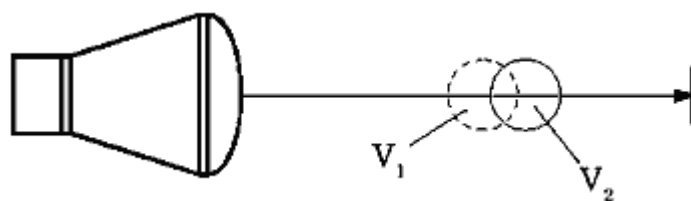


Рисунок 1.16 – Спотворення через відмінності в швидкості проведення ультразвуку (V_1 і V_2) різними середовищами

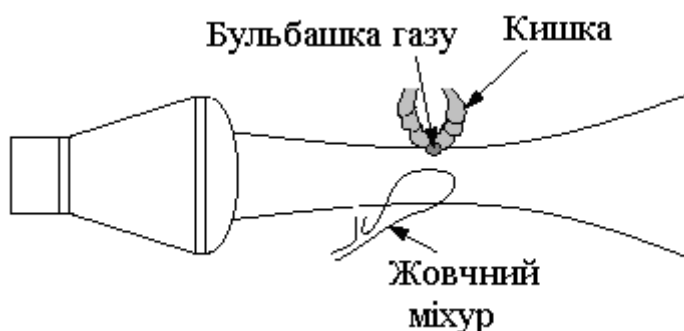


Рисунок 1.17 – Артефакти товщини ультразвукового променя

Артефакти товщини ультразвукового променю - ця поява, головним чином в рідинноміських органах, відображень, обумовлених тим, що ультразвуковий промінь має конкретну товщину і частину цього променю може одночасно формувати зображення органу і зображення поруч розташованих структур (рис. 1.18) [7].

1.7 Контроль якості роботи ультразвукової апаратури

Контроль якості ультразвукового устаткування включає визначення відносної чутливості системи, осьової і бічної дозволяючих здібностей, мертвої зони, правильності роботи вимірника відстані, точності реєстрації, правильності роботи ВАРУ, визначення динамічного діапазону сірої шкали і так далі. Для контролю якості роботи ультразвукових приладів використовуються спеціальні тест-об'єкти або тканино-еквівалентні фантоми (рис. 1.18).

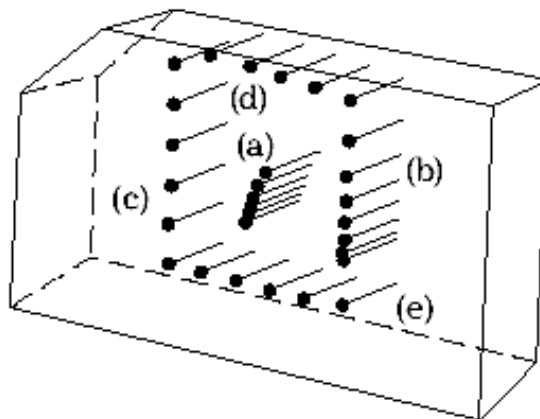


Рисунок 1.18 – Тест-об'єкт

Вони є комерційно доступними, проте в нашій країні мало поширені, що робить практично неможливим провести перевірку ультразвукового діагностичного устаткування на місцях.

1.8 Нові напрями у використанні ультразвука

Відбувається бурхливий розвиток ультразвукової діагностики, постійне вдосконалення ультразвукових діагностичних приладів. Можна припустити декілька основних напрямів майбутнього розвитку цього діагностичного методу.

Можливе подальше вдосконалення доплерівських методик, особливо таких, як енергетичний доплер, доплерівська колірніа візуалізація тканин.

Тривимірніа ехографія в майбутньому може стати дуже важливим напрямом ультразвукової діагностики. Зараз існують дещо комерційно доступних ультразвукових діагностичних установок, зображень, що дозволяють проводити тривимірну реконструкцію, проте, поки клінічне значення цього напрям залишається неясним.

Концепцію застосування ультразвукових контрастів було уперше оприлюднено R.Gramiak і P.M.Shah у кінці шестидесятих при дослідженні ехокардіографії. Нині існує комерційно доступний контраст "Эховист" (Шеринг), вживаний для візуалізації правих відділів серця. Нещодавно він був модифікований зі зменшенням розмірів часток контрасту і може рециркулювати в кровоносній системі людини ("Левовист", Шеринг). Цей препарат істотно покращує доплерівський сигнал, як спектральний, так і колірний, що може виявитися істотним для оцінки пухлинного кровотоку.

Внутрішньопорожнинна ехографія з використанням ультратонких датчиків відкриває нові можливості для дослідження порожнистих органів і структур. Проте нині широке застосування цієї методики обмежується високою вартістю спеціалізованих датчиків, які до того ж можуть застосовуватися для дослідження обмежене число разів (1÷40).

Комп'ютерна обробка зображень з метою об'єктивізації отримуваної інформації є перспективним напрямом, який може в майбутньому поліпшити

точність діагностики незначних структурних змін в паренхіматозних органах. На жаль, отримані до теперішнього часу результати істотного клінічного значення не мають.

Проте те, що ще учора здавалося в ультразвуковій діагностиці далеким майбутнім, стало сьогодні звичайною рутинною практикою і, ймовірно, найближчим часом ми станемо свідками впровадження нових ультразвукових діагностичних методик в клінічну практику [8].

Тому метою роботи є розробка ультразвукового приладу для полегшення переміщення людей з вадами зору.

Задачі роботи:

- розробити математичну модель проходження ультразвукових хвиль в забрудненому середовищі.
- розробити електричну схему приладу; провести розрахунок параметрів схеми;
- розробити топологію друкованої плати та схему розташування елементів.

II РОЗРОБКА УЛЬТРАЗВУКОВОГО ПРИЛАДУ ДЛЯ ДОПОМОГИ ПРИ ПЕРЕСУВАННІ, ЛЮДЯМ З ВАДАМИ ЗОРУ

2.1 Специфічні особливості ультразвуку

Хоча фізична природа УЗ і визначає його поширення, основні закони ті ж, що і для звукових хвиль будь-якого діапазону частот, також він має низку специфічних особливостей. Ці особливості обумовлені відносно високими частотами УЗ.

Малу довжину хвилі визначає променевий характер поширення УЗ-вих хвиль. Поблизу випромінювача хвилі поширюються у вигляді пучків, поперечний розмір яких зберігається близьким до розміру випромінювача. Потрапляючи на великі перешкоди такий пучок (УЗ промінь) відчуває відображення і переломлення. При попаданні променю на малі перешкоди виникає розсіяна хвиля, що дозволяє виявляти в середовищі малі неоднорідності (порядку десятих і сотих часток мм.). Відображення і розсіяння УЗ на неоднорідностях середовища дозволяють формувати в оптично непрозорих середовищах звукові зображення предметів, використовуючи звукові системи, що фокусують, подібно до того, як це робиться за допомогою світлових променів.

Фокусування УЗ дозволяє не тільки отримувати звукові зображення (системи звукобачення та акустичної голографії), але і концентрувати звукову енергію. За допомогою УЗ-вих фокусуючих систем можна формувати задані характеристики спрямованості випромінювачів і керувати ними.

Періодична зміна показника заломлення світлових хвиль, пов'язане зі зміною щільності в УЗ-хвилі, викликає дифракцію світла на ультразвуку, що спостерігається на частотах УЗ мегагерцевого-гігагерцевого діапазону. УЗ хвилю при цьому можна розглядати як дифракційну решітку [9].

2.2 Джерела і приймачі ультразвуку

У природі УЗ зустрічається як в якості компонентів багатьох природних шумів (в шумі вітру, водоспаду, дощу, в шумі гальки, перекочує морським прибоєм, у звуках, супроводжуваних грозіві розряди, і т.інш.), так і серед звуків тваринного світу. Деякі тварини користуються УЗ-вимі хвилями для виявлення перешкод, орієнтування в просторі.

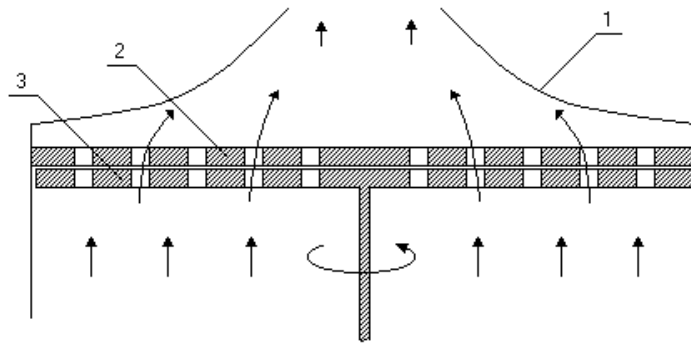
Випромінювачі ультразвуку можна підрозділити на дві великі групи. До першої належать випромінювачі-генератори; коливання в них порушуються через наявність перешкод на шляху постійного потоку –струменя газу чи рідини. Друга група випромінювачів –електроакустичні перетворювачі; вони перетворюють вже задані коливання електричної напруги або струму в механічне коливання твердого тіла, яке і випромінює в навколишнє середовище акустичні хвилі.

2.3 Механічні випромінювачі

У випромінювачах першого типу (механічних) перетворення кінетичної енергії струменя (рідини або газу) в акустичну виникає внаслідок періодичного переривання струменя (сирена), при зіткненні її на перешкоди різного виду (газоструминеві генератори, свистки).

УЗ сирена - два диски з великою кількістю отворів, поміщені в камеру (рис.2.1). Вступник під великим тиском в камеру повітря виходить через отвори обох дисків.

При обертанні диска-ротора (3) його отвори будуть збігатися з отворами нерухомого диска-статора (2) тільки в певні моменти часу. У результаті виникнуть пульсації повітря.



1 – корпус; 2 – нерухомий диск; 3 – диск, що обертається.

Рисунок 2.1 – Ультразвукова механічна сирена

Чим більше швидкість обертання ротора, тим більше частота пульсації повітря, яка визначається за формулою:

$$f = \frac{N\omega}{2\pi},$$

де N - кількість отворів, рівнорозподілення по колу ротора і статора; ω - кутова швидкість ротора.

Тиск у камері сирен звичайно становить від 0,1 до 5,0 кгс/см². Верхня межа частоти УЗ, випромінюваного сиренами не перевищує 40–50 кГц, проте відомі конструкції з верхньою межею 500 кГц. ККД генераторів не перевищує 60%. Так як джерелом енергії сирени звуку є імпульси газу, що випливає з отворів, частотний спектр сирен визначається формою цих імпульсів. Для отримання синусоїдальних коливань використовують сирени з круглими отворами, відстані між якими рівні їх діаметру. При отворах прямокутної форми, віддалених один від одного на ширину отвору, форма імпульсу трикутна. У разі застосування декількох роторів (обертаються з різною швидкістю) з отворами розташованими нерівномірно і різної форми, можна отримати шумовий

сигнал. Акустична потужність сирен може досягати десятків кВт. Якщо в полі випромінювання потужної сирени помістити вату, то вона запалиться, а сталеві стружки нагріваються до червоного [10].

Принцип дії УЗ генератора-свистка майже такий же, як і у звичайного міліцейського свистка, але розміри його значно більше. Потік повітря з великою швидкістю розбивається об гострий край внутрішньої порожнини

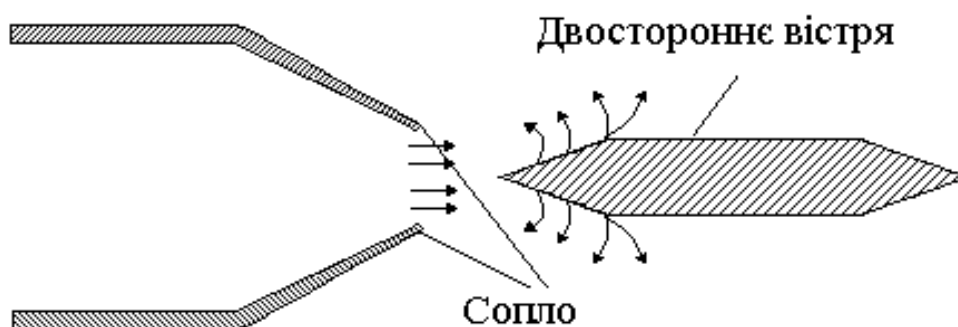


Рисунок 2.2 –Принцип дії рідинного генератора

генератора, викликаючи коливання з частотою, що дорівнює власній частоті резонатора. За допомогою такого генератора можна створювати коливання з частотою до 100 кГц при відносно невеликій потужності. Для отримання великих потужностей застосовують газоструминеві генератори, у яких швидкість витікання газу вище. Рідинні генератори застосовують для випромінювання УЗ на рідину. У рідинних генераторах (рис.2.2) резонансною системою служить двостороннє вістря, в якому порушуються згинні коливання. Струмінь рідини, виходячи з сопла з великою швидкістю, розбивається об гострий край пластинки, з обох боків якої виникають завихрення, що викликає зміни тиску з великою частотою.

Для роботи рідинного (гідродинамічного) генератора необхідно надлишковий тиск рідини 5 кг/см^2 частота коливань такого генератора визначається співвідношенням:

$$f = \frac{v}{d},$$

де v – швидкість рідини, яка витікає з сопла; d – відстань між вістрям і соплом.

Гідродинамічні випромінювачі в рідині дають відносно дешеву УЗ-ву енергію на частотах до 30–40 кГц при інтенсивності в безпосередній близькості від випромінювача до декількох Вт/см².

Механічні випромінювачі використовуються в низькочастотному діапазоні УЗ і в діапазоні звукових хвиль. Вони відносно прості по конструкції і в експлуатації, їх виготовлення не дороге, але вони не можуть створювати монохроматичне випромінювання і тим більше випромінювати сигнали суворо заданої форми. Такі випромінювачі відрізняються нестабільністю частоти і амплітуди, однак при випромінюванні в газових середовищах вони мають відносно високу ефективність і потужність випромінювання: їх ККД становить від декількох відсотків до 50%, потужність від декількох ват до десятків кВт.

2.4 Електроакустичні перетворювачі

Випромінювачі другого типу ґрунтуються на різних фізичних ефектах електромеханічного перетворення. Як правило, вони лінійні, тобто відтворюють за формою збудливий електричний сигнал. У низькочастотному УЗ-вому діапазоні застосовуються електродинамічні випромінювачі і випромінюють магнітострикційні перетворювачі і п'єзоелектричні перетворювачі. Найбільш широке поширення одержали випромінювачі магнітострикційного та п'єзоелектричного типів.

У 1847 р. Джоуль зауважив, що феромагнітні матеріали, вміщені в магнітне поле, змінюють свої розміри. Це явище назвали ефектом магнітострикції. Якщо по обмотці, накладеної на феромагнітний стрижень, пропустити

змінний струм, то під впливом мінливого магнітного поля стрижень буде деформуватися. Нікелеві сердечники, на відміну від залізних, в магнітному полі коротшають. При пропусценні змінного струму по обмотці випромінювача його стрижень деформується в одному напрямку при будь-якому напрямку магнітного поля. Тому частота механічних коливань буде вдвічі більше частоти змінного струму.

Щоб частота коливань випромінювача відповідала частоті збуджуючого струму, в обмотку випромінювача підводять постійна напруга поляризації. У поляризованого випромінювача збільшується амплітуда змінної магнітної індукції, що призводить до збільшення деформації сердечника і підвищенню потужності.

Магнітострикційні ефект використовується при виготовленні УЗ-вих магнітострикційних перетворювачів (рис. 2.3).

Ці перетворювачі відрізняються великими відносними деформаціями, підвищеною механічною міцністю, малою чутливістю до температурних впливів. Магнітострикційні перетворювачі мають невеликі значення електричного опору, в результаті чого для отримання великої потужності не потрібні високі напруги.

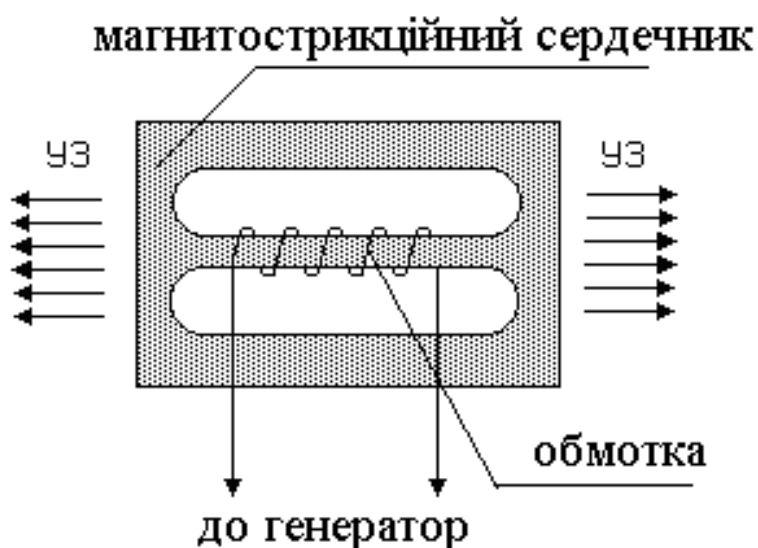


Рисунок 2.3 –Магнітострикційний перетворювач

Найчастіше застосовують перетворювачі з нікелю (висока стійкість проти корозії, низька ціна). Магніострикційні сердечники можуть бути виготовлені і з феритів. У феритів високий питомий опір, в результаті чого втрати на вихрові струми в них мізерно малі. Однак ферит - крихкий матеріал, що викликає небезпеку їх перевантаження при великій потужності. ККД магніострикційних перетворювачів при випромінюванні в рідину і тверде тіло складає 50–90%, інтенсивність випромінювання досягає декількох десятків Вт/см².

У 1880 році брати Жак і П'єр Кюрі відкрили п'єзоелектричний ефект - якщо деформувати платівку кварцу, то на її гранях з'являються протилежні за знаком електричні заряди. Спостерігається і зворотне явище - якщо до електродів кварцової пластинки підвести електричний заряд, то її розміри зменшаться або збільшаться в залежності від полярності, що підводиться до заряду. При зміні знаків прикладеної напруги кварцова пластинка буде те стискуватися, то розтискати, тобто вона буде коливатися в такт із змінами знаків прикладеної напруги. Зміна товщини пластинки пропорційна прикладеній напрузі.

Принцип п'єзоелектричного ефекту використовується при виготовленні випромінювачів УЗ-вих коливань, які перетворюють електричні коливання в механічні. Як п'єзоелектричних матеріалів застосовують кварц, титанат барію, фосфат амонію.

ККД п'єзоелектричних перетворювачів досягає 90%, інтенсивність випромінювання - кілька десятків Вт/см². Для збільшення інтенсивності і амплітуди коливань використовують УЗ-ві концентратори. У діапазоні середніх УЗ-вих частот концентратор являє собою фокусуючу систему, найчастіше у вигляді п'єзоелектричного перетворювача увігнутої форми, випромінюючого хвилю. У фокусі подібних концентраторів досягається інтенсивність 10^5 - 10^6 Вт/см².

2.5 Приймачі ультразвуку

Як приймачі ультразвуку на низьких і середніх частотах найчастіше застосовують електроакустичні перетворювачі п'єзоелектричного типу. Такі приймачі дозволяють відтворювати форму акустичного сигналу, тобто тимчасову залежність звукового тиску. Залежно від умов застосування приймачі роблять або резонансними, або широкосмуговими. Для отримання усереднених за часом характеристик звукового поля використовують термічними приймачами звуку у вигляді покритих звукопоглинальним речовиною термопар або термісторів. Інтенсивність і звуковий тиск можна оцінювати і оптичними методами, наприклад по дифракції світла на УЗ [11].

