

## АНОТАЦІЯ

Анісімов М.Д. Розробка та дослідження акустокардіографічних систем діагностики.

Кваліфікаційна випускна робота для здобуття ступеня вищої освіти магістра за спеціальністю 153 - Мікро- та наносистемна техніка, науковий керівник Л.Л. Верьовкін. Запорізький національний університет, Інженерний інститут. Факультет енергетики, електроніки та інформаційних технологій, кафедра мікроелектронних інформаційних систем, 2019.

Розроблений пристрій дозволяє підсилювати і передавати сигнали при діагностиці серцевої діяльності на реєструючу апаратуру без спотворень.

Ключові слова: ДІАГНОСТИКА, АКУСТОКАРДІОГРАФ, МІКРОФОН, МАКЕТУВАННЯ, ФУНКЦІОНАЛЬНИЙ МОДУЛЬ, СХЕМА, ТОПОЛОГІЯ.

## ABSTRACT

Anisimov M.D. Development and research of acoustocardiographic diagnostic systems.

Qualification final work for obtaining a higher education degree of a master in specialty 153 - Micro- and nanosystem technology, scientific adviser L.L. Verevkin. Zaporizhzhya National University, Engineering Institute. Faculty of Energy, Electronics and Information Technology, Department of Microelectronic Information Systems, 2019.

The developed device allows you to amplify and transmit signals in the diagnosis of cardiac activity to the recording equipment without distortion.

Keywords: DIAGNOSTICS, ACOUSTIC CARDIOGRAPH, MICROPHONE, LAYOUT, FUNCTIONAL MODULE, SCHEME, TOPOLOGY.

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
ІНЖЕНЕРНИЙ ІНСТИТУТ

ФАКУЛЬТЕТ ЕНЕРГЕТИКИ, ЕЛЕКТРОНИКИ ТА ІНФОРМАЦІЙНИХ  
ТЕХНОЛОГІЙ

Кафедра мікроелектронних інформаційних систем  
(повна назва кафедри)

**Кваліфікаційна робота**

другий (магістерський)

(рівень вищої освіти)

на тему Робота по дослідженню акустокардіографічних  
сигналів діагностички.

Виконав: студент II курсу, групи МН-18-1.м  
спеціальності 153 «Мікро- та наносистемна  
техніка

(код і назва спеціальності)

освітньої програми Мікроелектронні інформаційні  
системи

(код і назва освітньої програми)

спеціалізації \_\_\_\_\_

(код і назва спеціалізації)

М.Д. Анісімов

(ініціали та прізвище)

Керівник доцент, доктор, к.т.н. Верловкін А.А.

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

Рецензент наг ВЕМ ПТОВ "Інститут Радіоелектроніки" Савицький

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

Запоріжжя  
2020

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
ІНЖЕНЕРНИЙ ІНСТИТУТ

Факультет енергетики електроніки та інформаційних технологій  
Кафедра мікроелектронних інформаційних систем  
Рівень вищої освіти другий (магістерський)  
Спеціальність 153 «Мікро- та наносистемна техніка»  
(код і назва)  
Освітня програма Мікроелектронні інформаційні системи  
(код і назва)  
Спеціалізація \_\_\_\_\_

**ЗАТВЕРДЖУЮ**

Завідувач кафедри \_\_\_\_\_

« 27 » з вересня 20 19 року

**З А В Д А Н Н Я**  
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТОВІ (СТУДЕНТЦІ)

Михайлі Дмитровику Анатолію  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1 Тема роботи (проекту) Виробки та дослідження акустокордіографічних систем діагностики.

керівник роботи Верховкін Леонід Леонідович, доцент, к.т.н.  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом ЗНУ від « 10 » 09 20 19 року № 1537-с

2 Строк подання студентом роботи 31.12.2019 року

3 Вихідні дані до роботи Напрямок живлення +5В, мікрофон МКЕ-377-1,

4 Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) Дослідження акустокордіографічних систем діагностики. Виробки універсального пристрою для акустометричної системи діагностики техніко-екологічне обґрунтування роботи пристрою для акустометрії. Скорона приці та технологічне рішення.

5 Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень) Велика електрична принципова схема живлення. Модель двохканального підсилювача

з шумоборними підсилювачами. Система акустокордіювача. Система "Акустокордіювач" комп'ютерною системою "Сервіс-4". Фільтр шумних газів.

6 Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	за підписом
I	Верховкін А.А., доцент	<i>[Signature]</i>	20.09.19
II	Верховкін А.А., доцент	<i>[Signature]</i>	20.09.19
III	Верховкін А.А., доцент	<i>[Signature]</i>	20.09.19
IV	Верховкін А.А., доцент	<i>[Signature]</i>	20.09.19

7 Дата видачі завдання 01. Вересня 2019р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи магістра	Строк виконання етапів роботи	Пр
1	Дослідження акустокордіювачів системи діагностики	20.09.2019.	
2	Розробка універсальної пристрою для акустометричної системи діагностики	18.10.2019	
3	Техніко-економічне обґрунтування розробки пристрою для акустометрії	15.11.2019	
4	Оформлення проекту та технічного оформлення	20.12.2019	
5	Оформлення повноцінної звітності	27.12.2019	

Студент *[Signature]* Григорук М.В.  
 (підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи (проекту) *[Signature]* Верховкін А.А.  
 (підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль пройдено

Нормоконтролер *[Signature]* Верховкін А.А.  
 (підпис) (прізвище та ініціали)

## Реферат

Дипломна робота містить 70 сторінок, 35 рисунків, 14 таблиць, 12 джерел літератури.

Об'єкт дослідження – акустокардіографічні системи діагностики.

Мета роботи – розробка універсального пристрою для акустометрії.

Задачі роботи – розробити схему електричну, топологію печатної плати та проаналізувати функціонування розробленого приладу.

Методика досліджень – моделювання пристрою за допомогою програмного забезпечення ELECTRONICS WORKBENCH.

Короткий виклад результатів досліджень – спроектовано електронний прилад для акустометрії серцевої діяльності, який може бути використаний автономно, з виводом інформації на акустичну систему, з малогабаритним самописцем і сумісно з комплексом „СФЕРА-4” при необхідності обробки даних на ПЕОМ.