2.6 Застосування ультразвуку

Різноманітні застосування УЗ, при яких використовуються різні його особливості, можна умовно розбити на три напрямки. Перший пов'язаний з отриманням інформації за допомогою УЗ-вих хвиль, друге - з активним впливом на речовину і третій - з обробкою та передачею сигналів. При кожному конкретному застосуванні використовується УЗ певного частотного діапазону (табл. 2.1). Розповімо лише про деякі з численних областей, де знайшов застосування УЗ.

2.6.1 Ультразвукове очищення

Якість УЗ очищення незрівнянно з іншими способами. Наприклад, при полосканні деталей на їх поверхні залишається до 80% забруднень, при вібраційної очищенні - близько 55%, при ручному - близько 20%, а при ультразвуку

кової - не більше 0,5%. Крім того, деталі, що мають складну форму, важкодоступні місця, добре можна очистити тільки за допомогою ультразвуку. Особлива перевага УЗ-вого очищення полягає в її високій продуктивності при малій витраті фізичної праці, можливості заміни вогнебезпечних або дорогих органічних розчинників безпечними і дешевими водними розчинами лугів, рідким фреоном та ін.

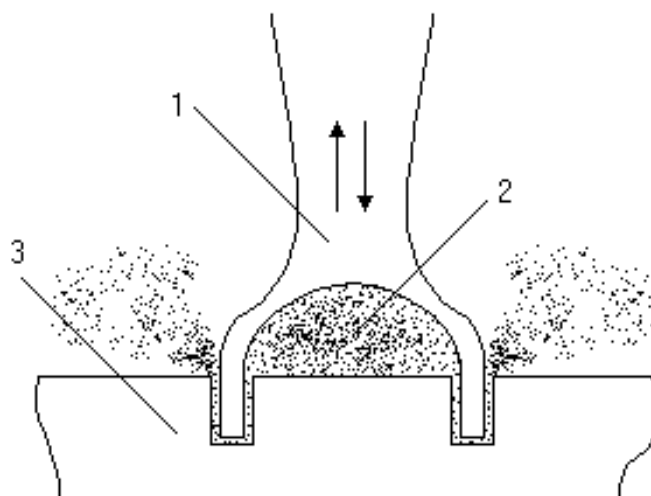
Ультразвукове очищення - складний процес, який поєднує місцеву кавітацію з дією великих прискорень в всеочисній рідині, що призводить до руйнування забруднень. Якщо забруднену деталь помістити в рідину і опромінити ультразвуком, то під дією ударної хвилі кавітаційних бульбашок поверхню деталі очищається від бруду.

Серйозною проблемою є боротьба із забрудненням повітря пилом, димом, кіптявою, оксидами металів і т.д. Ультразвуковий метод очищення газу і повітря може застосовуватися в існуючих газовідводах незалежно від температури і вологості середовища. Якщо помістити УЗ-вий випромінювач у пилоосадочну камеру, то ефективність її дії зростає в сотні разів. У чому сутність УЗ-го очищення повітря? Пилинки, які безладно рухаються в повітрі, під дією ультразвукових коливань частіше і сильніше вдаряються одна об одну. При цьому вони зливаються і розмір їх збільшується. Процес укрупнення частинок називається коагуляцією. Уловлюються укрупнені і обтяжені частки спеціальними фільтрами.

2.6.2 Механічна обробка надтвердих і крихких матеріалів

Якщо між робочою поверхнею УЗ-вого інструменту й оброблюваною деталлю ввести абразивний матеріал, то при роботі випромінювача частинки абразиву будуть впливати на поверхню деталі. Матеріал руйнується і віддаля-

ється при обробці під дією великої кількості направлених мікроударів (рис. 2.4).



1 –ультразвуковий інструмент; 2 –абразивні зерна; 3 –деталь, що обробляється

Рисунок 2.4 –Ультразвукова обробка матеріалів

Кінематика ультразвукової обробки складається з головного руху - різання, тобто поздовжніх коливань інструмента, і допоміжного руху - руху подачі. Поздовжні коливання є джерелом енергії абразивних зерен, які й виробляють руйнування оброблюваного матеріалу. Допоміжний рух - рух подачі - може бути поздовжнім, поперечним і круговим. Ультразвукова обробка забезпечує більшу точність - від 50 до 1 мк залежно від зернистості абразиву. Застосовуючи інструменти різної форми можна виконувати не тільки отвори, а й складні вирізи. Крім того, можна вирізати криволінійні осі, виготовляти матриці, шліфувати, гравірувати і навіть свердлити алмаз. Матеріали, що використовуються в якості абразиву - алмаз, корунд, кремій, кварцовий пісок.

2.6.3 Ультразвукове зварювання

З існуючих методів ні один не підходить для зварювання різнорідних металів або якщо до товстих деталей потрібно приварити тонкі пластини. У цьому випадку УЗ-ве зварювання незамінне. Його іноді називають холодним, тому що деталі з'єднуються в холодному стані. Остаточного уявлення про механізм утворення сполук при УЗ-вму зварюванні немає. У процесі зварювання після введення ультразвукових коливань між пластинами, що зварюються утворюється шар високопластичного металу, при цьому пластини дуже легко повертаються навколо вертикальної осі на будь-який кут. Але як тільки ультразвукове випромінювання припиняють, відбувається миттєве «схоплювання» пластин.

Ультразвукове зварювання відбувається при температурі значно менше температури плавлення, тому з'єднання деталей відбувається у твердому стані. За допомогою УЗ можна зварювати багато металів і сплавів (мідь, молібден, тантал, титан). Найкращі результати виходять при зварюванні тонколистових різнорідних металів і приварюванні до товстих деталей тонких листів. При УЗ-вму зварюванні мінімально змінюються властивості металу в зоні зварювання. Вимоги до якості підготовки поверхні значно нижче, ніж при інших методах зварювання. УЗ зварюванні добре піддаються і неметалеві матеріали (пластмаса, полімери)

2.6.4 Ультразвукова пайка та лудіння

У промисловості все більшого значення набуває УЗ-ва пайка та лудіння алюмінію, нержавіючої сталі та інших матеріалів. Труднощі пайки алюмінію полягають в тому, що його поверхня завжди вкрита тугоплавкою плівкою окису алюмінію, яка утворюється практично миттєво при зіткненні металу з кис-

нем повітря. Ця плівка перешкоджає зіткненню розплавленого припою з поверхнею алюмінію.

В даний час одним з ефективних методів пайки алюмінію є ультразвуковий, пайка із застосуванням УЗ проводиться без флюсу. Введення механічних коливань ультразвукової частоти в розплавлений припой в процесі пайки сприяє механічному руйнуванню окисної плівки і полегшує змочування припоєм поверхні.

Принцип УЗ-вої пайки алюмінію полягає в наступному. Між паяльником і деталлю створюється шар рідкого розплавленого припою. Під дією УЗ-вих коливань у припої виникає кавітація, що руйнує оксидну плівку. Перед паянням деталі нагрівають до температури, що перевищує температуру плавлення припою. Великою перевагою методу є те, що його можна з успіхом застосовувати для пайки кераміки і скла [12].

2.7 Прискорення виробничих процесів за допомогою ультразвуку

–Застосування ультразвуку дозволяє значно прискорити змішування різних рідин і отримати стійкі емульсії (навіть таких як вода і ртуть).

–Впливаючи УЗ-вими коливаннями великої інтенсивності на рідини, можна отримувати тонкодисперсні аерозолі високої щільності.

–Порівняно недавно почали застосовувати УЗ для просочення електротехнічних намотувальних виробів. Застосування УЗ дозволяє скоротити час просочення в 3–5 разів і замінити 2-3 кратне просочення одноразовим.

–Під дією УЗ значно прискорюється процес гальванічного осадження металів і сплавів.

–Якщо в розплавлений метал вводити УЗ-ві коливання, помітно подрібнюється зерно, зменшується пористість.

–Ультразвук застосовується при обробці металів і сплавів у твердому стані, що призводить до «розпушування» структури і до штучного їх старіння.

–УЗ при пресуванні металевих порошків забезпечує одержання пресованих виробів більш високої щільності і стабільності розмірів.

2.8 Ультразвукова дефектоскопія

Ультразвукова дефектоскопія - один з методів неруйнівного контролю. Властивість УЗ поширюватися в однорідному середовищі направлено і без істотних загасань, а на межі поділу двох середовищ (наприклад, метал - повітря) майже повністю відбиватися дозволило застосувати УЗ-ві коливання для виявлення дефектів (раковини, тріщини, розшарування і т.п.) в металевих деталях без їх руйнування.

За допомогою УЗ можна перевіряти деталі великих розмірів, так як глибина проникнення УЗ у металі досягає 8 –10 м. Крім того, ультразвуком можна виявити дуже дрібні дефекти (до 10-6мм).

УЗ-ві дефектоскопи дозволяють виявляти не тільки утворені дефекти, але і визначати момент підвищеної втоми металу.

Існує кілька методів ультразвукової дефектоскопії, основними з яких є тіньовий, імпульсний, резонансний, метод структурного аналізу, ультразвукової візуалізації.

Тіньовий метод заснований на ослабленні проходять УЗ-вих хвиль при наявності всередині деталі дефектів, що створюють УЗ-ву тінь. При цьому методі використовується два перетворювача.

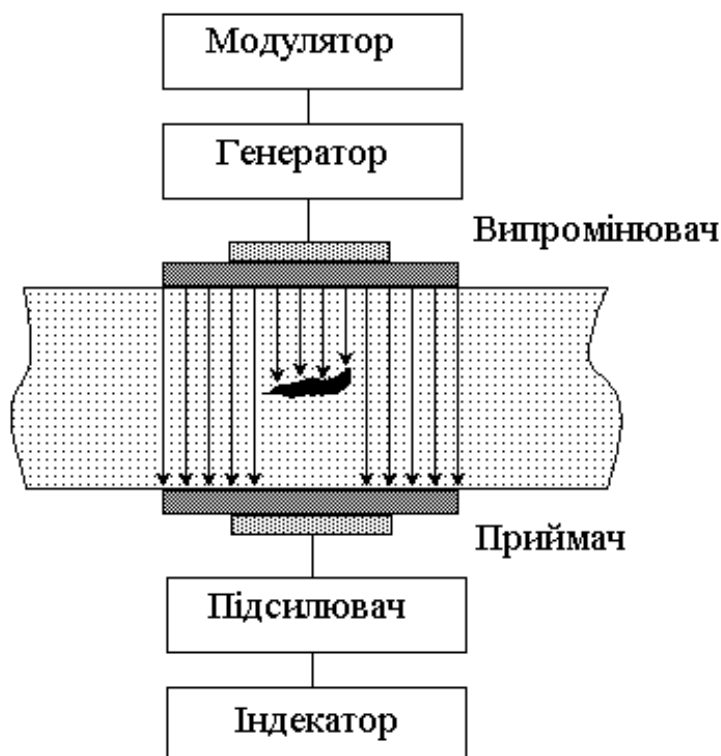


Рисунок 2.5 –Тіньовий метод ультразвукової дефектоскопії

Один з них випромінює ультразвукові коливання, інший бере їх (рис.2.5). Тіньовий метод малочутливий, дефект можна виявити якщо викликана їм зміна сигналу становить не менше 15–20%. Істотний недолік тіньового методу в тому, що він не дозволяє визначити на якій глибині знаходиться дефект.

Імпульсний метод УЗ-вої дефектоскопії заснований на явищі відображення ультразвукових хвиль. Принцип дії імпульсного дефектоскопа зображений на рис.2.6. Високочастотний генератор виробляє короткочасні імпульси. Посланий випромінювачем імпульс, відбившись, повертається назад до перетворювача, який в цей час працює на прийом. З перетворювача сигнал надходить на підсилювач, а потім на відхиляють електроннопроменевої трубки. Для отримання на екрані трубки зображення зондуючих і відображених імпульсів передбачений генератор розгортки. Роботою високочастотного генератора управляє синхронізатор, який з певною частотою формує високочастотні імпульси. Частота посланки імпульсів може змінюватися з таким розрахунком,

щоб відбитий імпульс приходив до перетворювача раніше посліжки наступного імпульсу.

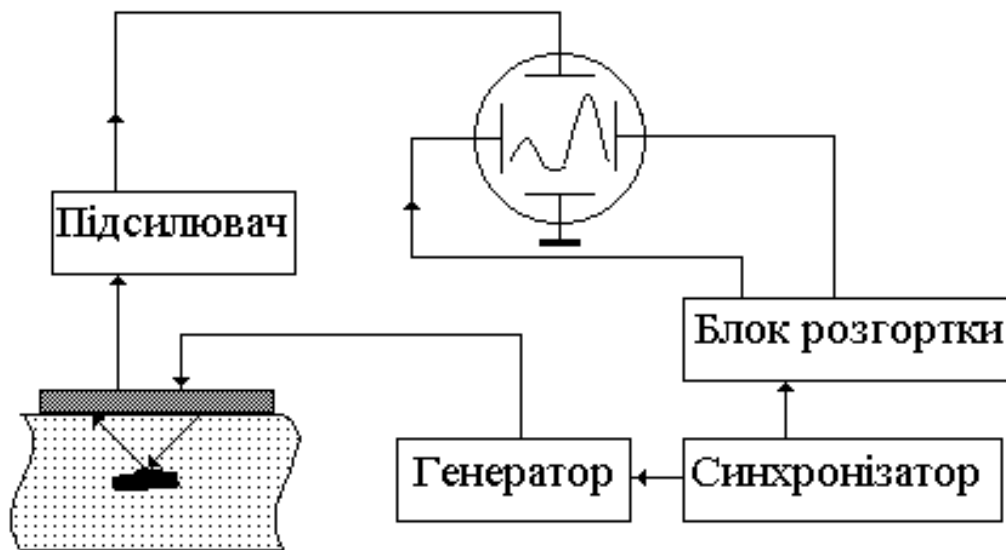


Рисунок 2.6 –Принцип дії УЗ дефектоскопа, який заснований на імпульсному методі

Імпульсний метод дозволяє досліджувати вироби при односторонньому доступі до них. Метод має підвищену чутливість, відображення навіть 1% УЗ-вої енергії буде помічено. Перевага імпульсного методу полягає ще й у тому, що він дозволяє визначити на якій глибині знаходиться дефект.

2.9 Ультразвук в радіоелектроніці

У радіоелектроніці часто виникає необхідність затримати один електричний сигнал щодо іншого. Вдале рішення знайшли вчені, запропонувавши ультразвукові лінії затримки (ЛЗ). Дія їх заснована на перетворенні електричних імпульсів в імпульси УЗ-вих механічних коливань, швидкість поширення яких значно менше швидкості розповсюдження електромагнітних коливань.

Після зворотного перетворення механічних коливань в електричні імпульси на виході лінії буде затриманий відносно вхідного імпульсу.

Для перетворення електричних коливань в механічні і назад використовують магнітострикційні і п'єзоелектричні перетворювачі. Відповідно до цього ЛЗ поділяються на магнітострикційні і п'єзоелектричні.

Магнітострикційних ЛЗ складається з вхідного і вихідного перетворювачів, магнітів, звукопровода і поглиначів.

Вхідний перетворювач складається з котушки, по якій протікає струм вхідного сигналу, ділянки звукопровода з магнітострикційного матеріалу, в якому виникають механічні коливання УЗ-вої частоти, і магніту, що створює постійне підмагнічування зони перетворення. Вихідний перетворювач за конструкцією майже не відрізняється від вхідного.

Звукопровід являє собою стрижень з магнітострикційного матеріалу, в якому порушуються УЗ-ві коливання, що поширюються зі швидкістю приблизно 5000 м / с. Для затримки імпульсу, наприклад, на 100 мкс довжина звукопровода повинна бути близько 43 см. Магніт потрібен для створення початкової магнітної індукції та підмагнічування зони перетворення.

Поглиначі для зменшення рівня паразитних відбитих сигналів розташовуються на обох кінцях звукопровода.

Принцип дії магнітострикційні ЛЗ ґрунтується на зміні розмірів феромагнітних матеріалів під впливом магнітного поля. Механічне збурення, викликане магнітним полем котушки вхідного перетворювача, передається по звукопроводу і, дійшовши до котушки вихідного перетворювача, наводить у ній електрорушійну силу.

П'єзоелектричні ЛЗ влаштовані таким чином. На шляху електричного сигналу ставлять п'єзоелектричний перетворювач (платівку кварцу), який жорстко з'єднаний з металевим стрижнем (звукопроводу). До другого кінця стрижня прикріплений другий п'єзоелектричний перетворювач. Сигнал, підійшовши до вхідного перетворювача, викликає механічні коливання УЗ-вої частоти, які потім поширюються в звукопроводу. Досягнувши другого перетворювача,

УЗ-ві коливання знову перетворюються в електричні. Але так як швидкість поширення УЗ в звукопроводу значно менше швидкості менше швидкості розповсюдження електричного сигналу, сигнал, на шляху якого був звукопровод, відстає від одного на величину, що дорівнює різниці швидкості розповсюдження УЗ та електромагнітних сигналів на певній ділянці.

2.10 Ультразвук у медицині

Застосування УЗ для активного впливу на живий організм в медицині ґрунтується на ефектах, що виникають у біологічних тканинах при проходженні через них УЗ-вих хвиль. Коливання часток середовища у хвилі викликають своєрідний мікромасаж тканин, поглинання УЗ - локальне нагрівання їх. Одночасно під дією УЗ відбуваються фізико-хімічні перетворення в біологічних середовищах. При помірної інтенсивності звуку ці явища не викликають незворотних ушкоджень, а лише покращують обмін речовин і, отже, сприяють життєдіяльності організму. Ці явища знаходять застосування в УЗ-вої терапії (інтенсивність УЗ до 1 Вт/см^2). При великих інтенсивностях сильне нагрівання і кавітація викликають руйнування тканин. Цей ефект знаходить застосування в УЗ-вій хірургії. Для хірургічних операцій використовують фокусований УЗ, який дозволяє проводити локальні руйнування в глибоких структурах, наприклад мозку, без пошкодження навколишніх тканин (інтенсивність УЗ досягає сотень і навіть тисяч Вт/см^2). У хірургії застосовують також УЗ-ві інструменти, робочий кінець яких має вигляд скальпеля, пилки, голки і т.п. Накладення УЗ-вих коливань на такі, звичайні для хірургії, інструменти надає їм нові якості, істотно знижуючи необхідну зусилля і, отже, травматизм операції; крім того, виявляється кровоспинний і знеболюючий ефект. Контактний вплив тупим УЗ-вим інструментом застосовується для руйнування деяких новоутворень.

Вплив потужного УЗ на біологічні тканини застосовується для руйнування мікроорганізмів у процесах стерилізації медичних інструментів і лікарських речовин.

УЗ знайшов застосування в стоматологічній практиці для зняття зубного каменю. Він дозволяє безболісно, безкровно, швидко видаляти зубний камінь і наліт із зубів. При цьому не травмується слизова порожнина рота і не заражуються «кишені» порожнини, а пацієнт замість болю відчуває відчуття тепла [13].

В роботі пропонується також застосовувати ультразвук для розробки датчику руху, що дозволить покращити якість життя людей з вадами зору. Переміщення відбувається в умовах вулиць промислових міст, тому розроблено математичну модель розповсюдження ультразвукових хвиль в забрудненому середовищі.

2.11 Математична модель ультразвукових хвиль в забрудненому середовищі

Серед її переваг - можливість роботи на "брудних" газах завдяки відсутності кишень в місцях установки датчиків, можливість реєстрації товщини наносного шару в трубопроводі завдяки обробці сигналів по декількох акустичних шляхах при роботі однієї пари датчиків та ін.

Відмітною конструктивною особливістю методу є розташування ультразвукових датчиків перпендикулярно до осі трубопроводу і поєднання їх випромінюючої поверхні з внутрішньою поверхнею трубопроводу (рис.2.7). Це дозволяє, з одного боку, уникнути погрешності виміру, пов'язаної з обуренням потоку елементами, що виступають, з іншої - усунути "кишені" в місцях установки датчиків, що забезпечує їх застосування в середовищі "брудних" газів.

Як ультразвукові датчики використовуються мембранні резонансні п'єзоелектричні перетворювачі (ПЭП), що мають досить широку діаграму спрямованості випромінювання і дозволяють обробляти сигнали, що проходять по декількох акустичних шляхах (каналам).

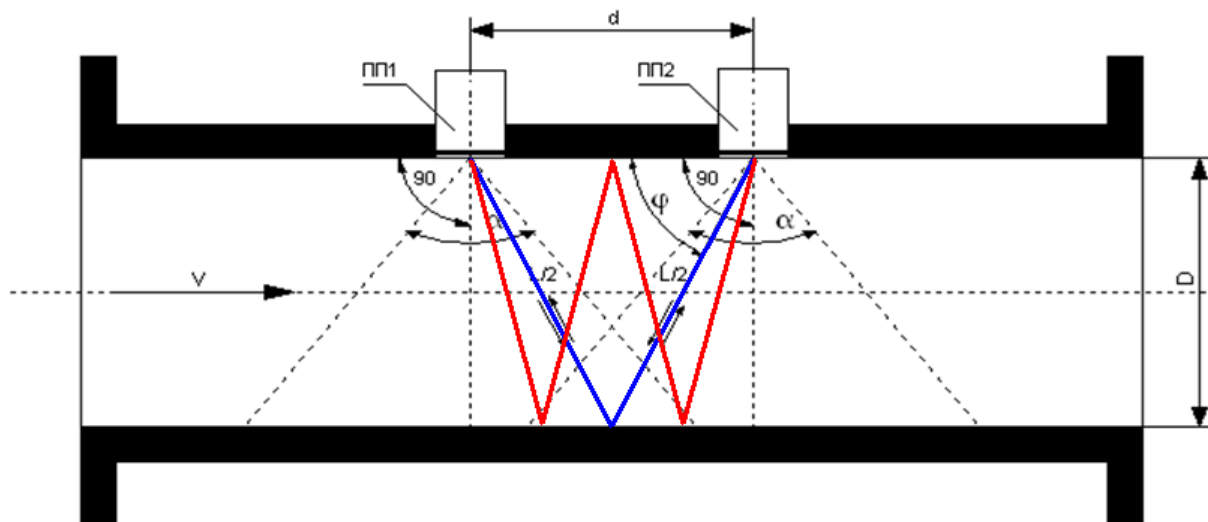


Рисунок 2.7 – Схема розташування ультразвукових датчиків

Використовуються "основні" шляхи, що проходять через діаметр трубопроводу і мають одноразове і триразове відображення від стінки (рис.2.7), і "додаткові" шляхи, що мають складнішу геометричну форму (рис.2.8).

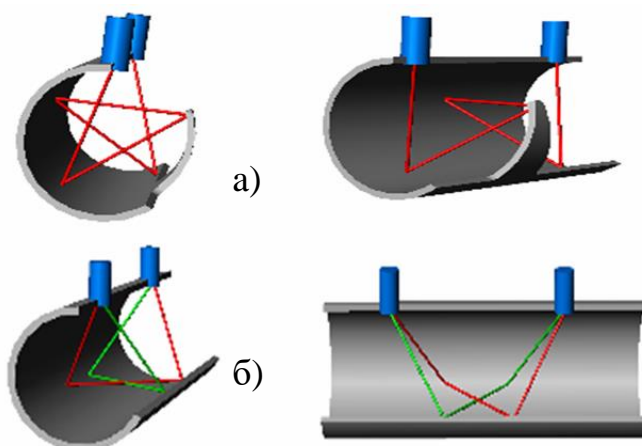


Рисунок 2.8 –Варіанти проходження акустичних сигналів

Об'ємний витрата газу в трубопроводі визначається за формулою:

$$Q_0 = Sv_s, \text{ де } v_s = kv_L,$$

де S - площа перерізу трубопроводу; V_S - середня по перерізу швидкість газового середовища; k - поправочний коефіцієнт, зв'язуючий V_S і середню швидкість потоку уздовж вибраного шляху V_L . Величина V_L пов'язана з часом поширення акустичного сигналу по руху потоку і проти відомим співвідношенням:

$$v_L = \frac{L}{2 \cos \varphi} \frac{t_{21} - t_{12}}{t_{12} t_{21}},$$

де t_{12} і t_{21} - часи поширення, відповідно по потоку і проти нього; L - довжина акустичного шляху; φ - кут нахилу акустичного шляху відносно осі трубопроводу.

Використання додаткових акустичних шляхів дозволяє без втрати точності виміру витрати реєструвати товщину шару важких домішок в газі, які відкладаються на дні трубопроводу з часом. На рис. 2.9 представлена схема розташування хорд акустичних каналів в проекції на переріз трубопроводу за наявності шару домішок товщини h .

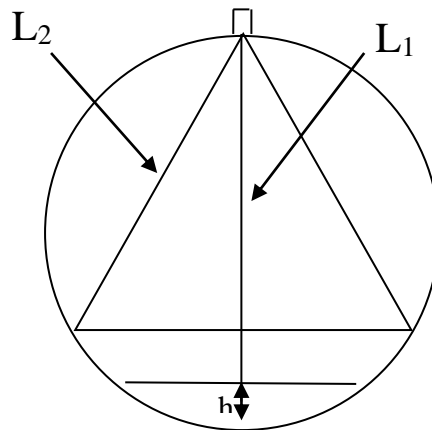


Рисунок 2.9 –Схема розташування хорд акустичних каналів

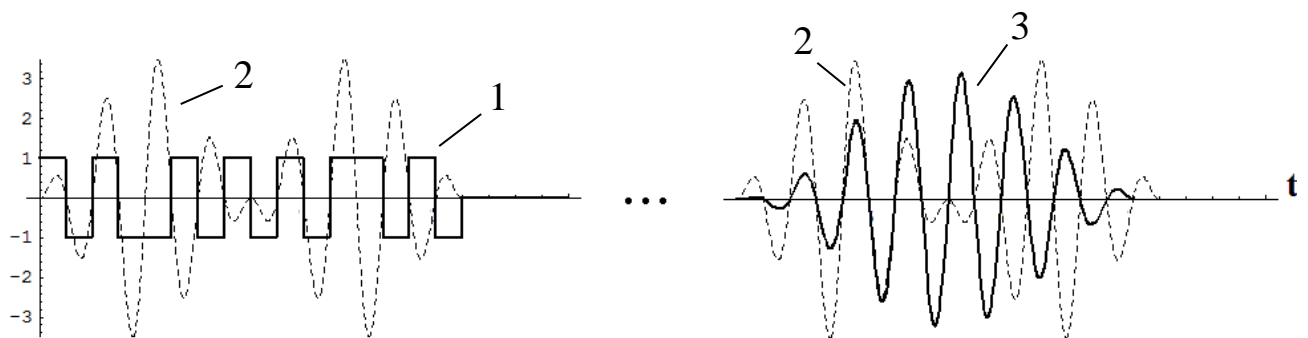
З рис. 2.9 видно, що наявність шару не впливає на поширення сигналу шляхом L_2 , при цьому довжина шляху L_1 скорочується на величину, залежну від h . Таким чином, по дорозі L_2 визначається реальна витрата газу, а по від-

хиленню витрати, вичисленої уздовж L_1 , від реального оцінюється товщина наносного шару h .

Слід зазначити, що використання основного шляху L_1 для виміру витрати є неприйнятним, оскільки невелика товщина наносного шару ($h=1\text{ см}$) тягне істотну погрішність виміру витрати ($\epsilon=2,7\%$) на типовому трубопроводі з діаметром $D=300\text{ мм}$.

Розділення в часі сигналів, що приходять по різних акустичних шляхах, вимагає обмеження тривалості сигналу.

В цій вимірювальній системі завдання обмеження тривалості сигналу, що приймається, з вирішена шляхом синтезу спеціального електричного сигналу 1, який створює акустичний сигнал 2 на передавачі, що формує електричний сигнал 3 заданої тривалості при збудженні приймача. Рисунок 2.10 ілюструє цей принцип.



1 – електричний сигнал, що передається; 2 - акустичний сигнал; 3 - електричний сигнал, що приймається

Рисунок 2.10 – Ілюстрація принципу синтезу сигналу

Таким чином відбувається формування сигналу заданої тривалості і розділення в часі сигналів, що прийшли по різних акустичних шляхах. Приведемо методику визначення часу поширення сигналу.

Аналіз проводиться стосовно розробленої електроакустичної схеми на рис. 2.11. Формований генератором спеціальний електричний сигнал $x(t)$ поступає на передавальний ПЕП, перетворюється в акустичний, поширюється в акустичному тракті і по декількох акустичних шляхах приходять на приймаючий ПЕП. Далі ці акустичні сигнали перетворюються назад в електричний сигнал і після посилення поступають на АЦП для подальшої математичної обробки і розрахунку взаємно-кореляційної функції.

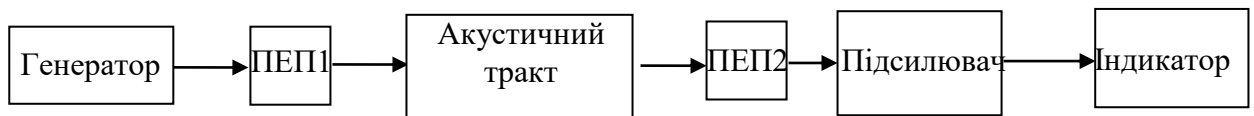


Рисунок 2.11 – Електроакустична схема ультразвукової виміральної системи

Нехай $x(t)$ - сигнал на генераторі; $y(t)$ - реальний електричний сигнал, що приймається на АЦП; $x_i(t)$ - опорний сигнал, що підлягає порівнянню з тим, що приймається. Зважаючи на проходження сигналу в акустичному тракті по різних шляхах сигнал $y(t)$, що приймається, буде сумою сигналів, що мають різні тимчасові затримки τ_i :

$$y(t) = \sum_i a_i x_i(t - \tau_i) + n(t),$$

де a_i – амплітуда прийнятого сигналу для i -го шляху; $n(t)$ – некорельований шум.

Час затримки сигналу τ_i для i -го вимірального каналу визначається за допомогою взаємно-кореляційної функції (ВКФ) R_{xy} .

Має місце тотожність:

$$R_{xy}(\tau) = E[\tilde{x}(t)y(t+\tau)] = E[\tilde{x}(t) \left(\sum_i a_i x_i(t+\tau - \tau_i) + n(t+\tau) \right)] = \sum_i a_i R_{x_i}(\tau - \tau_i),$$

де E – символ математичного очікування. Час затримки τ_i знаходиться із співвідношення:

$$\tau_i = \arg \max_{|\tau - \tau_i^0| < \varepsilon} R_{\tilde{x}x_i}(\tau),$$

де τ_i^0 – час поширення сигналу за відсутності газового потоку.

Для розрахунку опорного сигналу $\tilde{x}(t)$ використовується вхідний електричний сигнал на генераторі. Спектр-Фур'є опорного сигналу $\tilde{X}(f)$ визначається з вираження:

$$\tilde{X}(f) = H_1(f)H_2(f)e^{i\varphi_1}e^{i\varphi_2(f)}X(f),$$

$$\text{де } H_1(f) = \frac{1}{(2\pi i f + \alpha_1)^2 + (2\pi f_1)^2}, \quad H_2(f) = \frac{1}{(2\pi i f + \alpha_2)^2 + (2\pi f_2)^2}.$$

Тут $X(f)$ - спектр вхідного сигналу; H_1, H_2 – частотні характеристики ПЭП1 и ПЭП2; f_1, f_2 – власні частоти коливання 1-го и 2-го датчиків; α_1, α_2 - коефіцієнти загасання датчиків; φ_1 – фазове зрушення спектру в акустичному тракті; $\varphi_2(f)$ – частотна характеристика підсилювача.

Власні частоти коливання і коефіцієнти загасання датчиків, а також фазова характеристика підсилювача визначаються шляхом періодичного тестування цих елементів, фазове зрушення в акустичному тракті оцінюється теоретично.

Нехай випромінювання сигналу робиться квадратною мембраною малого розміру $2d \times 2d$ ($d \ll R$), розташованою на стінці каналу радіусу R (рис.2.1 2).

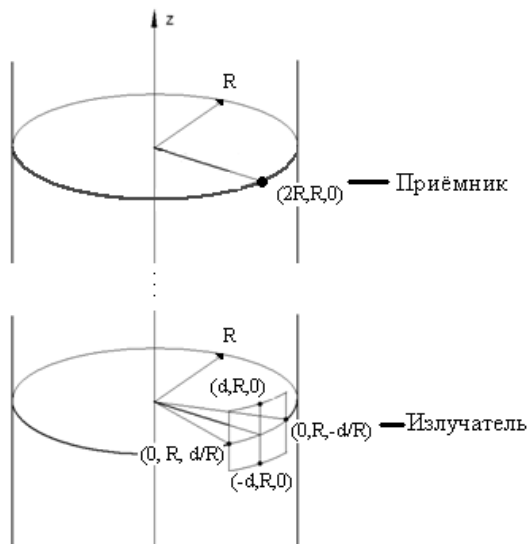


Рисунок 2.12 – Область розташування випромінюючої мембрани і точки прийому

Припустимо, що сигнал тиску, що випромінює, задається формулою:

$$p_{\text{ввл}}(t) = \sin\left(\frac{\pi f}{2}(t - t_{\text{длм}}/2)\right) \cos\left(\frac{\pi f}{4n}(t - t_{\text{длм}}/2)\right),$$

де f - частота акустичних коливань; n – число періодів; $t_{\text{длм}}$ - тривалість випромінювання (рис.2.13).

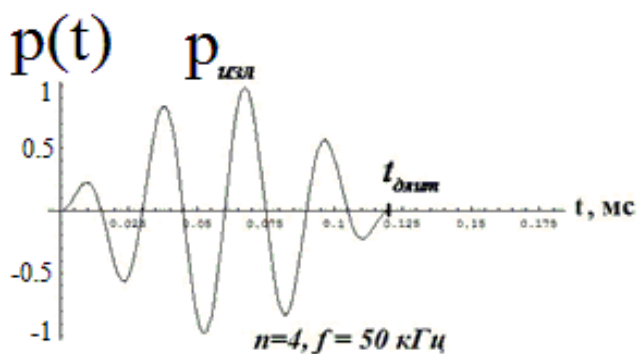


Рисунок 2.13 – Приклад сигналу тиску на випромінювачі

Рішення задачі зводиться до знаходження поля акустичного тиску $p = p(z, r, \theta, t)$ у каналі для будь-якого моменту часу. Відомо, що тиск p пов'язаний з потенціалом швидкості ψ співвідношенням:

$$p = \rho_0 \frac{\partial \psi}{\partial t},$$

де ρ_0 - щільність середовища. Потенціал швидкості ψ знаходиться з рішення хвильового рівняння :

$$\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial \psi}{\partial r} \right) + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 \psi}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 \psi}{\partial z^2} - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \psi}{\partial t^2} = 0$$

з граничними і початковими умовами:

$$\left. \frac{\partial \psi}{\partial r} \right|_{r=R} = \begin{cases} v(t) \cos\left(\frac{\pi}{2d} z\right) \cos\left(\frac{\pi R}{2d} \theta\right), & |z| \leq d, |\theta| \leq \frac{d}{R} \\ 0, & |z| > d, |\theta| \leq \pi \\ 0, & |z| \leq d, |\theta| > \frac{d}{R} \end{cases}$$

$$\psi(z, r, \theta, t)|_{t=0} = 0, \quad \left. \frac{\partial \psi}{\partial t}(z, r, \theta, t) \right|_{t=0} = 0,$$

де $v(t)$ - залежність швидкості коливання мембрани від часу; c - швидкість звуку в середовищі.

Для знаходження $\psi(z, r, \theta, t)$ застосовуються відомі методи перетворення Лапласа за часом і розщеплювання по змінних z, r и θ . При цьому зображення $\Psi(z, r, \theta, s)$ потенціалу швидкості представляється у вигляді:

$$\Psi(z, r, s) = \frac{v(s)R}{2d^2} \sum_{m=0}^{\infty} b_m I_m(z, r, s) \cos m\theta,$$

де

$$I_m(z, r, s) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\cos(\tau d)}{\left(\left(\frac{\pi}{2d}\right)^2 - \tau^2\right)} \frac{J_m\left(ri\sqrt{\left(\frac{s}{c}\right)^2 + \tau^2}\right) e^{iz\tau}}{\sqrt{\left(\frac{s}{c}\right)^2 + \tau^2} J'_m(Ri\sqrt{\left(\frac{s}{c}\right)^2 + \tau^2})} d\tau, \quad b_m = \frac{\cos(md/R)}{\left(\frac{\pi R}{2d}\right)^2 - m^2},$$

s – комплексна змінна перетворення Лапласа; i – уявна одиниця; $v(s)$ – зображення $v(t)$; $J_m(z)$ і $J'_m(z)$ – циліндрична функція Бесселя першого роду і її похідна, відповідно.

Інтеграл $I_m(z, r, s)$ знаходиться за допомогою відомої леми Жордана і представляється у вигляді суми вирахувань підінтегрального виразу у верхній комплексній напівплощині. У результаті I_m має вигляд :

$$I_m(z, r, s) = \sum_{n=1}^{\infty} F_{nm}(z, r, s),$$

причому $F_{nm}(z, r, s)$ мають вигляд:

$$F_{nm}(z, r, s) = \frac{2\pi}{a} \frac{-ch(s_{mn}d) J_m\left(\frac{r}{a} \alpha_{mn}\right) e^{-zs_{mn}}}{\left(\left(\frac{\pi}{2d}\right)^2 + s_{mn}^2\right) \varepsilon_{mn} J'_m(\alpha_{mn})} + \frac{2\pi}{a} \delta_0^m \frac{ch\left(\frac{s}{c}d\right) e^{-\frac{z}{c}}}{\left(\left(\frac{\pi}{2d}\right)^2 + \left(\frac{s}{c}\right)^2\right) \frac{s}{c}},$$

где $s_{mn} = \sqrt{\left(\frac{s}{c}\right)^2 + \left(\frac{\alpha_{mn}}{a}\right)^2}$, α_{mn} – n -й корень $J'_m(x)$, $ch(x)$ – гіперболический косинус,

$$\delta_0^m = \begin{cases} 1, & m = 0 \\ 0, & m \neq 0. \end{cases}$$

Зображення сигналу тиску, що приймається $p_{ввих}(s)$ в точці $(2R, R, 0)$ знаходять за формулою:

$$p_{\text{вх}}(s) = p_{\text{ex}}(s) \frac{\Psi(2R, R, 0, s)}{\Psi(0, 0, 0, s)},$$

Для розрахунку $p_{\text{вх}}(t)$ застосовується зворотне перетворення Лапласа, здійснюване за допомогою чисельної інтеграції в обчислювальному середовищі Mathematica 5.0. При цьому α_{mn} знаходяться за допомогою вбудованої в середу функції BesselJPrimeZeros, замість нескінченних меж підсумовування беруться кінцеві з урахуванням швидкої збіжності відповідних рядів.