Результати впровадження – модель електронного приладу пройшла випробування на кафедрі МЕІС.

Прогнозні пропозиції – рекомендується для проведення подальших досліджень функціонування та впровадження в клінічних установах.

ДІАГНОСТИКА, АКУСТОКАРДІОГРАФ, МІКРОФОН,  
МАКЕТУВАННЯ, ФУНКЦІОНАЛЬНИЙ МОДУЛЬ, СХЕМА, ТОПОЛОГІЯ

Дипломну роботу виконано на кафедрі мікроелектронних інформаційних систем, з 2.09.2019 р. по 31.12.2019 р.

## Зміст

	Стор.
Вступ .....	6
1 Дослідження акустокардіографічних систем діагностики .....	8
1.1 Методи діагностики серцевої діяльності .....	8
1.1.1 Метод графічної реєстрації артеріального пульсу .....	8
1.1.2 Метод графічної реєстрації артеріального тиску .....	9
1.1.3 Метод графічної реєстрації руху серця .....	10
1.1.4 Метод графічної реєстрації серцевого поштовху .....	11
1.1.5 Методи реєстрації звукових процесів, які виникають при діяльнос- ті серця .....	12
1.2 Прилади реєстрації акустичних процесів в діагностиці серцевих за- хворювань .....	15
1.3 Використання акустичних перетворювачів в пристроях для ехо- кардіографії та акустокардіографії .....	18
1.4 Система "АКУСТОКАРДІОГРАФІЯ" комп'ютерного комплексу "СФЕРА-4" .....	22
2 Розробка універсального пристрою для акустометричної системи діа- гностики .....	25
2.1 Моделювання схеми електричною принциповою пристрою для аку- стометрії .....	25
2.1.1 Розробка фільтру низьких частот .....	28
2.1.2 Розрахунок параметрів блоку живлення .....	32
2.2 Моделювання топології пристрою для акустометрії .....	35
2.3 Вибір мікрофону пристрою для акустометрії .....	39
2.4 Аналіз характеристик функціонування розробленого пристрою для акустометрії .....	44
3 Техніко - економічне обґрунтування розробки пристрою для акусто-	

метрії .....	48
3.2 Розрахунок витрат на виробництво пристрою для акустометрії .....	52
4 Охорона праці та техногенна безпека .....	54
4.1 Характеристика об'єкта .....	54
4.2 Характеристика потенційних небезпечних та шкідливих виробничих факторів .....	55
4.3 Заходи з поліпшення умов праці .....	56
4.4 Виробнича санітарія .....	56
4.5 Електробезпека .....	58
4.6 Пожежна та техногенна безпека .....	59
4.7 Розрахунок освітлення робочого місця .....	61
Висновки та рекомендації .....	64
Перелік посилань .....	65
Додаток А .....	67

## Вступ

Серцево-судинні захворювання, нарівні з онкологічними захворюваннями і діабетом, міцно утримують першість серед найпоширеніших і небезпечніших хвороб ХХ, а тепер вже і ХХІ століття. ХХ століття медицина майбутнього з повною підставою назве «епохою серцево-судинних захворювань».

Величезна частина захворювань серцево-судинної системи відбувається не із-за зайвих навантажень на неї, а із-за хронічної, постійної її недоозавантаженості. Відомо, що м'язи слабіють, якщо їх не тренувати. А в серці теж є м'яз і йому так само корисні високі навантаження, як і всім останнім м'язам в організмі. Більш того, м'язова тканина є і у кровоносних судинах, тренування потрібні і ним.

М'язова бездіяльність не лише робить людину фізично слабкою, але і знижує її природну витривалість, а звідси вже лише крок до схильності усіляким захворюванням, бактерійним і вірусним. Інфекції можуть поширюватися і на серці, наприклад, грип або ангіна досить часто при неправильному лікуванні дають ускладнення у вигляді міокардиту – запалення серцевого м'яза. Люди, що ведуть малорухливий спосіб життя, більше, ніж останні, схильні до ожиріння, причиною якого зазвичай стає перевищення потреб організму в живильних речовинах і енергії. При ожирінні неминуче виникають розлади дихання (задишка), які наводять до легеневої і серцевої недостатності. Крім того, у людей з надлишковою вагою значно підвищена небезпека розвитку атеросклерозу, тому що судини не справляються з об'ємом кровотоку, що збільшується.

Основними і найбільш поширеними методами діагностики серцево-судинної діяльності є ехокардіографія (ультразвукове дослідження серця і електрокардіограма) - метод реєстрації електричних струмів, що генеруються в процесі серцевої діяльності.



Для з'ясування реакції серцево-судинної системи на навантаження проводиться тредміл-тестування і дослідження за допомогою методу велоергометрії.

Абсолютно новою методикою є метод зображення і аналізу інформації, що отримується за допомогою трьох ортогональних відведень (метод декарто). Тобто, електричні процеси, що відбуваються в серці, картуються по трьох проекціях серця, отриманих за допомогою електричних імпульсів.

Окрім методів, орієнтованих на здобуття інформації протягом одного сеансу, існує ціла група методик, направлених на зйомку даних протягом довгого часу. Такими, наприклад, є метод добового моніторингу артеріального тиску і холтер-моніторинг, ЕКГ протягом доби.

Актуальними є методи і прилади графічної реєстрації серцевої діяльності, оскільки дозволяють точно поставити діагноз захворювання, документовано стежити за ефективністю вживання лікувальних заходів. Особливий інтерес представляє удосконалення і розробка сучасного устаткування для методу реєстрації звукових процесів, що виникають при діяльності серця – акустокардіографії.

## 1 Дослідження акустокардіографічних систем діагностики

### 1.1 Методи діагностики серцевої діяльності

Дослідженням серцевої діяльності займається кардіологія – наука, що вивчає будову, функції, захворювання серцево-судинної системи, їх етіологію (причини), патогенез (механізми розвитку), лікування, а також способи профілактики і запобігання цих захворювань. Основні методи дослідження в кардіології – це електрокардіографія, ангіокардіографія, акустокардіографія, а також ехокардіографія.