На рис. 2.14 представлено приклад розрахунку $p_{\text{вх}}(t)$ при заданому $p_{\text{ex}}(t)$ (рис.2.24) для наступних параметрів системи: $R=200$ мм, $d=10$ мм, $c=300$ м/с. Прийнятий сигнал $p_{\text{вх}}(t)$ представляє набір сигналів, що мають різні тимчасові затримки. З рис. 2.24 видно, що тимчасові затримки отриманих сигналів співпадають з відміченими точками затримками, розрахованими геометричним шляхом за формулою $t_i=L_i/c$ (L_i – довжина i -го акустичного шляху, c – швидкість звуку), що підтверджує достовірність отриманих розрахунків і дозволяє по заданому часу затримки сигналу однозначно визначити акустичний шлях, уздовж якого він поширюється.

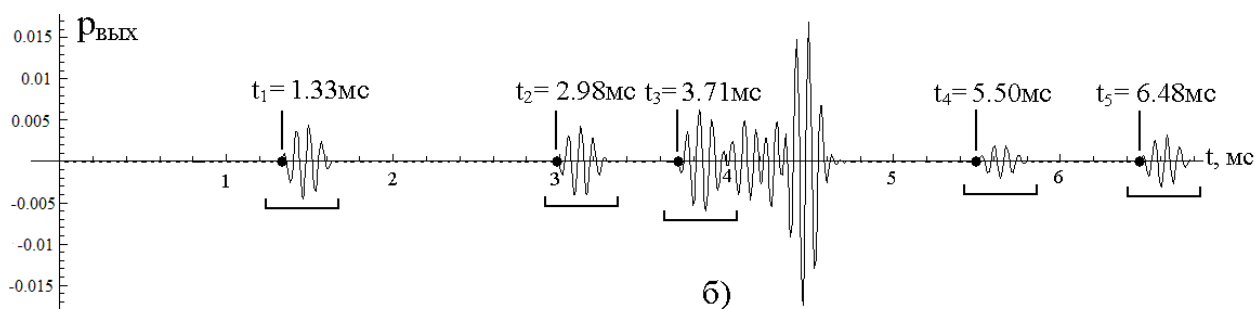


Рисунок 2.14 –Приклад чисельного розрахунку акустичного сигналу, що приймається

На підставі розрахунків виявлено, що кожен з прийнятих сигналів знає зрушення фази φ_1 гармонійного заповнення по відношенню до того, що випромінює, причому має місце наступна оцінка:

$$\varphi_1(m) = -\frac{\pi}{2}m - \delta\varphi, \quad \delta\varphi \approx 0.2\pi,$$

де m – число відображень від стінки каналу уздовж відповідного акустичного шляху; $\delta\varphi$ виникає через кінцівки розмірів випромінюючої мембрани, причому при зменшенні величини $\frac{d}{R}$ значення $|\delta\varphi|$ зменшується. Порівняльна картина сигналу (0), що випромінює, і прийнятого після одноразового відображення (1) представлена на рис. 2.15.

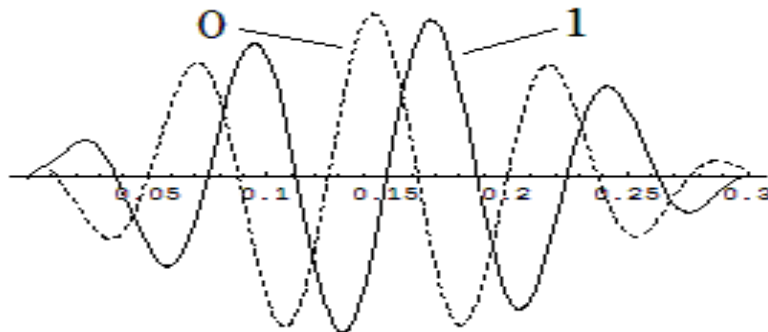


Рисунок 2.15 –Порівняння акустичних сигналів: 0– випромінюваний,
1 – що приймається після одного віддзеркалення

Фізично наявність зрушення фази пояснюється тим, що при кожному відображенні від увігнутої стінки каналу акустична хвиля проходить особливу область (каустичну поверхню), в якій, як відомо, не виконуються закони геометричної акустики.

Облік фазового зрушення в акустичному тракті дозволив усунути погрішність виміру часу поширення сигналу, викликану неточністю знаходження опорного сигналу. Наприклад, для акустичного тракту з випромінювачем в 40 кГц погрішність, що усувається, складає 1,8%.

Такий перетворювач забезпечує ефективне випромінювання і прийом ультразвуку на резонансній частоті за рахунок перетворення радіальних коливань диска п'єзокераміки у вигинисті коливання металевої мембрани до-

силь великої амплітуди. Випромінюючий елемент (рис.2.16) датчика виготовлений із сталі і є стійким до дії хімічно агресивних середовищ.



Рисунок 2.16 –П'єзоелектричний перетворювач, зовнішній вид

Розрахунок оптимальної конструкції випромінювача проведений методом кінцевих елементів на основі відомого програмного комплексу. Схема випромінюючого елемента (випромінювача) представлена на рис.2.17.

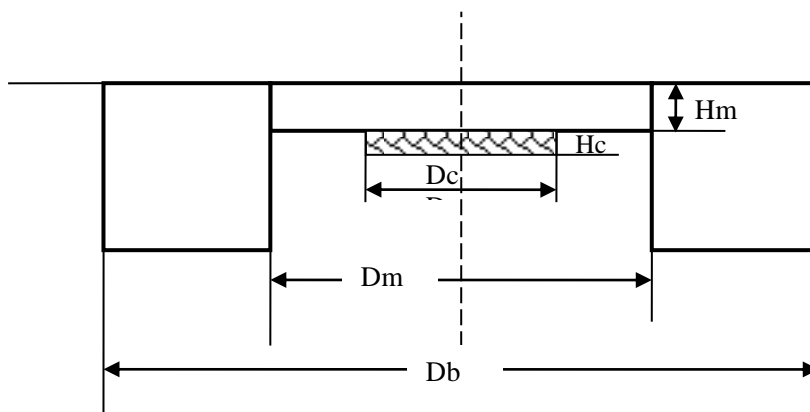


Рисунок 2.17 –Модель випромінювача

У розрахунках контакт п'єзокераміки і мембрани вважається ідеальним, нижня поверхня корпусу жорстко закріплена, інші поверхні вважаються вільними від зовнішньої напруги. Розглянуті три варіанти матеріалу мембрани і корпусу : сталь, титан і алюміній. В якості матеріалу п'єзокераміки використовується PZT - 5A, вітчизняним аналогом якої є ЦТС-19 (цирконат-титанат

свинець). Вважається, що диск п'єзокераміки поляризований по товщині, його верхня поверхня заземлена, а на нижню подається заданий потенціал.

Найважливішими характеристиками мембранного резонансного п'єзо-датчика є його резонансна частота f_R і коефіцієнт електромеханічного перетворення $k=v/U$, де v - середня по поверхні амплітуда швидкості мембрани при поданні гармонійної напруги з амплітудою U .

На основі чисельного розрахунку побудована залежність резонансної частоти f_R від величини H_m (рис.2.18) при наступних геометричних розмірах датчика : $D_m=11$ мм, $D_b=16$ мм, $H_c=0,3$ мм, $D_c=0,85$ мм. На датчик подається гармонійна напруга з амплітудою $U=1$ В.

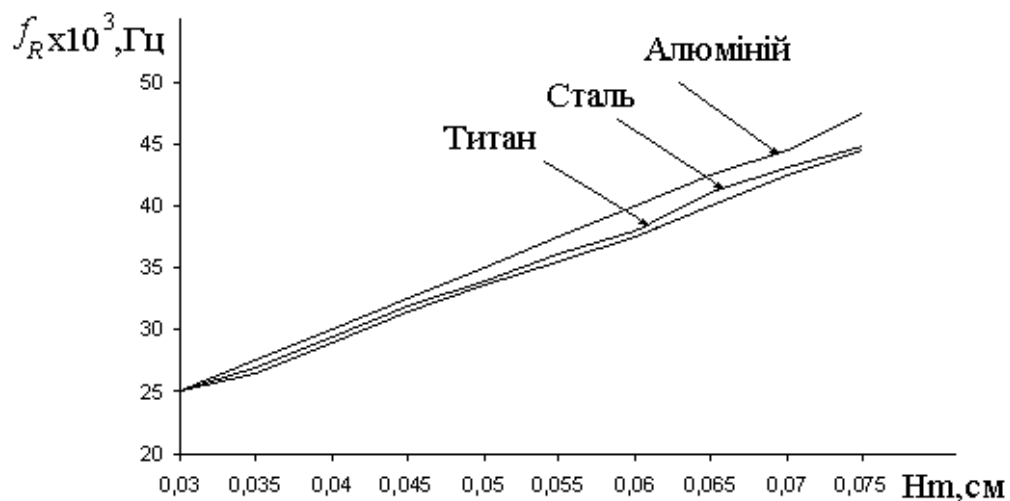


Рисунок 2.18 – Залежність резонансної частоти коливання від товщини мембрани

З рис. 2.18 видно, що зі збільшенням товщини мембрани резонансна частота підвищується. Ще одним практично важливим завданням є підбір розмірів п'єзокерамічного диска, при якому досягатиметься найбільш ефективно електромеханічне перетворення енергії.

На рис. 2.19 представлена залежність коефіцієнта електромеханічного перетворення k від діаметру п'єзодиску D_c , з якої видно, що існує область значень D_c , в якій k досягає максимуму. Відповідно до рис.2.18 для ефектив-

ного електромеханічного перетворення енергії для датчика з діаметром $D_m=11$ мм слід вибрати п'єзокерамічний диск з діаметром $D_{\text{сонт}} \approx 8,5-9$ мм [20].

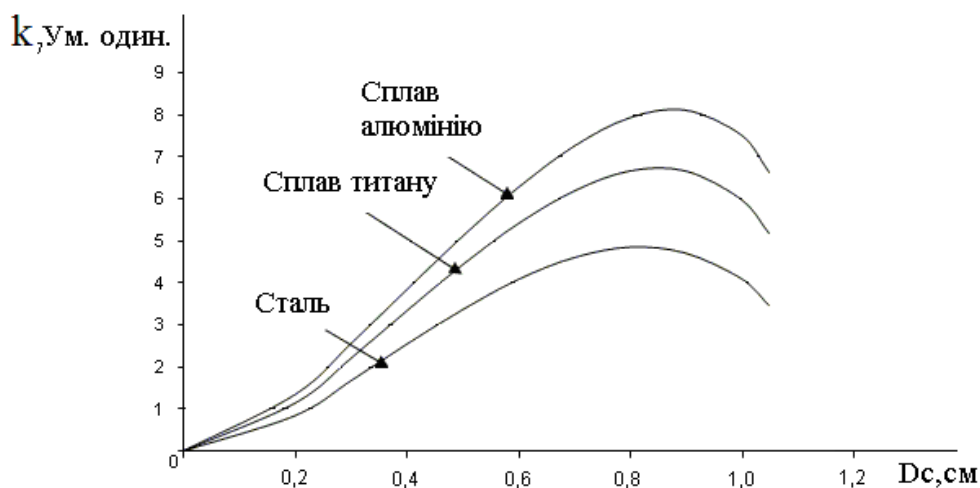


Рисунок 2.19 – Залежність коефіцієнта електромеханічного перетворення від діаметру п'єзодиска

Таким чином, знайдені оптимальні параметри конструкції ефективного випромінювача.

2.11 Розробка схеми приладу

На основі розрахованих параметрів конструкції та запропонованої структурної схеми (рис.2.11) розроблено схему електричну принципову ультразвукового пристрою для контролю переміщення об'єкту. В запропонованому пристрої приймач і передавач працюють на одній і тій же частоті. У передавачі і приймачі використовуються ультразвукові п'єзоелектричні перетворювачі. Передавач зібраний на двох елементах НІ N1, N2 ІС3, що утворюють мульти-вібратор. Генерований сигнал випромінюється УЗ перетворювачем підключе-

ним до точок 5 і 6. Частота генерації підлаштовується резистором R2 (рис. 2.20).

У приймачі використовується аналогічний УЗ перетворювач для прийому відбитих сигналів передавача. Малі електричні сигнали посилюються транзистором TR3 і операційним підсилювачем IC1. Посилений сигнал випрямляється і фільтрується елементами D1, D2, C8 і поступає на операційний підсилювач на IC2. Коефіцієнт посилення регулюється змінним резистором P1. Схема відрегульована таким чином, що залишається стабільною при постійності частоти випромінювання передавача. Якщо в контрольованій області щось переміщається, то сигнал, що приймається, стає спотвореним і викликає розбалансування схеми. Грубі зміни сигналу на виході IC2 випрямляються елементами D3, D4, C12 і подаються на схему тригера Шмідта зібраного на елементах N3, N4 IC3

Тригери Шмідта є специфічними логічними елементами, спеціально розрахованими на роботу з вхідними аналоговими сигналами. Вони призначені для перетворення вхідних аналогових сигналів у вихідні цифрові сигнали. Поява таких мікросхем пов'язана в першу чергу з необхідністю відновлення форми цифрових сигналів, спотворених в результаті проходження по лініях зв'язку. Фронти таких сигналів виявляються пологими, внаслідок чого форма сигналів замість прямокутної може стати близькою до трикутної, або синусоїдальної. До того ж сигнали, що передаються на великі відстані, сильно спотворюються шумами і перешкодами. Відновити їх форму в початковому виді, усунути вплив перешкод і шумів якраз і покликані тригери Шмідта.

Тригер у свою чергу включає ланцюг тривожної сигналізації через транзистори TR1, TR2 в яку входить реле (підключається до точки 9). Напруга живлення схеми складає 9 - 12 Вольт.

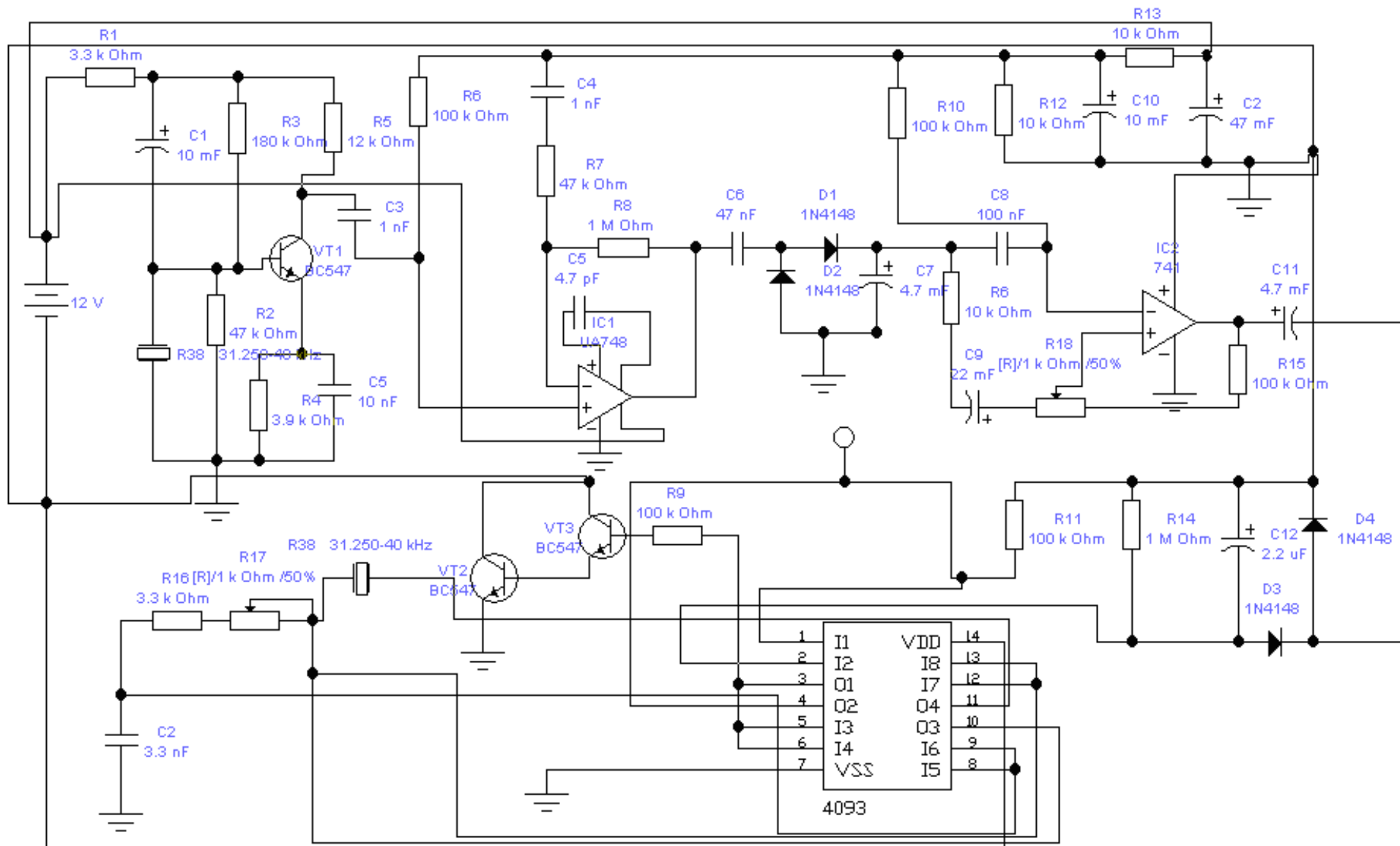


Рисунок 2.20 –Електрична –принципова схема приладу

2.12 Налаштування роботи схеми

Для налагодження схеми необхідно під'єднати між позитивним полюсом джерела живлення і виводом 9 на схемі послідовно сполучений світлодіод і резистор номіналом 560 Ом. Потім з'єднаєте позитивний полюс джерела живлення з точками на схемі позначені як V_{cc+} .

Движок змінного резистора встановлюємо в середнє положення. Потім повільно рухаємо движок підладнювального резистора і одночасно перемищуємо кисть руки перед перетворювачем до тих пір, поки не спалахуватиме тестовий світлодіод підключений до точки 9. Швидше зробити налаштування можна, якщо використати частотомір.

Для цього під'єднаємо частотомір паралельно передавальному УЗ перетворювачу. Настроюючи R2 домагаємося збігу частоти генератора і паспортного значення УЗ перетворювача. Потім R1 встановлюють необхідну чутливість. Як варіант можна використати НЧ осцилограф підключений до колектора TR3. В цьому випадку також настраюється частота генератора по максимальній амплітуді відбитого сигналу.

Амплітуда відбитого сигналу на необхідній частоті буде максимальна якщо уся система УЗ перетворювачів налагоджена в резонанс.

Якщо замкнути на схемі точки 7 і 8 система скидатиметься вручну. При розімкнених точках 7 і 8 УЗ прилад дає короткі сигнали при появі сторонніх об'єктів і самостійно скидається в початкове положення при їх зникненні.

Одним із основних елементів схеми, є імпульсний діод марки КД522, розрахунок якого приведений нижче [14].

2.13 Розрахунок основних параметрів і характеристик імпульсних діодів на основі кремнію

2.13.1 Вихідні дані

Для розрахунку був обраний діод марки КД522(рис.2.21). Діод є кремнієвим дифузійним. Маса діода не більше 0,15 г.

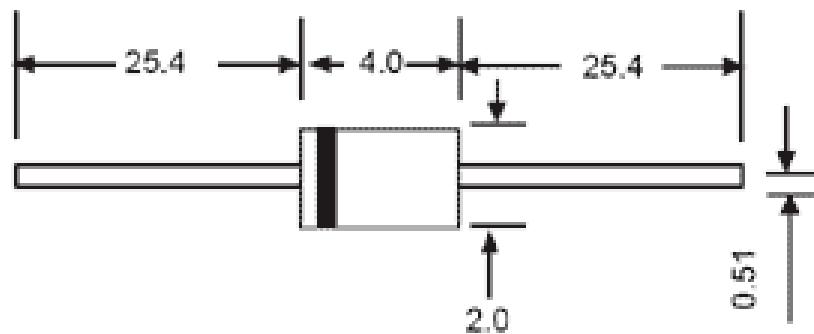


Рисунок 2.21 –Імпульсний діод марки КД522

Вихідні дані:

- Коефіцієнт теплової дифузії $D_0 = 10,5 \text{ см}^2/\text{с}$
- Енергія іонізації акцепторів $\Delta E_{\text{акт}} = 4 \cdot 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ Дж}$
- Постійна Больцмана $k = 1,38 \cdot 10^{-23} \text{ Дж/К}$
- Питомий опір $\rho_n = 4,2 \text{ Ом}\cdot\text{см}$
- Градієнт концентрації $a = 3,6 \cdot 10^{19} \text{ см}^{-3}$
- Рухливість дірок $\mu_p = 480 \text{ см}^2/\text{В}\cdot\text{с}$
- Кімнатна температура $T_w = 300 \text{ К}$
- Концентрація електронів у власному напівпровіднику $n_i = 1,6 \cdot 10^{10} \text{ см}^{-3}$
- Заряд електрона $q = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ Кл}$
- Діелектрична постійна $\epsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12} \text{ Ф/м}$
- Ширина забороненої зони $\Delta E_g = 1,11 \cdot 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ Дж}$
- Площа перерізу напівпровідника $A_{\text{пер}} = 0,346 \text{ мм}^2$

- Діелектрична проникність $\varepsilon = 11,7 \text{ Ф/м}$
- Тепловий потенціал $\varphi_t = 0,031 \text{ В}$

2.13.2 Розрахунок параметрів і характеристик діода

У ІМС діоди найчастіше використовують як випрямлячів, або елементів з односторонньою електропровідністю. Це властивість властива р-п переходу, на якому виникає потенційний бар'єр, що перешкоджає переміщенню основних носіїв заряду.

Використовуючи програму Ексел розрахуємо наступні параметри діода:
Напруга пробою плавного р-п переходу:

$$U_{np} = 60 \cdot \left(\frac{\Delta E_g}{1,1 \cdot q} \right)^{1,2} \cdot \left(\frac{a}{3 \cdot 10^{20}} \right)^{-0,4} \quad (2.1)$$

$$U_{np} = 60 \cdot \left(\frac{1,11 \cdot 1,6 \cdot 10^{-19}}{1,1 \cdot 1,6 \cdot 10^{-19}} \right)^{1,2} \cdot \left(\frac{3,6 \cdot 10^{19}}{3 \cdot 10^{20}} \right)^{-0,4} = 141,64 \text{ (В)},$$

де ΔE_g - ширина забороненої зони;

q - заряд електрона;

a – градієнт концентрації.

Максимальна зворотна напруга плавного р-п переходу:

$$U_{\max} = 0,5 \cdot U_{np} = 0,5 \cdot 141,64 = 70,82 \text{ (В)} \quad (2.2)$$

Контактна різниця потенціалів плавного р-п переходу:

$$\varphi_k = \varphi_t \cdot \left(1,61 \cdot \log \left(\frac{3\varepsilon\varepsilon_0\varphi_t \cdot a^2}{qn_i^3} \right) + 0,8 \right) \quad (2.3)$$

$$\varphi_k = 0,03 \cdot \left(1,61 \cdot \log \left(\frac{3 \cdot 11,7 \cdot 8,85 \cdot 10^{-12} \cdot 0,031 \cdot (3,6 \cdot 10^{19})^2}{1,6 \cdot 10^{-19} \cdot (1,6 \cdot 10^{10})^3} \right) + 0,8 \right) = 0,948 (В),$$

де ε - діелектрична проникність;

ε_0 - діелектрична постійна;

n_i - концентрація електронів у власному напівпровіднику;

q - заряд електрона;

a - градієнт концентрації.

Ширину ОПЗ при U_{\max} і при нульовому U_0 розрахуємо за допомогою програми Pascal.

$$\delta(U) = \sqrt[3]{\frac{\varepsilon\varepsilon_0 \cdot (\varphi_k - U)}{q \cdot a}} \quad (2.4)$$

$$\delta(-U_{\max}) = \sqrt[3]{\frac{12 \cdot 11,7 \cdot 8,85 \cdot 10^{-12} \cdot (0,948 + 600)}{1,6 \cdot 10^{-19} \cdot 3,6 \cdot 10^{19}}} = 5,06 \cdot 10^{-6} (м)$$

$$\delta(0) = \sqrt[3]{\frac{12 \cdot 11,7 \cdot 8,85 \cdot 10^{-12} \cdot 0,948}{1,6 \cdot 10^{-19} \cdot 3,6 \cdot 10^{19}}} = 0,59 \cdot 10^{-6} (м)$$

Бар'єрна ємність при U_{\max} :

$$C_{\text{бар}} = \frac{\varepsilon\varepsilon_0 A_{\text{пер}}}{\delta(-U_{\max})} = \frac{11,7 \cdot 8,85 \cdot 10^{-12} \cdot 0,346 \cdot 10^{-5}}{5,06 \cdot 10^{-6}} = 7,08 (нФ) \quad (2.5)$$

Побудуємо вольт-амперна характеристику діода.

Для побудова зворотної гілки ВАХ розрахуємо наступні параметри:

Коефіцієнт дифузії неосновних носіїв заряду D_p і дифузійну довжину нерівноважних носіїв L_p :

$$D_p = \frac{k \cdot T_w}{q} \cdot \mu_p = \frac{1,38 \cdot 10^{-23} \cdot 300}{1,6 \cdot 10^{-19}} \cdot 500 = 12,93 \left(\frac{\text{см}^2}{\text{с}} \right), \quad (2.6)$$

де T_w – кімнатна температура;

μ_p – рухливість дірок.

$$L_p = \sqrt{D_p \cdot \tau_p} = \sqrt{12,93 \cdot 8,052 \cdot 10^{-6}} = 0,01 (\text{см}) \quad (2.7)$$

Струм насичення:

$$I_s = q \cdot n_i^2 \cdot \frac{D_p \cdot A_{per}}{C_b \cdot L_p} \quad (2.8)$$

$$I_s = 1,6 \cdot 10^{-19} \cdot (1,6 \cdot 10^{10})^2 \cdot \frac{12,93 \cdot 0,346 \cdot 10^{-5}}{7,08 \cdot 10^{-6} \cdot 0,01} = 2,59 \cdot 10^{-13} (\text{А})$$

Генераційний струм:

$$I_g(U) = \frac{A_{per} \cdot q \cdot n_i}{2 \cdot \tau_p} \cdot \sqrt[3]{\frac{12 \varepsilon \varepsilon_0 \cdot (\varphi_k - U)}{q \cdot a}} \quad (2.9)$$

$$I_g = \frac{0,346 \cdot 10^{-5} \cdot 1,6 \cdot 10^{-19} \cdot 1,6 \cdot 10^{10}}{2 \cdot 8,052 \cdot 10^{-6}} \cdot \sqrt[3]{\frac{12 \cdot 11,7 \cdot 8,85 \cdot 10^{-12} \cdot 0,948}{1,6 \cdot 10^{-19} \cdot 3,6 \cdot 10^{19}}} = 3,25 \cdot 10^{-16} (\text{А})$$

За формулою (2.10), що описує загальний зворотний струм, за допомогою програми Pascal, змінюючи напругу на діоді з кроком у 10 В знайдемо струм. Отримані дані занесемо в таблицю (2.2) і побудуємо зворотну гілку діода (рис 2.22)

$$I_1(U) = I_s \left(\exp\left(\frac{U}{\varphi_t}\right) - 1 \right) - I_g(U) \quad (2.10)$$

Програма підрахунку залежності I (U) (зворотна гілка):

```

Program VAX1;
Var T:integer;
I,Is,U,ft,Ig:real;
Begin
Readln (T,Is,U,ft,Ig);
I:= Is*(exp(U/ft)-1)-Ig*(U));
Writeln ('I:=',I);
Readln;
End.

```

Аналогічним чином, використовуючи формулу (2.11), яка описує ВАХ діода, змінюючи напругу на діоді з кроком 0,1 В, побудуємо пряму гілку діода. Дані занесемо в табл. 2.2 та побудуємо на графіку (рис.2.23) [15]

$$I = I_0 \left(\exp \frac{qU}{kT} - 1 \right) \quad (2.11)$$

Програма підрахунку залежності I(U) (пряма гілка):

```

Program VAX2;
Var T:integer;
I,I0,U,q,k:real;
Begin
Readln (T,I0,U,q,k);
I:= I0*(exp((q*U)/(k*T))-1));
Writeln ('I:=',I);
Readln;
End.

```

Таблиця 2.2- Дані для побудови зворотної гілки ВАХ діода

I(мкА)	0	-0,252	-0,441	-0,701	-1,012	-1,392	-1,793
U(V)	0	-10	-20	-30	-40	-50	-60

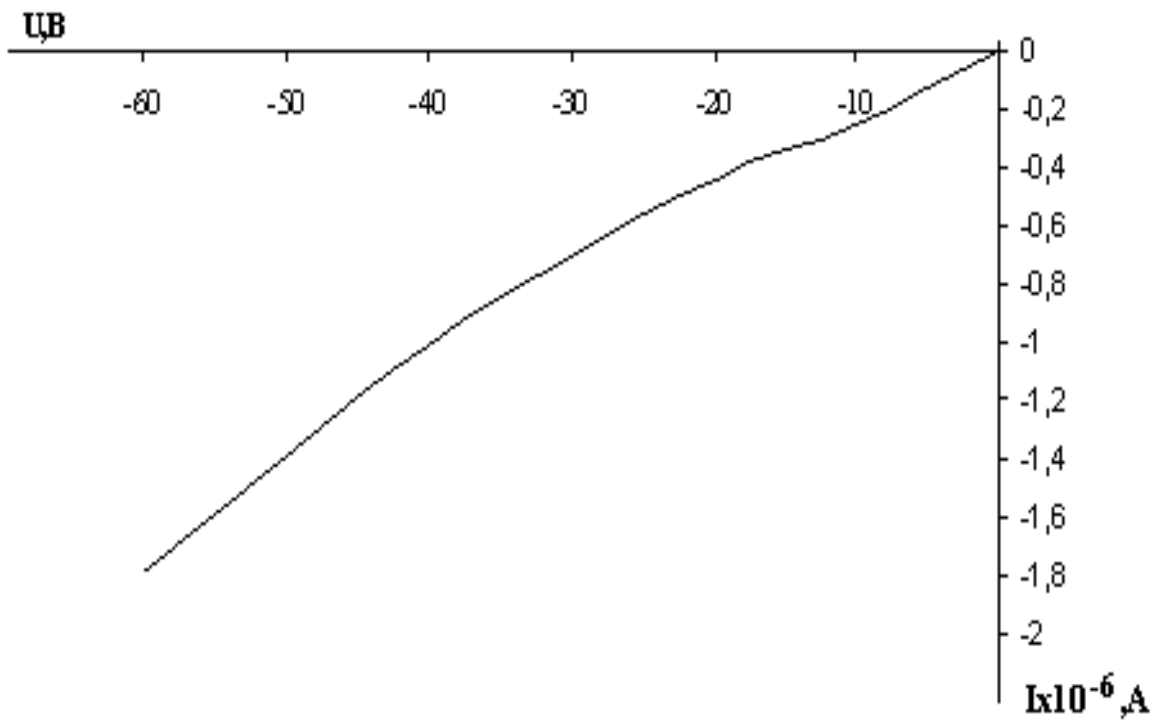


Рисунок 2.22 – Вольт-амперна характеристика діода (зворотна гілка)

Таблиця 2.3- Дані для побудови прямої гілки ВАХ діода

I(мкА)	0	0,4	0,7	2,9	9,3	13,8	20,5	30,1	40,9	49,1	55,04	63,04	71,6	80,32
U(V)	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1	1,1	1,2	1,3

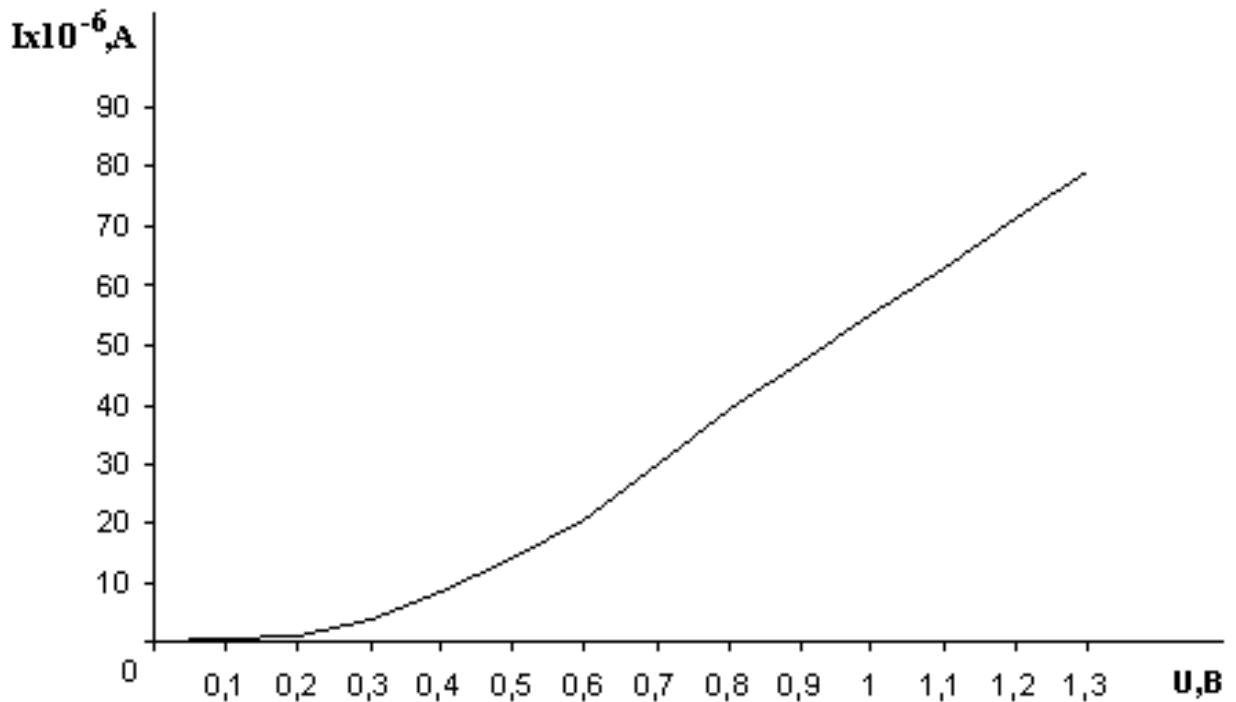


Рисунок 2.23 - Вольт-амперна характеристика діода (пряма гілка)

2.14 Джерела шуму і перешкод при зборці схеми

Шум і перешкоди є основними елементами, що обмежують якісні характеристики схем. Перешкоди можуть як випромінюватися джерелами, так і наводитися на елементи схеми. Аналогова схема часто розташовується на друкованій платі разом зі швидкодіючими цифровими компонентами, включаючи цифрові сигнал-процесори (DSP).

Високочастотні логічні сигнали створюють значні радіочастотні перешкоди (RFI). Кількість джерел випромінювання шуму величезна: ключові джерела живлення цифрових систем, мобільні телефони, радіо і телебачення, джерела живлення ламп денного світла, персональні комп'ютери, грозові розряди і так далі. Навіть якщо аналогова схема працює в звуковому частотному діапазоні, радіочастотні перешкоди можуть створювати помітний шум у вихідному сигналі.

2.15 Категорії матеріалів для виготовлення печатних плат

Вибір конструкції друкованої плати є важливим чинником, що визначає механічні характеристики при використанні пристрою в цілому. Для виготовлення друкованих плат використовуються матеріали різного рівня якості.

Шаруваті матеріали позначаються індексами FR (flame resistant, опірність до займання) і G. Матеріал з індексом FR-1 має найбільшу горючість, а FR-5 - найменшою. Матеріали з індексами G10 і G11 мають особливі характеристики. Матеріали друкованих плат приведені в таблиці 2.4.

Печатні плати категорії FR-1 не стійкі до теплової дії, і більш схожі на картон, тому таку категорію печатних плат дуже рідко використовують в виробництві.

FR-4 часто використовується при виготовленні промислового устаткування, в той час, як FR-2 використовується у виробництві побутової техніки. Ці дві категорії стандартизовані в промисловості, а друковані плати FR-2 і FR-4 часто підходять для більшості додатків. Але іноді неідеальність характеристик цих категорій примушує використати інші матеріали. Наприклад, для дуже високочастотних додатків, як матеріал друкованих плат використовуються фторопласт і навіть кераміка. Проте, чим екзотичніше матеріал друкованої плати, тим вище може бути вартість.

При виборі матеріалу друкованої плати слід звернути особливу увагу на його гігроскопічність, оскільки цей параметр може зробити сильний негативний ефект на бажані характеристики плати - поверхневий опір, витоки, високовольтні ізоляційні властивості (пробої і іскріння) і механічна міцність. Також слід звернути увагу на робочу температуру. Ділянки з високою температурою можуть зустрічатися в несподіваних місцях, наприклад, поряд з великими цифровими інтегральними схемами, перемикання яких відбуваються на високій частоті. Якщо такі ділянки розташовані безпосередньо під анало-

говими компонентами, підвищення температури може позначитися на зміні характеристик аналогової схеми [16].

Таблиця 2.4 – Категорії матеріалів для виготовлення печатних плат

Категорія	Компоненти
FR-1	папір, фенольна композиція : пресування і штампування при кімнатній температурі, високий коефіцієнт гігроскопічності
FR-2	папір, фенольна композиція : застосовний для односторонніх друкованих плат побутової техніки, невисокий коефіцієнт гігроскопічності
FR-3	папір, епоксидна композиція : розробки з гарними механічними і електричними характеристиками
FR-4	склотекстоліт, епоксидна композиція : прекрасні механічні і електричні властивості
FR-5	склотканина, епоксидна композиція : висока міцність при підвищених температурах, відсутність займання
G10	склотканина, епоксидна композиція : високі ізоляційні властивості, найбільш висока міцність склотканини, низький коефіцієнт гігроскопічності
G11	склотканина, епоксидна композиція : висока міцність на вигин при підвищених температурах, висока опірність розчинникам

Після того, як матеріал друкованої плати вибраний, необхідно визначити товщину фольги друкованої плати. Цей параметр в першу чергу вибирається виходячи з максимальної величини протікаючого струму.