#### 1.1.1 Метод графічної реєстрації артеріального пульсу

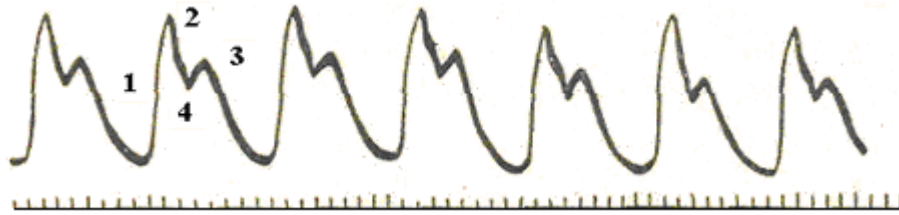
Артеріальний пульс можна досліджувати як пальпаторно, так і графічно.

З діагностичною метою пульс визначають на різних артеріях: сонної, стегнової, підключичної, плечової, променевої, підколінної, задньої великої гомілки, артеріях тилу стопи. Але найчастіше досліджують пульс на променевій артерії одночасно на обох руках.

Кисті досліджуваного, які розміщені на рівні серця, охоплюють руками так, щоб палець розміщувався на ліктьовому боці передпліччя, а решта пальців пальпують променеву артерію, притискаючи її до променевої кістки.

Таким чином, аналізують різні властивості пульсу. Частоту пульсу визначають щодня, і результати заносять до температурного листка у вигляді крапок. Точки з'єднують між собою червоним олівцем, утворюючи графічне зображення кривої частоти пульсу.

Метод реєстрації артеріального пульсу називається сфігмографія, а за-реєстрована крива - сфігмограмою (СФГ) (рис.1.1).



1 – анакрота; 2 – катакрота; 3 – дикротичний зубець; 4 – інцизура

Рисунок 1.1 - Запис пульсу на сонній артерії (сфігмограма)

### 1.1.2 Метод графічної реєстрації артеріального тиску

Артеріальний тиск - це тиск крові на стінки судин. Вимірювання артеріального тиску є важливим діагностичним методом. Цей показник відображає силу скорочення серця, прилив крові в артеріальну систему, опір і еластичність периферичних судин.

Розрізняють максимальний (систоличний) тиск, який виникає в момент систоли серця, коли пульсова хвиля досягає найвищого рівня, мінімальний (діастолічний) тиск, який виникає в кінці діастоли серця під час падіння пульсової хвилі, і пульсовий (різниця між величинами систолічного і діастолічного тиску) .

У 1935 р. М.М. Савицький запропонував метод графічної реєстрації артеріального тиску і назвав його механокардіографією, а одержувані при цьому криві – тахоосцилограми (рис. 1.2) (від грец. *Tachys* - швидкий, *oscillatio* - коливання).

Звуковий метод визначення артеріального тиску Н.С. Короткова (1905) є простим, доступним і надійним. Він дозволяє виявити систолічний і діастолічний тиск. Механокардіографія, крім цього, дозволяє визначати бічне, середнє, ударне, пульсовий тиск, а також розраховувати ударний і хвилинний

об'єми і величину периферичного опору кровотоку. Метод є безкровним, точним, необтяжливим для пацієнта і дозволяє досить повно оцінити стан системи кровообігу.

Реєстрація тахоосцилограм проводиться за допомогою механокардіографа. Апарат забезпечений трьома високочутливими диференціальними манометрами і одним манометром, що відображає зміну наростання тиску в манжеті під час реєстрації тахоосцилограм. Запис проводиться на фотопапір. Швидкість руху фотопаперу при реєстрації тахоосцилограм повинна становити 10 мм/с.

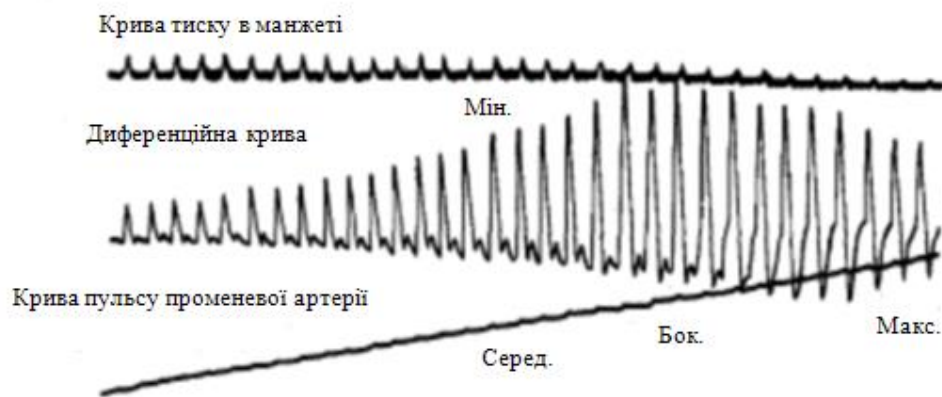


Рисунок 1.2 - Нормальна тахоосцилограма

### 1.1.3 Метод графічної реєстрації руху серця

Езофагокардіографія (ЕФГ) називається метод графічної реєстрації руху серця і, зокрема, лівого передсердя через стравохід (oesophagus - стравохід). Фредерік в 1887 р. у тварин, а його учень Саролеа в 1889 г. у людей вперше зареєстрував ЕФГ. Стравохід впритул прилягає до задньої поверхні лівого передсердя на рівні між VI і IX грудними хребцями на 4...6 см. Нижче до стравоходу прилягає лівий шлуночок, вище - аорта. Форма ЕФГ збігається з манометричною кривою лівого передсердя. ЕФГ дозволяє вивчати ті ж часові параметри, що й манометрична крива, але не дає можливості судити про рівень тиску в лівому передсерді.