2.16 Кількість шарів печатної плати

Залежно від загальної складності схеми і якісних вимог необхідно визначити кількість шарів друкованої плати.

2.16.1 Одношарові друковані плати

Дуже прості електронні схеми виконуються на односторонніх платах з використанням дешевих фольгованих матеріалів (FR - 1 або FR - 2) і часто мають багато перемичок, нагадуючи двосторонні плати. Такий спосіб створення друкованих плат рекомендується тільки для низькочастотних схем. Односторонні друковані плати великою мірою сприйнятливі до наведень. Хорошу односторонню друковану плату досить складно розробити через багато причин. Проте хороші плати такого типу зустрічаються, але при їх розробці вимагається дуже багато що обмірковувати заздалегідь.

2.16.2 Двошарові друковані плати

На наступному рівні стоять двосторонні друковані плати, які у більшості випадків використовують як матеріал підкладки FR, - 4, хоча іноді зустрічається і FR - 2. Застосування FR - 4 прийнятніше, оскільки в друкованих платах з цього матеріалу отвору виходять більше кращої якості. Схеми на двосторонніх друкованих платах розводяться набагато легше, оскільки в двох шарах простіше здійснити розводку пересічних трас. Проте для аналогових схем перетин трас виконувати не рекомендується. Де можливо, нижній шар (bottom) необхідно відводити під полігон землі, а інші сигнали розводити у верхньому шарі (top). Використання полігону як земляної шини дає декілька переваг:

- загальний дріт є дротом, що найчастіше підключається в схемі; тому резонно мати "багато спільного дроти для спрощення розводки.
- збільшується механічна міцність плати.
- зменшується опір усіх підключень до загального дроту, що, у свою чергу, зменшує шум і наведення.
- збільшується розподілена місткість для кожного ланцюга схеми, допомагаючи пригнічувати випромінюваний шум.
- полігон, що є екраном, пригнічує наведення, що випромінюються джерелами, розташованими з боку полігону.

Двосторонні друковані плати, незважаючи на усі свої переваги, не є кращими, особливо для малосигнальних або високошвидкісних схем. У загальному випадку, товщина друкованої плати, тобто відстань між шарами металізації, дорівнює 1,5 мм, що надто багато для повної реалізації деяких переваг двошарової друкованої плати, приведених вище. Розподілена місткість, наприклад, занадто мала із-за такого великого проміжку.

2.16.3 Багатошарові друковані плати

Для складних розробок схемотехніки потрібно багатошарові друковані плати (БДП). Деякі причини їх застосування очевидні:

- така ж зручна, як і для шини загального дроту, розводка шин живлення; якщо як шини живлення використовуються полігони на окремому шарі, то досить просто за допомогою перехідних отворів здійснити підведення живлення до кожного елемента схеми;
- сигнальні шари звільняються від шин живлення, що полегшує розводку сигнальних провідників;
- між полігонами землі і живлення з'являється розподілена місткість, яка зменшує високочастотний шум.

Окрім цих причин застосування багат шарових друкованих плат існують інші, менш очевидні :

- краще пригнічення електромагнітних (ЕМІ) і радіочастотних (RFI) завад завдяки ефекту відображення (image plane effect), відомому ще за часів Маркони. Коли провідник розміщується близько до плоскої поверхні, що проводить, велика частина поворотних високочастотних струмів протікатиме по площині безпосередньо під провідником. Напрямок цих струмів буде протилежний до напрямку струмів в провіднику. Таким чином, відображення провідника в площині створює лінію передачі сигналу. Оскільки струми в провіднику і в площині рівні за величиною і протилежні по напрямку, створюється деяке зменшення випромінюваних перешкод. Ефект відображення ефективно працює тільки при нерозривних суцільних полігонах (ними можуть бути як полігони землі, так і полігони живлення). Будь-яке порушення цілісності призводитиме до зменшення пригнічення перешкод.

- зниження загальної вартості при дрібносерійному виробництві. Попри те, що виготовлення багат шарових друкованих плат обходиться дорожче, їх можливе випромінювання менше, ніж у одно- і двошарових плат. Отже, в деяких випадках застосування лише багат шарових плат дозволить виконати вимоги по випромінюванню, поставлені при розробці, і не проводити додаткових випробувань і тестувань. Застосування БДП може понизити рівень випромінюваних перешкод на 20 дБ в порівнянні з двошаровими платами [17].

2.16.4 Порядок дотримання шарів

При вирішенні цього питання важливо пам'ятати, що часто розташування шарів не має особливого значення, оскільки всі компоненти розташовуються на зовнішніх шарах, а шини, що підводять сигнали до їх виво-

дів, іноді проходять через усі шари. Тому будь-які екранні ефекти є лише компромісом. В даному випадку краще потурбуватися про створення великої розподіленої місткості між полігонами живлення і землі, розташувавши їх у внутрішніх шарах.

Іншою перевагою розташування сигнальних шарів зовні є доступність сигналів для тестування, а також можливість модифікації зв'язків. Будь-хто, хто хоч раз змінював з'єднання провідників, розташованих у внутрішніх шарах, оцінить цю можливість.

Для друкованих плат з більше, ніж чотирма шарами, існує загальне правило розташовувати високошвидкісні сигнальні провідники між полігонами землі і живлення, а низькочастотним відводити зовнішні шари.

2.17 Паразитні ефекти друкованої плати

Між провідниками друкованої плати, що знаходяться на різних шарах, виникає ємнісний зв'язок, коли вони перетинаються. Іноді це може створити проблему. Провідники, що знаходяться один над одним на суміжних шарах, створюють довгий плівковий конденсатор. Місткість такого конденсатора розраховується за формулою, яка розраховується з урахуванням міжшарової ємності (рис. 2.24).

$$C = 0,0085 \cdot E_R \cdot \frac{A}{d},$$

де C – ємність, пФ;

E_R – діелектрична постійна;

A – площа перекриття, мм²;

d – відстань між шарами.

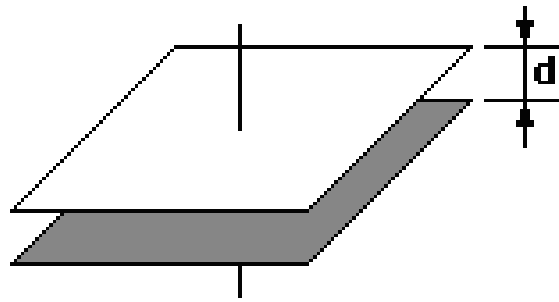


Рисунок 2.24 – Міжшарова ємність

Наприклад, друкована плата може мати наступні параметри:

- 4 шари; сигнальний і шар полігону землі - суміжні,
- міжшаровий інтервал - 0,2 мм,
- ширина провідника - 0,75 мм,
- довжина провідника - 7,5 мм.

Типове значення діелектричної постійною ϵ_r для FR - 4 дорівнює 4.5.

Підставивши усі значення у формулу, отримаємо значення ємності між цими двома шинами, рівне 1,1 пФ. Рисунок 2.25 ілюструє ефект від місткості в 1 пФ, що виникає при підключенні її до інвертуючого входу високочастотного операційного підсилювача.

Видно, що відбувається подвоєння амплітуди вихідного сигналу на частотах, близьких до верхньої межі частотного діапазону ОУ. Це, у свою чергу, може привести до генерації, особливо на робочих частотах антени (вище 180 МГц).

Цей ефект породжує численні проблеми, для вирішення яких, проте, існує багато способів. Найочевидніший з них - зменшення довжини провідників. Інший спосіб - зменшення їх ширини. Немає причини застосування провідника такої ширини для підведення сигналу до інвертуючого входу, оскільки по цьому провідникові протікає дуже невеликий струм.

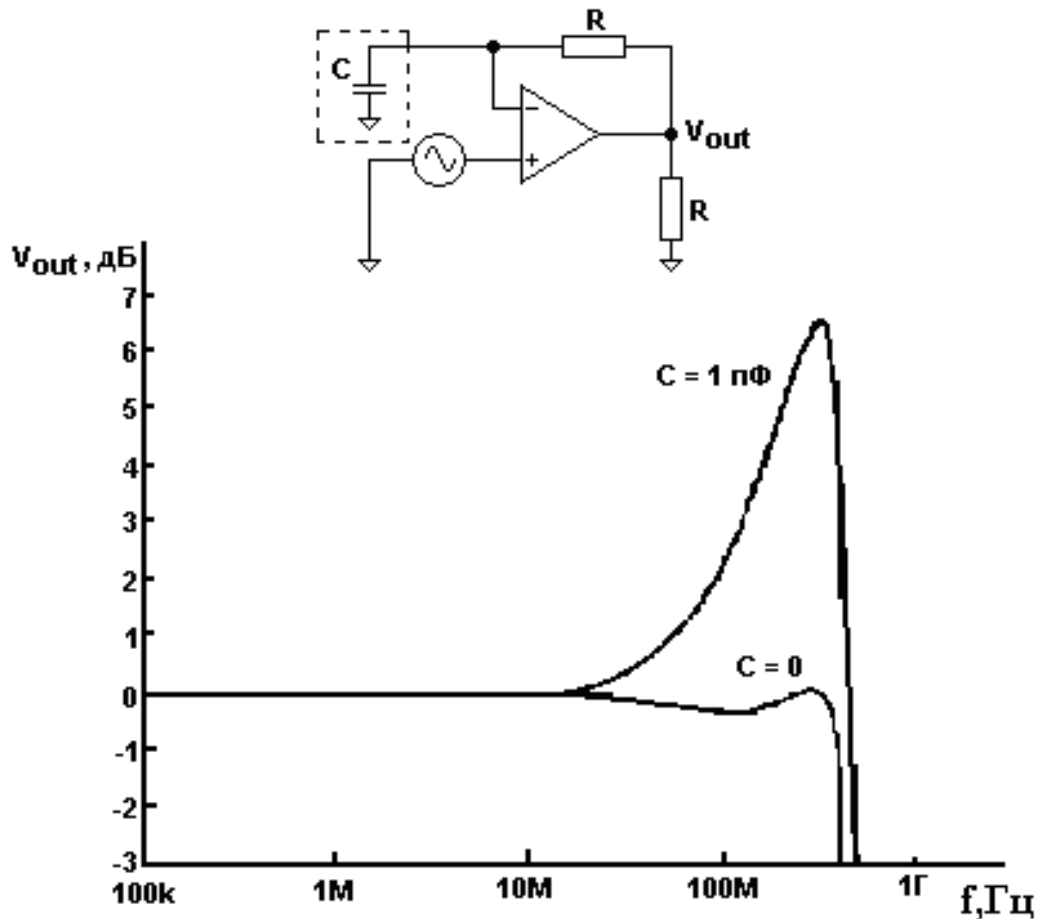


Рисунок 2.25 –Ефект від ємності на вході, що інвертує операційного підсилювача

Зменшення довжини траси до 2,5 мм, а ширину до 0,2 мм приведе до зменшення місткості до 0,1 пФ, а така місткість вже не приведе до такого значного підйому частотної характеристики. Ще один спосіб рішення - видалення частини полігону під інвертуючим входом і провідником, відповідним до нього.

Інвертуючий вхід операційного підсилювача, особливо, високошвидкісного, великою мірою схильний до генерації в схемах з високим коефіцієнтом посилення. Це відбувається із-за небажаної місткості вхідного каскаду ОУ. Тому, у край важливо зменшити паразитну місткість і розташовувати компоненти зворотного зв'язку настільки близько до інвертуючого входу наскільки це можливо. Якщо, незважаючи на вжиті заходи, відбувається збу-

дження підсилювача, то необхідно пропорційно зменшити опори резисторів зворотному зв'язку для зміни резонансної частоти ланцюга. Також може допомогти і збільшення резисторів, правда, значно рідше, оскільки ефект збудження залежить і від імпедансу схеми. При зміні резисторів зворотного зв'язку не можна забувати і про зміну місткості конденсатора, що коригує. При зменшенні опорів резисторів збільшується споживана потужність схеми.

Ширину провідників друкованої плати неможливо нескінченно зменшити. Гранична ширина визначається як технологічним процесом, так і завтовшки фольга. Якщо два провідники проходять близько один до одного, то між ними утворюється ємнісний і індуктивний зв'язок (рис. 2.26).

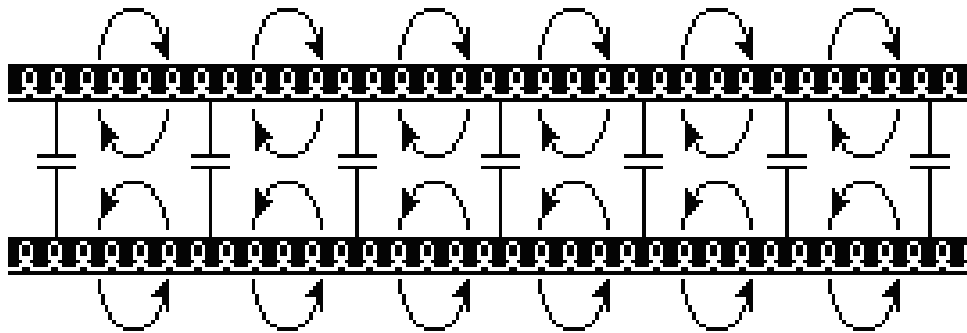


Рисунок 2.26 –Взаємозв'язок між паралельними сигнальними провідниками

Сигнальні провідники не повинні розводитися паралельно один одному, виключаючи випадки розводки диференціальних або мікросмужкових ліній. Проміжок між провідниками має бути мінімум в три рази більше ширини провідників.

Місткість між трасами в аналогових схемах може створити утруднення при великих опорах резисторів (декілька МОм). Відносно велика ємнісний зв'язок між тим, що інвертує і не інвертує входами операційного підсилювача легко може привести до самозбудження схеми.

Всякий Раз, коли при розводці друкованої плати з'являється необхідність в створенні перехідного отвору, тобто міжшарового з'єднання (рис.

2.27), необхідно пам'ятати, що при цьому виникає також паразитна індуктивність. При діаметрі отвору після металізації d і довжині каналу h індуктивність можна вичислити по наступній наближеній формулі:

$$L \cong \frac{h}{5} \cdot \left(1 + \ln \left(\frac{4h}{d} \right) \right) \text{нГн}$$

Наприклад, при $d=0,4$ мм і $h=1,5$ мм (досить поширені величини) індуктивність отвору дорівнює 1,1 нГн.

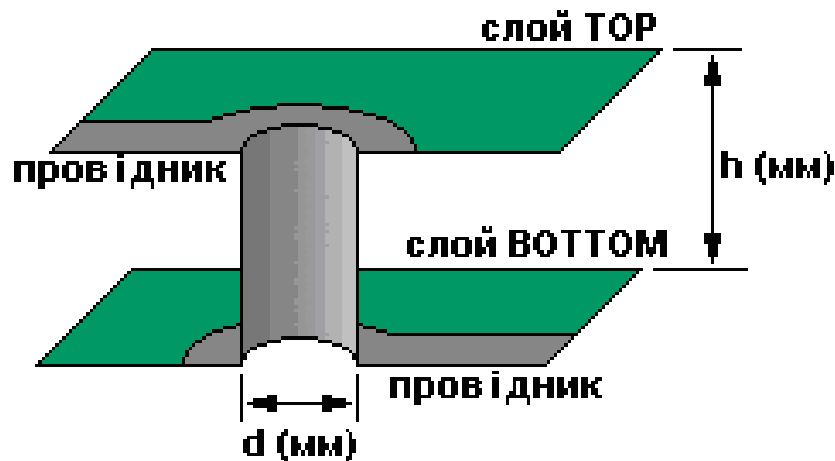


Рисунок 2.27 – Індуктивність перехідного отвору

Індуктивність отвору разом з такою ж паразитною місткістю формують резонансний контур, що може позначитися при роботі на високих частотах. Власна індуктивність отвору досить мала, і резонансна частота знаходиться десь в гігагерцовому діапазоні, але якщо сигнал впродовж свого шляху вимушений проходити через декілька перехідних отворів, то їх індуктивності складаються (послідовне з'єднання), а резонансна частота знижується. Висновок: намагайтеся уникати великого числа перехідних отворів при розводці відповідальних високочастотних провідників аналогових схем. Інше негативне явище: при великій кількості перехідних отворів в полігоні землі можуть

створюватися петлеві ділянки. Найкраща аналогова розводка - усі сигнальні провідники розташовуються на одному шарі друкарської плати.

Окрім розглянутих вище паразитних ефектів існують ще такі, які пов'язані з недостатньо чистою поверхнею плати [18].

Якщо в схемі є присутніми великі опори, то особливу увагу слід приділити очищенню плати. На завершальних операціях виготовлення друкованої плати повинні віддалятися залишки флюсу і забруднень. Останнім часом при монтажі друкованих плат досить часто застосовуються водорозчинні флюси. Будучи менш шкідливими, вони легко віддаляються водою. Але при цьому відмивання плати недостатньо чистою водою може привести до додаткових забруднень, які погіршують діелектричні характеристики. Отже, дуже важливо робити відмивання друкованої плати з високоімпедансною схемою свіжою дистильованою водою.

2.18 Моделювання печатної плати приладу

Лише у окремих випадках друкована плата аналогової схеми може бути розведена так, щоб дії, що вносяться нею, не робили ніякого впливу на роботу схеми. В той же час, будь-яка така дія може бути мінімізована так, щоб характеристики аналогової схеми пристрою були такими ж, як і характеристики моделі і прототипу [19].

За приведеною вище принциповою схемою приладу змоделивали топологію печатної плати(рис. 2.28) з винесеними габаритними розмірами, та монтажну схему(рис.2.29). Елементи, які використовуються для збірки плати приладу приведені в табл. 2.5.