Реєстрація ЕФГ проводиться за допомогою вводу в стравохід гумового балона розмірами приблизно  $2,5 \times 2,5$  см, прикріпленого до порожнього металевого циліндра розміром  $1 \times 1$  см, який з'єднаний з гумовою трубкою (доденальним зондом). Перед введенням зонда балон у складеному вигляді вводиться всередину циліндра, а в стравохід виводиться за допомогою сфігмоманометра при тиску 15...20 мм рт. ст. Металевий циліндр із прикріпленим до нього тонким гнучким дротом використовується в якості електроду для запису стравохідних відведень ЕКГ. Гумова трубка з'єднується з датчиком, що перетворює коливання тиску повітряного стовпа в електричні або оптичні сигнали, які разом з ЕКГ і ФКГ реєструються осцилографом. ЕФГ дозволяє оцінювати гемодинаміку при різних порушеннях ритму. Особливо велике значення ЕФГ має в діагностиці мітральних вад серця. Запис ЕФГ проводиться при затриманому на видиху диханні. Зонд особам середнього зросту вводиться в стравохід на глибину 38...40 см від зубів, і реєстрація ЕФГ проводиться через 1...2 см у міру видалення зонда. ЕФГ від лівого передсердя в більшості випадків реєструється на рівні між 33 і 27 см, вище - аорта, нижче - лівий шлуночок. Розташування балона щодо відділів серця легко контролюється за допомогою стравохідних відведень ЕКГ. На рівні лівого шлуночка і аорти ЕФГ схожа на форму сфігмограми центрального пульсу.

#### 1.1.4 Метод графічної реєстрації серцевого поштовху

Кардіографія (від грец. Cardia - серце) називається метод графічної реєстрації серцевого поштовху. Часто застосовується запис верхівкового поштовху, апікальна (від арісаль - верхівковий) кардіограма.

Кардіограма (рис.1.3) реєструється за допомогою такого ж датчика, як і сфігмограма. Пульсоприймач повинен відповідати розмірам міжреберних проміжків в прекардіальній області. Краще зіткнення верхівки серця з грудною кліткою і більш виразний запис апікальної кардіограми іноді вдається

отримати при положенні пацієнта на лівому боці. Датчик накладається на область верхівкового поштовху. Навіть невеликий зсув датчика може викликати істотну зміну форми кривої. У здорових осіб і хворих з гіпертрофією лівого шлуночка серця верхівковий поштовх утворюється лівим шлуночком, але при значній гіпертрофії правого шлуночка, наприклад у хворих з вродженими вадами серця, лівий контур серця може бути утворений правим шлуночком.

Відрізнити лівошлуночкову кардіограму від правошлуночкової можна шляхом реєстрації ЕКГ у тих же точках на грудній клітці, де проводиться запис кардіограми. Одночасно з кардіограмою зазвичай реєструють ЕКГ і ФКГ.

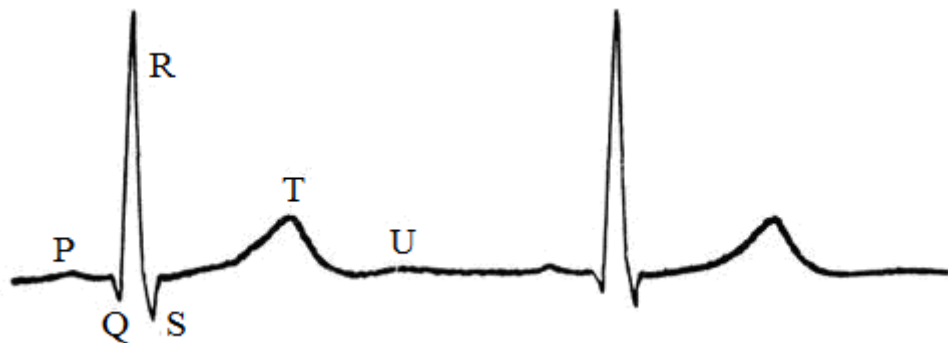


Рисунок 1.3 - Нормальна кардіограма

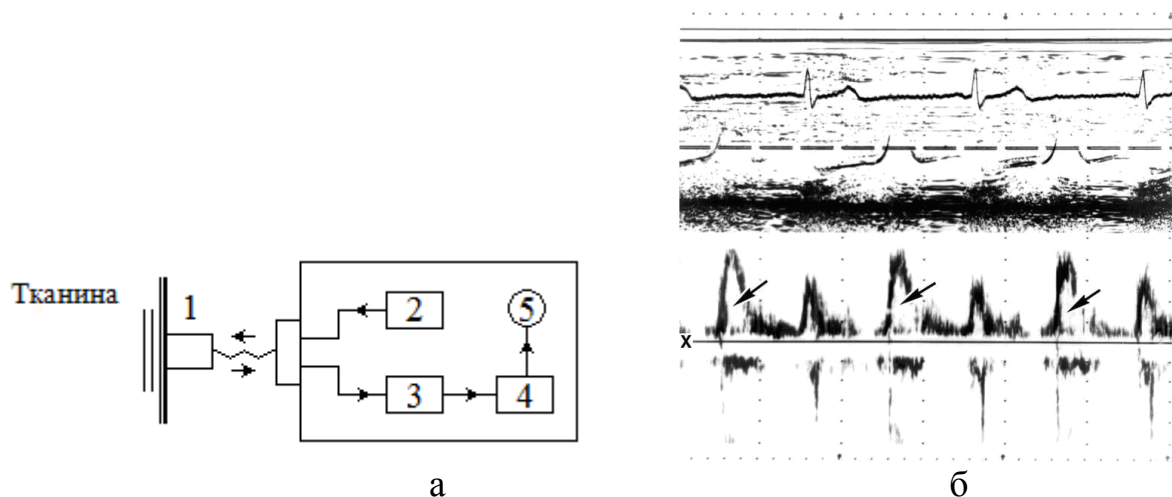
#### 1.1.5 Методи реєстрації звукових процесів, які виникають при діяльності серця

Ехокардіографія - метод дослідження і діагностики порушень морфології і механічної діяльності серця, заснований на реєстрації відбитих від рухомих структур серця ультразвукових сигналів.

Принцип методу заснований на властивості ультразвуку відбиватися на кордоні двох середовищ з неоднаковою акустичною щільністю, або ультразвуковим опором. Чим більше різниця ультразвукового опору на межі середовищ, тим сильніше ступінь відображення, яка залежить також від кута падін-

ня променя на поверхню розділу середовищ. Чим вище частота ультразвуку, тобто, чим коротше довжина хвилі, тим вище роздільна здатність використовуваного апарату; при частоті 2,25 МГц роздільна здатність відповідає приблизно 1 мм.

Для ехокардіографії застосовують спеціальні прилади – ехокардіографи (рис. 1.4 а), обов'язковими елементами конструкції яких є генератор ультразвуку (частотою від 1 до 10 МГц), що направляє у вигляді променя через грудну стінку на різні відділи серця; датчик, що сприймає відображені ультразвукові сигнали; перетворювач ультразвукових хвиль в електромагнітні та їх підсилювач, а також реєструючий пристрій, що дозволяє отримувати зображення досліджуваних структур серця - ехокардіограму (на екрані осцилоскопа, спеціальної фотопапері) і фіксувати його на магнітному носії інформації.



а - нормальна ехокардіограма в М-режимі і доплер-ехокардіограма;  
б - блок-схема ехокардіографа

- 1 - ультразвуковий датчик;
- 2 – генератор;
- 3 - сприймаючий пристрій;
- 4 - підсилювач;
- 5 - осцилограф

Рисунок 1.4 – Спектрограма роботи серця та структура ехокардіографа

При дослідженні серця і судин використовуються зазвичай три режими роботи приладу:

- М-режим (одномірна ехокардіограма), при якому на екрані дисплея зображується часова розгортка положення по відношенню до ехокардіографічного датчика всіх рухомих структур серця і судин, які перетинає ультразвукової промінь. В цьому режимі по вертикальній осі відкладається відстань від тієї чи іншої структури серця до ехокардіографічного датчика, а по горизонтальній осі - час.

- В-режим (двомірна ехокардіограма), при якому на екрані отримують площинне двомірне зображення серця або судин, що найчастіше досягають шляхом швидкої зміни напряму ультразвукового променя в межах певного сектора (від  $60^\circ$  до  $90^\circ$ ). При використанні лінійних ехокардіографічних датчиків п'єзоелектричні елементи, збудовані в один ряд, посиляють паралельно спрямовані ультразвукові промені, що також дозволяє одержати двомірне зображення об'єкта.

- доплерівський режим (доплер-ехокардіограма) дозволяє по величині так званого доплерівського зсуву частот зареєструвати зміну в часі швидкості руху досліджуваного об'єкта.

До переваг ультразвукового дослідження відносяться:

- можливість візуалізації м'яких рентгенонегативних тканин при дослідженні серця, печінки, нирок, підшлункової залози і т. д.;
  - відсутність іонізуючого опромінення, яке має біологічний вплив на організм;
  - неінвазивність, безболісність і в зв'язку з цим, можливість проведення багаторазових повторних досліджень;
  - можливість спостерігати рух внутрішніх органів в реальному масштабі часу;
- порівняно невисока вартість дослідження.

На рисунку 1.4 б показана спектрограма потоку крові (знизу) в порожнині лівого передсердя поблизу стулок мітрального клапана (локація з боку



лівого шлуночка). На спектрограмі представлений ламінарний (нормальний) потік через мітральний клапан в діастолу. Сигнали мають світле "вікно" в середині (вказано стрілками), що свідчить про ламінарний потік, і розташування вище ізолінії (x), що вказує напрямок потоку в сторону датчика.

## 1.2 Прилади реєстрації акустичних процесів в діагностиці серцевих захворювань

Акустокардіографія являє собою метод медичного дослідження роботи серця, заснований на вимірюванні та реєстрації звуків, що виникають при роботі серця.

Акустокардіографія дозволяє досліджувати звуки серця в діапазонах, не доступних аускультатії, здійснювати якісний і кількісний аналіз цих звуків і забезпечувати документування процесу дослідження.

Акустокардіографічне дослідження здійснюються спеціалізованими приладами - акустокардіографами і акустокардіографічними приставками до електрокардіографа.

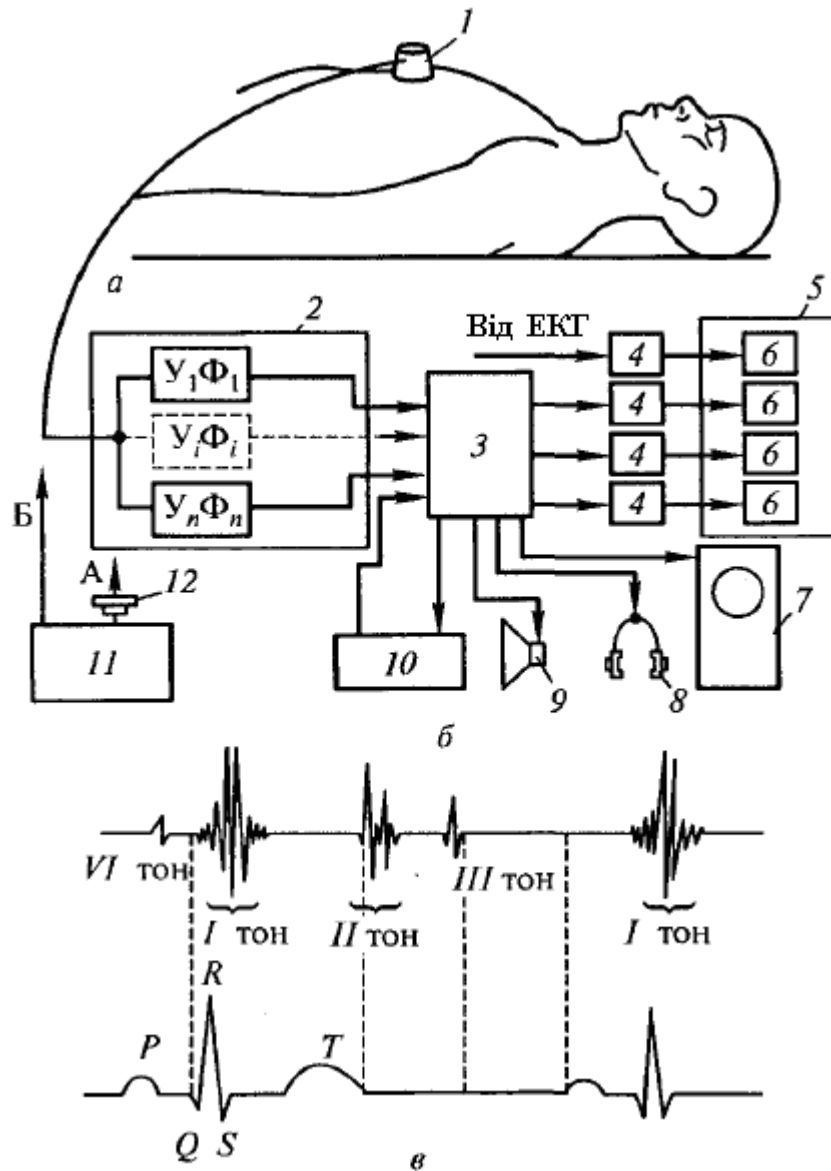
На рисунку 1.5 а приведена спрощена схема аналогового акустокардіографа. Акустокардіограми отримують за допомогою цього приладу в такий спосіб.