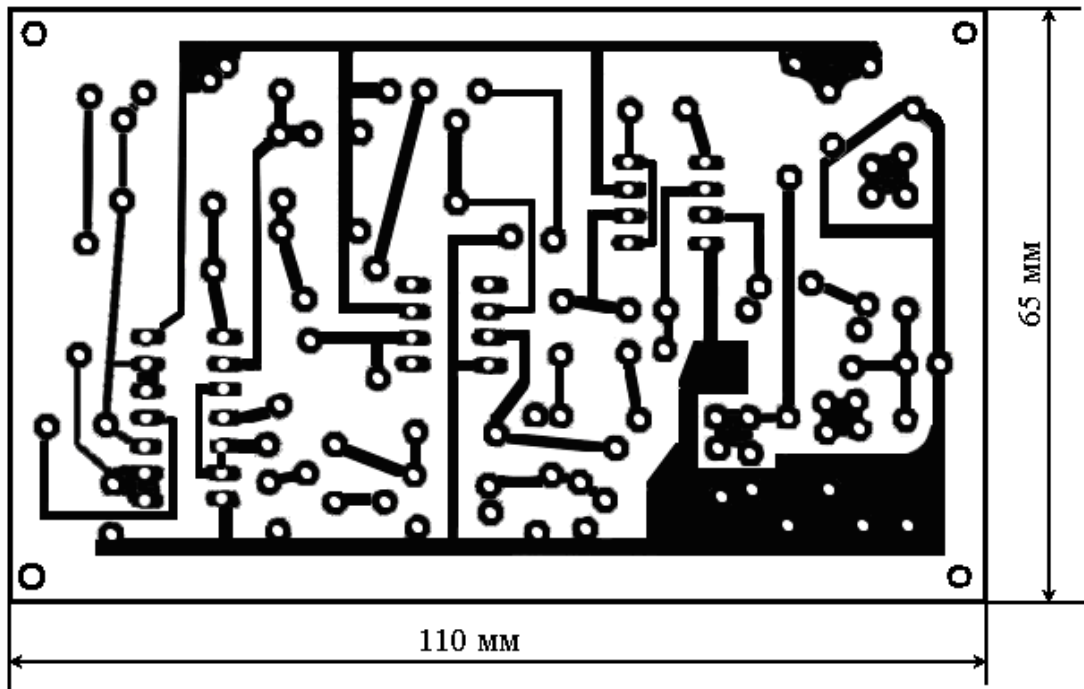


Рисунок 2.28 –Топологія печатної плати приладу

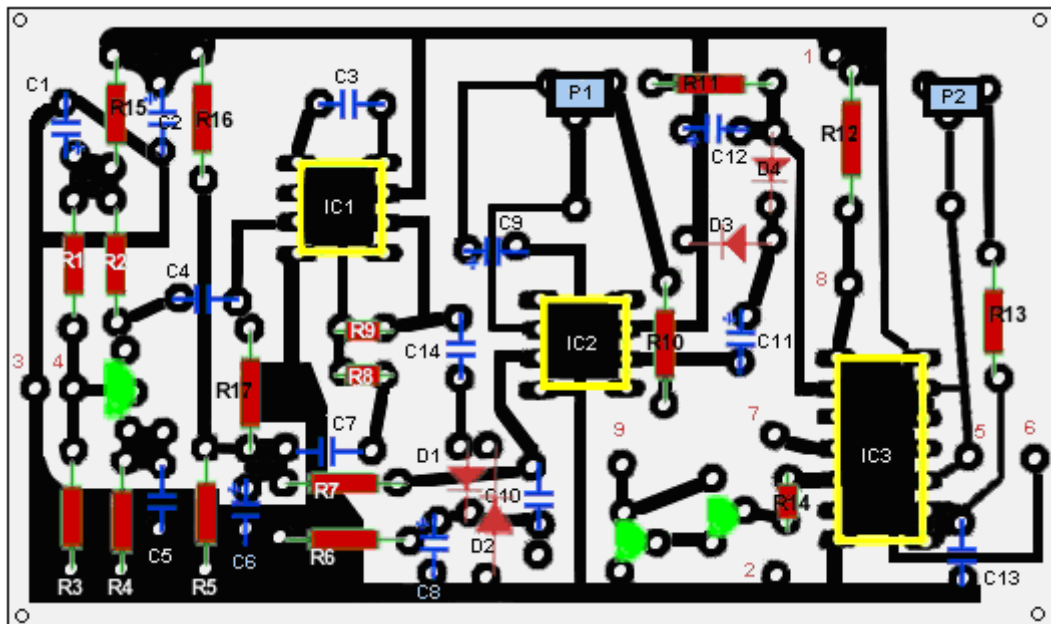


Рисунок 2.29 –Монтажна схема розташування елементів

Таблиця 2.5 –Елементи, що використовуються в схемі

R1 = 180 кОм	C1, 6 = 10 мкФ/16V	TR1, 2, 3 = BC547 , BC548
R2 = 12 кОм	C2 = 47 мкФ/16V	P1 = 10 кОм змінний резистор
R3, 8 = 47 кОм	C3 = 4,7 пФ	P2 = 47 кОм змінний резистор
R4 = 3,9 кОм	C4, 7 = 1 нФ	IC1, 2 = 741 ОУ
R5, 6,16 = 10 кОм	C5 = 10 нФ	IC3 = 4093 КМОП м\с
R7, 10, 12, 14, 17 = 100 кОм	C8,11= 4,7 мкФ/16В	R = УЗ перетворювач 40 кГц
R9, 11 = 1 мОм	C9 = 22мкФ/16В	T = УЗ перетворювач 40 кГц
R13, 15 = 3,3 кОм	C10 = 100 нФ	D1, 2, 3, 4 = 1N4148
	C12 = 2,2 мкФ/16В	
	C13 = 3,3 нФ	
	C14 = 47 нФ	

Таким чином, розроблений ультразвуковий прилад побудовано на мікросхемах UA741 та NEF4093. Габаритні розміри 110×65 мм, живиться від батареї 12 В. Перевагою представленого приладу є достатньо широкий діапазон дії, що дає можливість використовувати його не тільки людям з частковою, але й з майже повною втратою зору.

3 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА ТЕХНОГЕННА БЕЗПЕКА

3.1 Характеристика потенційних небезпечних та шкідливих виробничих факторів

При розробці реле контролю напруги можуть виникнути наступні потенційно небезпечні та шкідливі виробничі фактори:

- підвищений рівень шуму, що викликаний роботою приладів;
- зміна температури повітря в приміщенні;
- понижена швидкість повітря в приміщенні;
- освітленість робочого місця;
- вплив хімічних речовин під час паяння.

Згідно санітарних норм мікроклімату виробничих приміщень (ДСН 3.3.6.042-99 “Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень”) визначення категорії важкості праці здійснюють на основі загальних енерговитрат організму. За величиною енерговитрат фізичні роботи поділяють на три категорії:

Легкі фізичні роботи (категорія I) охоплюють види діяльності, при яких витрата енергії дорівнює 105 - 140 Вт (90 – 120 ккал/год.) - категорія Ia та 141 - 175 Вт (121 - 150 ккал/год.) - категорія Ib. До категорії Ia належать роботи, що виконуються сидячи і не потребують фізичного напруження. До категорії Ib належать роботи, що виконуються сидячи, стоячи або пов'язані з ходінням та супроводжуються деяким фізичним напруженням.

Фізичні роботи середньої важкості (категорія II) охоплюють види діяльності, при яких витрата енергії дорівнює 176 - 232 Вт (151 - 200 ккал/год.) - категорія IIa та 233 - 290 Вт (201 - 250 ккал/год.) - категорія IIб. До категорії IIa належать роботи, пов'язані з ходінням, переміщенням дрібних (до 1 кг)

виробів або предметів в положенні стоячи або сидючи і потребують певного фізичного напруження. До категорії Іб належать роботи, що виконуються стоячи, пов'язані з ходінням, переміщенням невеликих (до 10 кг) вантажів та супроводжуються помірним фізичним напруженням.

Важкі фізичні роботи (категорія ІІІ) охоплюють види діяльності, при яких витрати енергії становлять 291 - 349 Вт (251 - 300 ккал/год.). До категорії ІІІ належать роботи, пов'язані з постійним переміщенням, перенесенням значних (понад 10 кг) вантажів, які потребують великих фізичних зусиль.[20]

По характеру виконувана при розробці реле контролю напруги робота ставиться до легкої фізичної категорії Іб.

Суттєвий вплив на стан організму працівника, його працездатність здійснює мікроклімат (метеорологічні умови) у виробничих приміщеннях, під яким розуміють умови внутрішнього середовища цих приміщень, що впливають на тепловий обмін працюючих з оточенням. Ці умови визначаються поєднанням температури, відносної вологості та швидкості руху повітря, температури поверхонь, що оточують людину та інтенсивності теплового (інфрачервоного) опромінення.

Можливості організму пристосовуватись до метеорологічних умов значні, однак не безмежні. Верхньою межею терморегуляції людини, що знаходиться у стані спокою, прийнято вважати 30–31°C при відносній вологості 85% чи 40°C при відносній вологості 30%. При виконанні фізичної роботи ця межа значно нижча. При виконанні важкої роботи теплова рівновага зберігається завдяки терморегулятивній функції організму при $t_n = 25\text{--}26^\circ\text{C}$ (відносна вологість 40—60%).

Оптимальними мікрокліматичними умовами для категорії робіт Іб є:

- температура повітря 21-23°C (в холодний період року) і 22-24°C (в теплий період року);
- відносна вологість 40-60%;
- швидкість руху повітря не більш 0,1 м/с (в холодний період року) і 0,2 м/с (в теплий період року).

Період року визначається за середньодобовою температурою зовнішнього середовища t_{cd} . При $t_{cd} < +10^{\circ}\text{C}$ – холодний період, а якщо $t_{cd} > +10^{\circ}\text{C}$ – теплий період року.[21]

Робота в умовах підвищеного шуму викликає стійкі порушення слуху, що призводить до професійних захворювань (глухуватості і глухоти). Найбільша втрата слуху спостерігається протягом перших десяти років роботи. Тривалий шум негативно впливає не лише на слух, але і на нервову систему.

Шум впливає на систему травлення і кровообігу, серцево-судинну систему. У разі постійного шумового фону до 70 дБ виникає порушення ендокринної та нервової систем, до 90 дБ — порушення слуху, до 120 дБ — фізичний біль. Шум не лише погіршує самопочуття людини, а й знижує продуктивність праці на 10—15 %.[22]

Незадовільна освітленість не тільки втомлює зір, спричиняє розвиток короткозорості але й викликає втому організму в цілому. Нераціональне освітлення різко знижує продуктивність праці та може стати причиною травматизму.[23]

3.2 Заходи з поліпшення умов праці та виробнича санітарія

При роботі у приміщенні по виробництву друкованих плат виділяється велика кількість шкідливих речовин.

До загальних заходів та засобів попередження забруднення повітряного середовища на виробництві та захисту працюючих належать:

- вилучення шкідливих речовин у технологічних процесах, заміна шкідливих речовин менш шкідливими і т. п. Наприклад, свинцеві білила замінені на цинкові, метиловий спирт – іншими спиртами, органічні розчинники для знежирювання – миючими розчинами на основі води;

- удосконалення технологічних процесів та устаткування (застосування замкнутих технологічних циклів, неперервних технологічних процесів, мокрих способів переробки пиломатеріалів тощо);
- автоматизація і дистанційне керування технологічними процесами, при яких можливий безпосередній контакт працюючих з шкідливими речовинами;
- герметизація виробничого устаткування, робота технологічного устаткування під розрідженням, локалізація шкідливих виділень за рахунок місцевої вентиляції, аспіраційних укріттів;
- нормальне функціонування систем опалення, загальнообмінної вентиляції, кондиціонування повітря, очистки викидів у атмосферу;
- попередні та періодичні медичні огляди робітників, які працюють у шкідливих умовах, профілактичне харчування, дотримання правил особистої гігієни;
- контроль за вмістом шкідливих речовин у повітрі робочої зони;
- використання засобів індивідуального захисту.[23]

Найефективніший засіб боротьби із шумом — зниження його в джерелі створення. В тих випадках, коли зниження шуму в джерелі його створення не досягло потрібних результатів, слід застосовувати засоби зменшення шуму на шляху його поширення. Для цього рекомендується використовувати місцеву та загальну звукоізоляцію, шумовловлюючі екрани, поглинаючі фільтри, глушители шуму. Загальна звукоізоляція досягається створенням загорож (стін, стель) із звукопоглинаючих матеріалів (цеглини, бетону, залізобетону). Місцева звукоізоляція здійснюється у вигляді боксів, де розміщують окремий агрегат чи технологічну лінію.

Одним з важливих профілактичних засобів попередження стомлення при дії шуму є чергування періодів роботи і відпочинку. Відпочинок знижує негативний вплив шуму на працездатність лише в тому випадку, якщо його тривалість та кількість відповідають умовам, в яких відбувається найефективніше відновлення нервових центрів. Важливе значення для осіб, зайнятих на

роботах із шумом, має короткочасний відпочинок під час роботи, а також організоване дозвілля поза робочим часом.

Захист від високочастотного шуму забезпечують засоби індивідуального захисту (навушники, заглушки для вух та ін.). Працівники, які направляються у цехи з високим шумом, повинні обов'язково проходити медичні огляди, а під час праці для профілактики профзахворювань — профілактичні медичні огляди не менш одного разу на рік. Такі огляди допомагають своєчасно виявити зміни у стані здоров'я і запобігти профзахворюванню.[24]

Раціональне освітлення робить позитивний психо-фізіологічний вплив на працездатність людини. При визначенні вимог до виробничого освітлення виходять зі створення таких умов праці на робочому місці, які виключають стомлення зору, виникнення причин виробничого травматизму та підвищення продуктивності праці.

Раціональне освітлення повинно відповідати ряду умов, які сприяють підтримці високого рівня працездатності, зберігають здоров'я людини та зменшують травматизм, а саме:

- відповідати нормам, які прийняті в Україні, та передусім Державним будівельним нормам України (ДБН В.2.5-28-2006) “Природне і штучне освітлення”, які прийняті на заміну СНиП II-4-79;
- освітленість на робочому місці має відповідати санітарно-гігієнічним нормам;
- освітленість на робочому місці має бути рівномірною по всій площі робочій поверхні;
- освітленість на робочому місці повинна мати розподіл яскравості, яка не може відрізнятися більш ніж у 3 – 5 разів;
- напрямок світлового потоку повинен відповідати зручному виконанню роботи;
- світловий потік не повинен утворювати різких тіней на робочій поверхні (наявність тіней створює нерівномірний розподіл яскравості, змінює розміри та форму об'єктів розпізнавання, викликає втому очей);

- світловий потік не повинен засліплювати працюючих;
- значення освітленості має бути постійним в часі (освітленість змінюється при коливанні напруги в мережі, пульсації світлового потоку, затемненні світлових отворів тощо);
- слід вибирати оптимальну спрямованість світлового потоку та необхідний спектральний склад світла;
- освітлювальна установка повинна бути правильно вибрана, а також бути довговічною, електро- і пожежобезпечною;
- освітлювальна установка має відповідати вимогам естетики, ергономіки, бути простою, зручною та надійною.[25]

3.3 Заходи електробезпеки

Виділяють три системи засобів і заходів забезпечення електробезпеки:

- система технічних засобів і заходів;
- система електрозахисних засобів;
- система організаційно-технічних заходів і засобів.

Технічні засоби і заходи з електробезпеки реалізуються в конструкції електроустановок при їх розробці, виготовленні і монтажі відповідно до чинних нормативів. За своїми функціями технічні засоби і заходи забезпечення електробезпеки поділяються на дві групи:

- технічні заходи і засоби забезпечення електробезпеки при нормальному режимі роботи електроустановок;
- технічні заходи і засоби забезпечення електробезпеки при аварійних режимах роботи електроустановок.

Основні технічні засоби і заходи забезпечення електробезпеки при нормальному режимі роботи електроустановок включають:

- ізоляцію струмовідних частин;

- недоступність струмовідних частин;
- блокування безпеки;
- засоби орієнтації в електроустановках;
- виконання електроустановок, ізольованих від землі;
- захисне розділення електричних мереж;
- компенсацію ємнісних струмів замикання на землю;
- вирівнювання потенціалів.

Із метою підвищення рівня безпеки, залежно від призначення, умов експлуатації і конструкції, в електроустановках застосовується одночасно більшість з перерахованих технічних засобів і заходів.

Ізоляція струмовідних частин. Забезпечує технічну працездатність електроустановок, зменшує вірогідність потраплянь людини під напругу, замикань на землю і на корпус електроустановок, зменшує струм через людину при доторканні до неізольованих струмовідних частин в електроустановках, що живляться від ізольованої від землі мережі за умови відсутності фаз із пошкодженою ізоляцією. ГОСТ 12.1.009-76 розрізняє ізоляцію:

- робочу — забезпечує нормальну роботу електроустановок і захист від ураження електричним струмом;
- додаткову — забезпечує захист від ураження електричним струмом на випадок пошкодження робочої ізоляції;
- подвійну — складається з робочої і додаткової;
- підсилену — поліпшена робоча ізоляція, яка забезпечує такий рівень захисту як і подвійна.[26]

Аналіз умов експлуатації й роботи приладу показує, що головною небезпекою є ураження струмом людини. Для гарантовано безпечної роботи приладу запропоновано зарядний пристрій (рис.3.1.).

Свинцеві акумулятори, завдяки низькій вартості і малому саморозряду, широко використовуються: в системах резервного живлення, охоронних і протипожежних системах, переносних приладах, електроінструментах і багатьох інших пристроях.

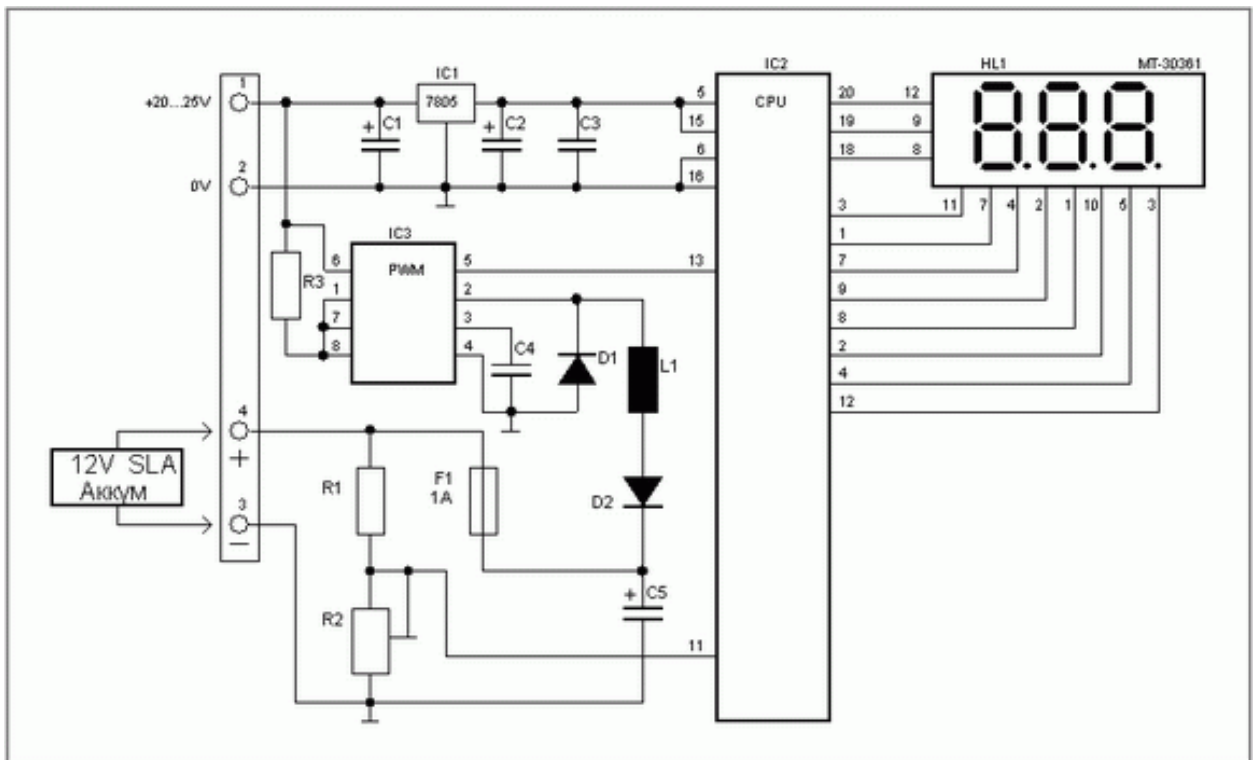


Рисунок 3.1 –Електрична-принципова схема зарядного пристрою

Цей зарядний пристрій повністю автоматичний, призначений для заряду свинцевих акумуляторів 12-вольтів місткістю від 1,3Ah до 12Ah. Акумулятори з більшою місткістю також можуть заряджатися описуваним пристроєм, але зі збільшенням місткості - збільшується час заряду. У пристрої реалізований циклічний режим заряду, що значно скорочує час заряду. Заряд відбувається постійним струмом біля 0,3.0.35А і підтримується стабільним впродовж усього циклу заряду. Вбудований 3-х розрядний індикатор, в процесі заряду, відображає поточну напругу акумулятора з точністю до однієї десятої вольта. Як тільки напруга на акумуляторі досягне 14,8 Вольта - станеться відключення зарядного струму і на світлодіодному індикаторі почне блимати повідомлення "FUL". Після закінчення заряду, акумулятор може залишатися підключеним до зарядного пристрою тривалий час, при цьому сам зарядний пристрій може бути знеструмлений. У цьому режимі, споживання схемою від акумулятора не перевищує 0,0005А.