Пацієнт розміщується лежачи на твердій канапі. Мікрофон за допомогою гумового кільця встановлюється на досліджувану область грудної клітини і фіксується спеціальним гумовим бинтом або підтримується рукою. Зазвичай для акустокардіографічного дослідження застосовують такі ж області, як при мускультації. Звукові сигнали серця мікрофоном перетворюються в електричні, посилюються і фільтруються у блоці попереднього підсилення і через перемикач посилаються на кінцеві підсилювачі, які керують роботою реєструючих пристроїв багатоканального самопишущого приладу. Останній

здійснює реєстрацію на діаграмній стрічці акустокардіограм відразу в декількох частотних діапазонах.

Одночасно з отриманням акустокардіограм знімають одне з електрокардіографічних відведень (часто II стандартне відведення). Акустокардіограми зазвичай знімають при затриманому після видиху диханні.

Для перетворення звуків, що виникають при роботі серця, в акустокардіографії використовують електродинамічні, п'єзоелектричні або електростатичні мікрофони. Блок попередніх підсилювачів містить набір спеціальних підсилювачів - фільтрів, з'єднаних паралельно (рис. 1.5 а) або послідовно і забезпечують стандартний набір частотних характеристик, необхідних для оптимізації процесу отримання акустокардіограм. На рисунку 1.5 б показана акустокардіограма, а на рисунку 1.5 в - електрокардіограма. Через перемикач один або кілька виходів блоку попереднього посилення підключають до багатоканального самопишущого приладу, в якому для запису низькочастотних сигналів використовують електромеханічні пристрої з чорнильним або тепловим записом, а для запису високочастотних сигналів струменеві пристрої запису. Крім цього для спостереження і фотографічної реєстрації високочастотних сигналів до складу фонокардіографа зазвичай включають осцилограф. Можливість підключення через перемикач до виходів блоку попередніх підсилювачів таких електроакустичних пристроїв, як гучномовці і навушники (стетофон), дозволяє розпізнавати сторонні шуми і полегшує вибір оптимальних умов дослідження. Використання магнітофона в складі фонокардіографа забезпечує компактний запис результатів фонокардіографічних досліджень, можливість багаторазового відтворення їх результатів, сприяє економії матеріалів і спрощує їх документування. Для періодичного калібрування фонокардіографа в процесі експлуатації до їх складу включають пристрій калібрування, за допомогою якого калібрований електричний сигнал може бути поданий на вхід блоку попередніх підсилювачів або калібрований акустичний сигнал від акустичного випромінювача може бути поданий на вхід мікрофона.



а - калібрувальний акустичний сигнал до мікрофону;

б - калібрувальний електричний сигнал;

в - акустокардіограма та електрокардіограма

$Y_1\Phi_1 \dots Y_n\Phi_n$  - попередні підсилювачі – фільтри; 1 - мікрофон; 2 - блок попередніх підсилювачів, 3 - перемикач, 4 - підсилювачі, 5 - багатоканальний самописний прилад, 6 - реєструючий пристрій, 7 - осцилограф; 8 - навушники (стетон); 9 - гучномовець; 10 - магнітофон; 11 - пристрій калібрування; 12 - випромінювач звуку (телефон);

Рисунок 1.5 - Схема акустокардіографа

В останньому випадку забезпечується калібрування всього тракту, що включає мікрофон і підсилювачі.

На фонокардіограмі здорової дорослої людини реєструється два тони: I і II, у дітей і молодих людей нерідко вписують III і IV тони. Поява останніх у літніх людей завжди свідчить про патологію серця.

### 1.3 Використання акустичних перетворювачів в пристроях для ехокардіографії та акустокардіографії

Основна деталь акустичного перетворювача є високочутливий, широко смуговий, вузько направлений мікрофон.

Акустоелектричні перетворювачі (мікрофони) є технічні пристрої, призначені для перетворення акустичних коливань повітряного середовища в електричні.

Технічні властивості мікрофонів прийнято визначати комплексом характеристик, найбільш важливі з яких наводяться нижче. Номінальний робочий діапазон частот - діапазон частот, у якому визначаються характеристики мікрофона. Чутливість - відношення напруги холостого ходу на виході мікрофона до звукового тиску, що діє на мікрофон. Частотна (амплітудно-частотна) характеристика - залежність вихідної напруги мікрофона від частоти акустичних коливань при постійному значенні звукового тиску в певній точці простору від мікрофона. Нею визначаються динамічні властивості мікрофона.

Частотна характеристика зазвичай визначається рівнем  $L_u$  напруги  $U$  (рис. 1.6) сигналу частотою  $f$ . При цьому за вихідну напругу при визначенні рівня  $L_u$  приймається напруга сигналу мікрофона, виникає при частоті акустичних коливань 1000 Гц, т. е.

$$L_u = 20 \lg \frac{U}{U_{1000}}$$

Якщо динамічні властивості мікрофона ідеальні, то в діапазоні частот від  $f_1$  до  $f_2$  його частотна характеристика являє собою пряму лінію (пряма 1). Таку частотну характеристику називають рівномірною. (На рисунку 1.6 для

отримання компактного зображення по осі абсцис відкладаються значення десяткових логарифмів частоти.) Реальні частотні характеристики мають помітні відхилення від рівномірної характеристики (крива 2). Допустимі відхилення зазвичай встановлюються для номінального діапазону частот. Нерівномірність частотної характеристики - виражено в децибелах відношенням максимальної чутливості до мінімальної в номінальному діапазоні частот.

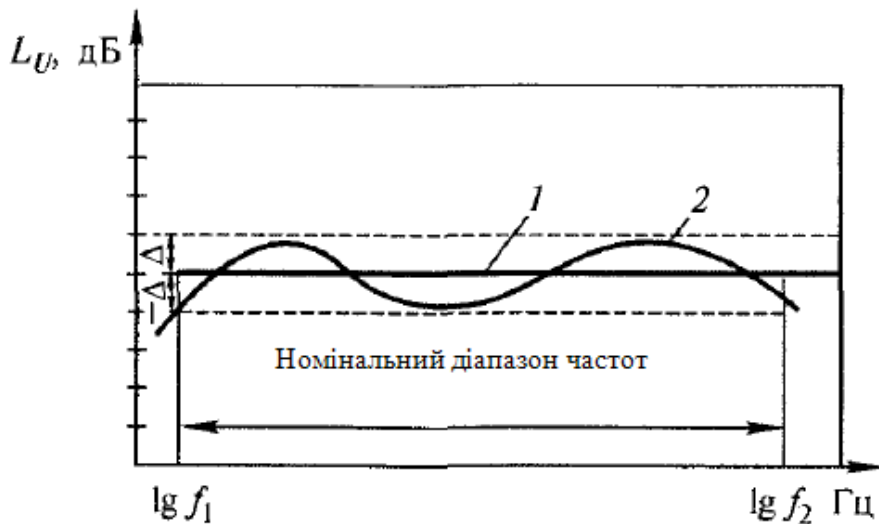


Рисунок 1.6 - Форми частотних характеристик мікрофонів

За принципом дії розрізняють вугільні, електромагнітні, електродинамічні, електростатичні, п'єзоелектричні акустоелектричні перетворювачі.

У роботі електродинамічного мікрофона (рис. 1.7 а) використовується явище електромагнітної індукції. Тут в кільцевому зазорі магнітної системи постійного магніту розміщена рухома котушка, скріплена з діафрагмою. При впливі на діафрагму звукового тиску  $P_3$  вона разом з котушкою здійснює коливальний рух. Витки котушки при цьому перетинають магнітні силові лінії поля постійного магніту, що викликає появу ЕДС на кінцях котушки. Номінальний діапазон частот електродинамічних мікрофонів становить 10...15000 Гц.

У роботі п'єзоелектричних мікрофонів (рис. 1.7 б) використовується п'єзоелектричний ефект. Основним елементом такого мікрофона є п'єзоек-

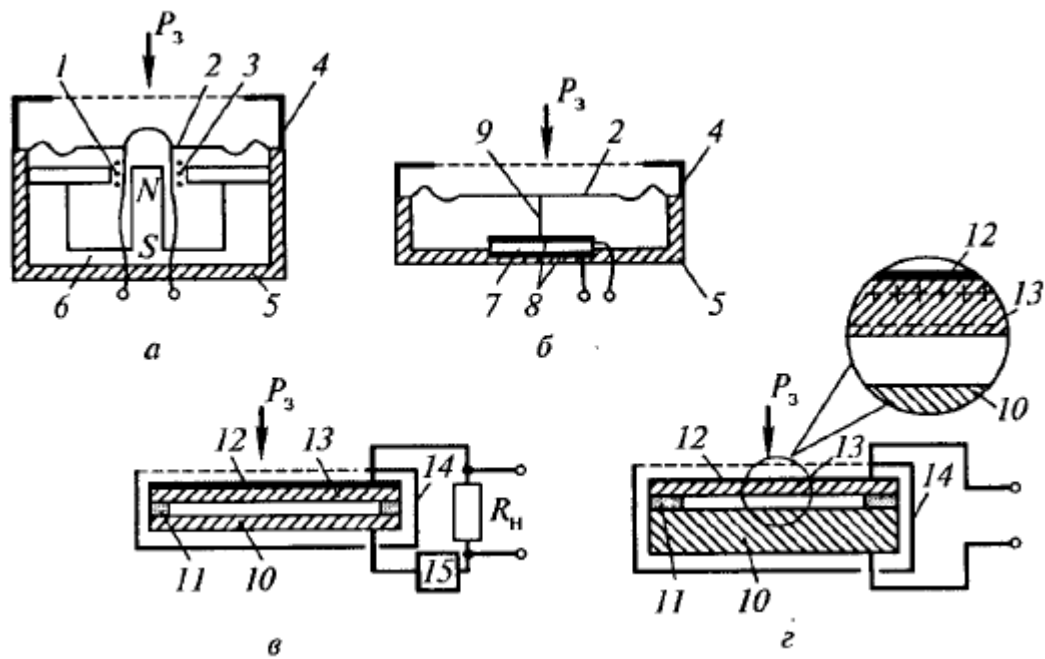
трична пластина, на бічні поверхні якої нанесені тонкі металеві електроди. При деформації пластини під дією звукового тиску на електродах виникає ЕДС, при цьому п'єзоелектрична пластина може приводитися в коливальний рух безпосередньо (в результаті впливу звукового тиску) або непрямим шляхом за допомогою діафрагми, яка пов'язана з пластиною механічно. П'єзоелектричні мікрофони мають дуже високий внутрішній опір, що ускладнює їх підключення до навантаження за допомогою довгих ліній.

Номинальний діапазон частот п'єзоелектричних мікрофонів 150...20 000 Гц.

Найбільш досконалими є електростатичні мікрофони. Відомі два їх різновиди: мікрофони з зовнішньої поляризацією (конденсаторні) і з внутрішньої поляризацією (електретні).