Зарядний пристрій живиться від не стабілізованого джерела живлення (трансформатор+діодний+міст+конденсатор, що фільтрує, місткістю не менше 1000мкФ) напругою від 20 до 25В. Джерело живлення повинне забезпечувати достатній струм. Зарядний пристрій захищений від переполюсовки акумулятора запобіжником 1А [26,27].

Елементи, що використовуються у схемі представленні в таблиці 3.1

Таблиця 3.1 –Перелік елементів, що використовується в зарядному пристрої

Позиція	Номінал
IC1	L7805
IC2	Attiny26 (запрограмований)
IC3	MC34063
D1	1N5819
D2	1N5819
HL1	MT-30361
C1	220uF x 25V
C2	100uF x 16V
C3	0,33uF
C4	560pF
C5	220uF x 25V
R1	75КОм
R2	10КОм (підстроювальний)
R3	0,47 Ом
L1	100uH
F1	1А
PLS-4R	

3.4 Пожежна та техногенна безпека

Пожежна безпека – стан об'єкта, при якому з регламентованою ймовірністю виключається можливість виникнення та розвиток пожежі і впливу на людей її небезпечних факторів, а також забезпечується захист матеріальних цінностей. Причинами пожеж та вибухів на підприємстві є порушення правил і норм пожежної безпеки, невиконання Закону “Про пожежну безпеку”.

Відповідно до положень Закону України "Про пожежну безпеку" (статті 4 - 7) Правила пожежної безпеки в Україні є обов'язковими для виконання всіма центральними і місцевими органами виконавчої влади, органами місцевого самоврядування, підприємствами, установами, організаціями (незалежно від виду їх діяльності та форм власності), посадовими особами та громадянами.

Основними системами комплексу заходів та засобів щодо забезпечення пожежної безпеки об'єкта є: система запобігання пожежі, система протипожежного захисту та система організаційно-технічних заходів. Оскільки дві перші системи достатньо об'ємні та потребують більш детального вивчення, то розглянемо їх окремими пунктами розділу.

Всі заходи організаційно-технічного характеру на об'єкті можна підрозділити на організаційні, технічні, режимні та експлуатаційні.

Організаційні заходи пожежної безпеки передбачають: організацію пожежної охорони на об'єкті, проведення навчань з питань пожежної безпеки (включаючи інструктажі та пожежно-технічні мінімуми), застосування наочних засобів проти-пожежної пропаганди та агітації, організацією ДПД та ПТК, проведення перевірок, оглядів стану пожежної безпеки приміщень, будівель, об'єкта в цілому та ін.

До технічних заходів належать: суворе дотримання правил і норм, визначених чинними нормативними документами при реконструкції приміщень, будівель та об'єктів, технічному переоснащенні виробництва, експлуатації чи можливого переобладнанні електромереж, опалення, вентиляції,

освітлення і т. п. Заходи режимного характеру передбачають заборону куріння та застосування відкритого вогню в недозволених місцях, недопущення появи сторонніх осіб у вибухонебезпечних приміщеннях чи об'єктах, регламентацію пожежної безпеки при проведенні вогневих робіт тощо. Експлуатаційні заходи охоплюють своєчасне проведення профілактичних оглядів, випробувань, ремонтів технологічного та допоміжного устаткування, а також інженерного господарства (електромереж, електроустановок, опалення, вентиляції). Система запобігання пожежі — це комплекс організаційних заходів і технічних засобів, спрямованих на унеможливлення умов, необхідних для виникнення пожежі.[27]

3.5 Розрахунок штучного освітлення методом коефіцієнта використання світлового потоку

Для розрахунків загального рівномірного освітлення чистих приміщень застосовують метод коефіцієнта використання світлового потоку.

Світловий потік однієї лампи Φ визначаються за формулою:

$$\Phi = (E_n \cdot K_3 \cdot S \cdot Z) / (N \cdot \eta), \quad (3.1)$$

де E_n - нормативне значення освітленості, лк;

K_3 - коефіцієнт запасу ($K_3=1,3-1,8$);

S - площа приміщення, м²;

Z - коефіцієнт нерівномірності освітлення ($z=1,1-1,15$);

N - кількість світильників;

η - коефіцієнт використання світлового потоку.

За розрахунковими значеннями світлового потоку добирають найближчу стандартну лампу, потік якої може відрізнятись від розрахункового не більше як на 10-20%.

Коефіцієнт η визначається за таблицями залежно від типу світильника, коефіцієнтів відбиття $\rho_{ст}$ (стін), ρ_c (стелі), $\rho_{п}$ (підлоги) та індексу приміщення i .

Індекс приміщення визначають за формулою:

$$i = (a+b)/H_p(a+b), \quad (3.2)$$

де a і b – довжина і ширина приміщення, м;

H_p – висота світильника над робочою поверхнею, м.

Освітленість робочих поверхонь повинна становити не менше 200 лк.

Розміри приміщення складають 10×5 м, висота стелі – 3,2 м, висота робочих поверхонь – $h_p = 0,7$ м. Приміщення має світлу побілку, тому коефіцієнти відбиття беруться рівними $\rho_c = 70\%$, $\rho_{ст} = 50\%$. Коефіцієнт запасу взято за 1,5 для ламп розжарювання в приміщенні з концентрацією пилу від 1 до 5 мг/м³. Коефіцієнт нерівномірності освітлення для ламп розжарювання складає 1,15. Для освітлення взято світильники типу УМП-15, які підвішуються до стелі на відстані $h_c = 0,5$ м.

Визначається висота світильників над підлогою:

$$h_0 = H - h_c = 3,2 - 0,5 = 2,7 \text{ м.}$$

Для світильників загального освітлення з лампами розжарювання потужністю до 200 Вт мінімальна висота підвісу над підлогою відповідно до СНиП II-4-79 повинна бути 2,5—4,0 м, залежно від характеристики світильника. В даному випадку h_0 відповідає цій вимозі.

Висота підвісу світильника над робочою поверхнею дорівнює:

$$H = h_0 - h_p = 2,7 - 0,7 = 2 \text{ м.}$$

Рівномірність освітлення досягається при відповідному співвідношенні відстані між світильниками L , і висоти їх підвісу h . Визначимо рекомендовану відстань між світильниками:

$$L = 0,7H = 0,7 \cdot 2 = 1,4 \text{ м.}$$

Необхідна кількість світильників становить:

$$N = (a \cdot b) / 2L^2 = (10 \cdot 5) / (2 \cdot 1,4^2) = 12,75$$

Приймається кількість світильників рівна 12. Враховуючи розмір приміщення вони розміщуються в два ряди. Схема розташування показана на рисунку 3.1.

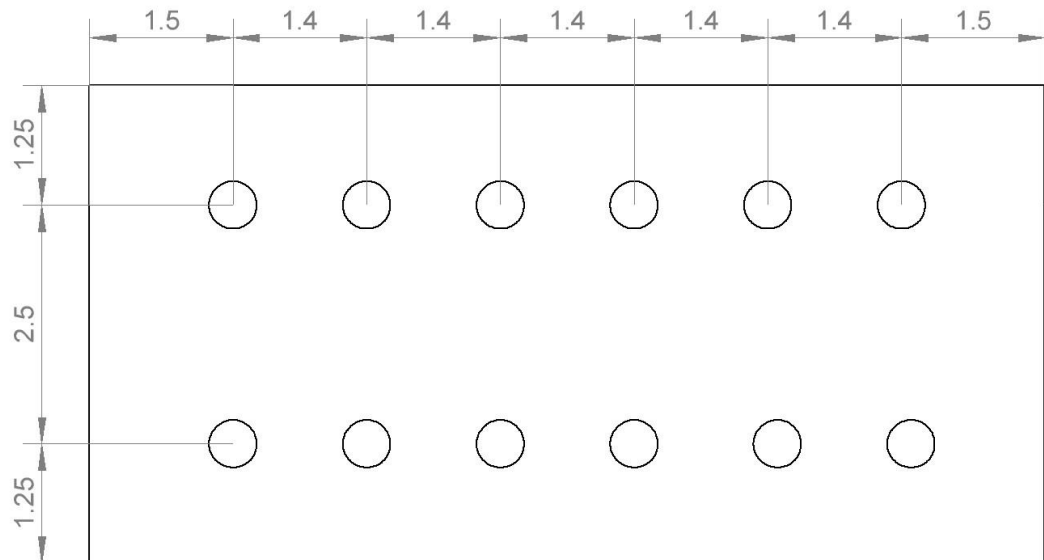


Рисунок 3.1 – Схема розташування ламп у приміщенні

Показник приміщення i становить:

$$i = (ab)/(h(a+b)) = (10 \cdot 5)/(2 \cdot (10+5)) = 1,66.$$

Згідно з додатком Г знаходиться коефіцієнт використання для світильника УПМ-15 при найближчому значенні $i = 1,75$, $\eta = 0,58$.

Світловий потік одного світильника дорівнює:

$$\Phi = (E_n \cdot K_z \cdot S \cdot Z)/(N \cdot \eta) = (200 \cdot 50 \cdot 1,5 \cdot 1,15)/(12 \cdot 0,58) = 2478 \text{ лм.}$$

Згідно з додатком Д обирається лампа Г-200 потужністю 200 Вт, світловий потік якої становить 2800 лм. Це значення вище розрахункового на 13%, але не перевищує норму.

Сумарна потужність всіх світильників, встановлених в приміщенні, становить:

$$\Sigma P_{\text{св.}} = 200 \cdot 12 = 2400 \text{ Вт.}$$

Отже, при розробці ультразвукового приладу необхідно відзначити, що робоче місце у виробничому приміщенні по показнику рівня шуму відноситься до класу праці шкідливий, тому що рівень шуму досягає 80 дБА, при нормі не більше 70 дБА. Температура на робочому місці повинна бути 21-25°C у холодний період року, 21-28°C у теплий період року. Відносна вологість 75% у холодний період, 55% у теплий період року. Швидкість руху повітря не більше 0,1 м/с у холодний період, 0,2-0,1 м/с у теплий період року. Для створення сприятливих умов зорової роботи освітлення робочих приміщень повинне задовольняти таким умовам: у полі зору предмета не повинно створювати сліпучого блиску, рівень освітленості робочих поверхонь має відповідати гігієнічним нормам, не створювати небезпечних та шкідливих факторів, штучне світло за своїм спектральним складом має наближатися до природного, бути надійним, простим та економічним у експлуатації. Розрахована кількість світильників -12. За нормою запиленість в приміщенні не повинна перевищувати 4 мг/м³. Для забезпечення безаварійної роботи приладу розроблено схему зарядного пристрою.

ВИСНОВКИ ТА РЕКОМЕНДАЦІЇ

- Проведено аналіз напрямків використання ультразвуку в різних галузях науки, техніки і медицини, який показав актуальність використання ультразвуку для створення приладу контролю переміщення людей з частковою, або повною втратою зору.
- Розроблено ультразвуковий прилад на мікросхемах UA741 та NEF4093, що має незначні габаритні розміри 110×65 мм та живиться від батареї 12 В. Перевагою представленого приладу є достатньо широкий діапазон дії, що дає можливість використовувати його не тільки людям з частковою, але й з майже повною втратою зору. Для надійної роботи приладу та розширення його функціональних можливостей розроблена схема додаткового переносного блоку живлення.
- Після доопрацювання та проведення необхідних випробувань, прилад рекомендовано використовувати в медичних та діагностичних закладах міста.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Практичні рекомендації Міжнародного товариства ультразвуку в акушерстві і гінекології (ISUOG) по виконанню ультразвукових досліджень плода. Інтернет-ресурс: www.isuog.org/ISUOGGuidelines.
2. Протоколи ультразвукових досліджень. Інтернет-ресурс: український портал ультразвукової діагностики. www.ultrasound.net.ua
3. Абдуллаев Р.Я. Ультразвуковая диагностика опухолей абдоминальных органов: учебное пособие / Р.Я. Абдуллаев, Т.С. Головкин, Г.В. Лаврик, А.А. и др. // Харьков: Новое слово.- 2012. -210с.
4. Майер, В.В. Простые опыты с ультразвуком: моногр. / В.В. Майер. - К.: Книга на вимогу, 2012.
5. Вовченко А.Я. Путеводитель по ультразвуковому исследованию в травматологии и ортопедии. Монография. — Киев, 2011. — 136 с.
6. Волик Н.К. Конспект врача ультразвуковой диагностики. Этюды современной ультразвуковой диагностики. Выпуск 7. — К.: ВБО «Украинский Допплеровский Клуб», 2010. — 56 с.
7. Мягков О.П., Мягков С.О. Атлас променевої діагностики пухлин кісток і м'яких тканин. – Запоріжжя. – Шамрай Г.С. – 2017. – 296 с.
8. Рассел, Джесси Ультразвук / Джесси Рассел. - К.: VSD, 2012.
9. Рязанцев, Андрей Технологии трехмерного ультразвука в выявлении билиарной обструкции / Андрей Рязанцев. - Львів.: Palmarium Academic Publishing, 2013.
10. Шутилов, В.А. Основы физики ультразвука / В.А. Шутилов. - К.: Книга на вимогу, 2012.
11. Алексенко А.Г., Шагурин И.И. Микросхемотехника. Уч. пособие для ВУЗов. – М.: Радио и связь, 1990.
12. Головкин Т.С., Дикан І.М., Медведєв В.Є. Комплексне ультразвукове дослідження в діагностиці та оцінці ефективності лікування пухлин опорно-рухового апарату.- К.:ВБО „Український доплерівський клуб”.-2008.-192с.

- 13.Зуючук В.И. и др. Справочник по цифровой схемотехнике. К.: Техника, 1990.
- 14.Маркін Л.Б., Суслікова Л.В., Шатилович К.Л., Матвієнко О.О., Сегедій Л.І. Сучасні аспекти ультразвукової діагностики в акушерстві та гінекології. – Львів: ЗУКЦ, 2018. – 112 с.
- 15.Essential radiology for medical students, interns and residents // A.Ahuja. – OMF publishing. – 2017. – 518 p.
- 16.Горшков Б.И.. Элементы радиоэлектронных устройств. – М.: Радио и связь, 1988, 178 с.
- 17.<http://сhem.net/comp/comp40.php>
- 18.<http://mcontroller.opentomsk.net/index.php/PCB>
- 19.http://www.pcbtech.ru/pages/view_page/141
- 20.<http://www.big-library.com/index.php>
- 21.<http://www.masters.donntu.edu.ua>
- 22.Анализ рынка медицинских препаратов и оборудования//www.cd-rom.ru/ inform – registr/03-246.htm
- 23.Швец Є.Я., Головка О. П., Техніко-економічне обґрунтування проектно-конструкторських робіт, Методичні вказівки до самостійної роботи та виконання дипломних і контрольних робіт для студентів спеціальності 7.0908.04 «Фізична і біомедична електроніка», РІО ЗГІА, 2010.
- 24.<http://ohrantruda.com/content/view/52/143/>
- 25.Действие электрического тока на человека и первая помощь пострадавшему. Долин П.А., 1976
- 26.Заземляющие устройства промышленных электроустановок. Справочник электромонтажника. Карякин Р.Н., 1989
- 27.Швец Е. Я., Дмитриева Л.Б., Червоный И.Ф., Сидоренко Н.Г., Оформление дипломных работ и дипломных проектов, Метод. указания для студ. ЗГІА спец. ФБМЭ дневного отделений, РІО ЗГІА, 2003.

Поз. познач.	Найменування	Кіл.	Примітка
C1,C6	Конденсатор K52-1 10 мкФ 16v ±10%	2	ОЖО.464.039 ТУ
C2	Конденсатор K52-1 47 мкФ 16v ±20%	1	ОЖО.464.039 ТУ
C3	Конденсатор K10-17ав 4,7 пФ м47±20%	1	ОЖО.460.107 ТУ
C4,C7	Конденсатор K10-17Б 1,0 нФ Х7R ±10%	2	ОЖО.460.107 ТУ
C5	Конденсатор K10-17Б 10 нФ Х7R ±10%	1	ОЖО.460.107 ТУ
C8,C11	Конденсатор K53-14 4,7 мкФ 16v ±10%	2	ОЖО.464.096 ТУ
C9	Конденсатор K53-18в 22 мкФ 16v ±20%	1	ОЖО.464.136ТУ
C10	Конденсатор K10-17Б 100 нФ Х7R ±10%	1	ОЖО.460.107 ТУ
C12	Конденсатор K53-18в 2,2 мкФ 16v ±10%	1	ОЖО.464.136ТУ
C13	Конденсатор K10-17Б 3,3 нФ Х7R ±10%	1	ОЖО.460.107 ТУ
C14	Конденсатор KM-66 47 нФ ±10%	1	ОЖО.460.061 ТУ
R1	Резистор МЛТ 0,5 180 кОм± 10% ð1	1	ОЖО.467.138 ТУ
R2	Резистор МЛТ 1 12 кОм± 10% ð	1	ОЖО.467.180 ТУ
R3,R8	Резистор МЛТ 1 47 кОм± 5%	1	ОЖО.467.180 ТУ
R4	Резистор С2-33Н цкм 0,25 3,9 кОм ±1%	1	ОЖО.467.173 ТУ
R5,6,R16	Резистор МЛТ 0,25 10 кОм± 5%	3	ОЖО.467.180 ТУ
R7,10,12	Резистор МЛТ 0,25 100 кОм± 5%	3	ОЖО. 467. 180 ТУ
R14,R17	Резистор МЛТ 0,25 100 кОм± 5%	2	ОЖО.467.180 ТУ
R9,R11	Резистор МТ 0,25 1 мОм ±10%	2	ОЖО.467.093 ТУ
R13,R15	Резистор МЛТ 1 3,3 кОм ±5%	2	ОЖО.467.093 ТУ
TR1...3	Мікросхема ВС547	3	
P1	Резистор змінний R-12N2 10 кОм	1	
P2	Резистор змінний СПЗ-4АМ А 0.25 Вт 47 кОм ±20%	1	ОЖО. 468.404 ТУ
IC1,IC2	Мікросхема UA 741 CN	2	
IC3	Мікросхема HEF 4093	1	
R	УЗ приймач МА40S4S	1	
T	УЗ передавач МА40S4R	1	
D1...4	Діод КД 522	4	ОЖО. 460.154 ТУ

ІННІ ЗНУ 153 КР				
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата
Розроб.		Ніколаєнко Д.Ю		
Перевір.		Небеснюк О.Ю.		
Н. Контр.		Верьовкін Л.Л.		
Затверд.		Критська Т.В.		

Схема електрична принципова пристрою для полегшення переміщення людей з вадами зору		
Лім.	Арк.	Аркушіє