Робота конденсаторного мікрофона (рис. 1.7 в) заснована на зміні електричної ємності конденсатора під дією звукового тиску. Мікрофон містить жорстко натягнуту полімерну мембрану, з одного боку покриту тонким шаром металу. Цей шар є одним з електродів конденсатора, а другий електрод являє собою нерухому металеву пластину. Конденсатор включений в електричний ланцюг послідовно з джерелом постійної напруги і активним навантаженням. При коливаннях мембрани з частотою впливу на неї звукового тиску змінюється відстань між рухомим і металевим електродами конденсатора, тому змінюється ємність конденсатора, що викликає зміну падіння напруги в конденсаторі і появу змінного струму, частота якого дорівнює частоті коливання звукового тиску. Номинальний діапазон частот конденсаторних мікрофонів становить 10...40 000 Гц.

Електретні мікрофони (рис. 1.7 г) - по суті ті ж конденсаторні, а постійна напруга поляризації в них забезпечується використанням мембрани, виготовленої із спеціального полімерного матеріалу (наприклад, з поліетилентерфталата) - електрети. Електретна мембрана здатна тривалий час (10 і більше років) зберігати поляризований стан, тобто мати заряди різних знаків на своїх поверхнях. Так забезпечується внутрішня поляризація конденсатора.



а - електродинамічний мікрофон;

б - п'єзоелектричний мікрофон;

в - конденсаторний мікрофон;

г - електретний мікрофон

1 - рухлива котушка; 2 - діафрагма; 3 - кільцевої зазор, 4 - захисний кожух, 5 - корпус; 6 - магнітопровід; 7 - п'єзоелектрична пластина; 8 - електроди; 9 - стержень; 10 - нерухома металева пластина; 11 - прокладка; 12 - металевий шар; 13 - мембрана; 14 - кожух, 15 - джерело напруги

Рисунок 1.7 - Схеми акустоелектричних перетворювачів

При коливаннях електретної мембрани під дією звукового тиску змінюється ємність конденсатора, що при постійній різниці потенціалів на мембрані викликає зміни заряду конденсатора і протікання струму через навантаження, підключену до мікрофона. Частота цього струму дорівнює частоті звукових коливань. У зв'язку з тим, що напруженість поля, що створюється електретами, може бути дуже значна, сигнал електретного мікрофона може становити кілька вольт і не вимагає додаткового посилення при використанні телефонів, що мають високий внутрішній опір. Номінальний діапазон частот електретних мікрофонів 20...20 000 Гц.

## 1.4 Система "АКУСТОКАРДІОГРАФІЯ" комп'ютерного комплексу "СФЕРА-4"

Комплекс (рис. 1.8) призначений для електрокардіографічного, реографічного, спірографічного і акустокардіографічного обстежень.



Рисунок 1.8 - Система "АКУСТОКАРДІОГРАФІЯ" комп'ютерного комплексу "СФЕРА-4"

Введення акустокардіографічних (АКГ) сигналів виконується в системі Мааса-Вебера ( $t$ ,  $m_1$ ,  $m_2$ ,  $h_1$ ) з синхронізуючим ЕКГ-каналом. Додатково посилений сигнал виводиться на головні телефони для прослухування.

Обробка і аналіз результатів діагностики дозволяють виконати:

- розрахунок основних інтервалів введених сигналів;
- напівавтоматичне формування висновку шляхом вибору текстових рядків із запропонованого списку;
- редагування текстового висновку з подальшим збереженням в базі даних;
- додавання текстових рядків в список для формування висновку;
- ручне коректування положення характерних точок АКГ-сигналу і вибір ЕХКГ-комплексів для повторного розрахунку;



- детальний перегляд введеного АКГ- сигналу на екрані відеомонітора з можливістю виміру тимчасових інтервалів;
- часову розтяжку АКГ-сигналу 4-х рівнів.

Графіки сигналів якісно роздруковуються на принтері з дозволом близько 12 точок на міліметр. У комплексі передбачена можливість програмної зміни якості друку. Масштаби графіків, що роздруковуються: 50, 100 мм/с. Реєстрація ведеться на звичайному папері. Введені акустокардіографічні сигнали при необхідності зберігаються в базі даних.

Недоліком комплексу є висока вартість і чималі габаритні розміри, що обмежує його вживаність в практиці дільничного лікаря, допомозі поза умовами стаціонару.

Блок введення сигналів (рис. 1.9) має габаритні розміри 240×360×75мм і вагу з приладдям 5кг.

Живлення блоку здійснюється від комп'ютера, що обмежує його автономне вживання.

Таким чином, виникає необхідність розробки портативного малогабаритного електронного пристрою для акустокардіографії серцевої діяльності.

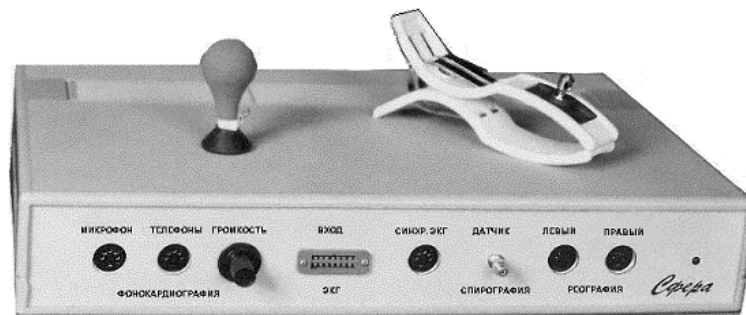


Рисунок 1.9 – Блок введення сигналів акустокардіографічних досліджень

Метою дипломної роботи являється розробка універсального пристрою для акустометрії.

Для досягнення поставленої мети потрібно вирішити наступні завдання:

- провести схемотехнічну розробку пристрою для акустометрії;
- провести розробку топології печатної плати розробленого пристрою;
- провести аналіз функціонування розробленої схеми пристрою.

## 2 Розробка універсального пристрою для акустометричної системи діагностики

### 2.1 Моделювання схеми електричною принциповою пристрою для акустометрії

Головною вимогою є мінімальна кількість споживаної енергії. Обмеженість розмірів і вимога високої надійності забезпечує необхідність мінімізації числа складових частин пристрою, який складається з дискретних елементів [1]. Проте при використанні малогабаритних чіп-елементів і інтегральних мікросхем складність електричних кіл не робить вирішального впливу на розміри пристрою [1].

Пристрій складається з декількох функціональних блоків (рис 2.1).

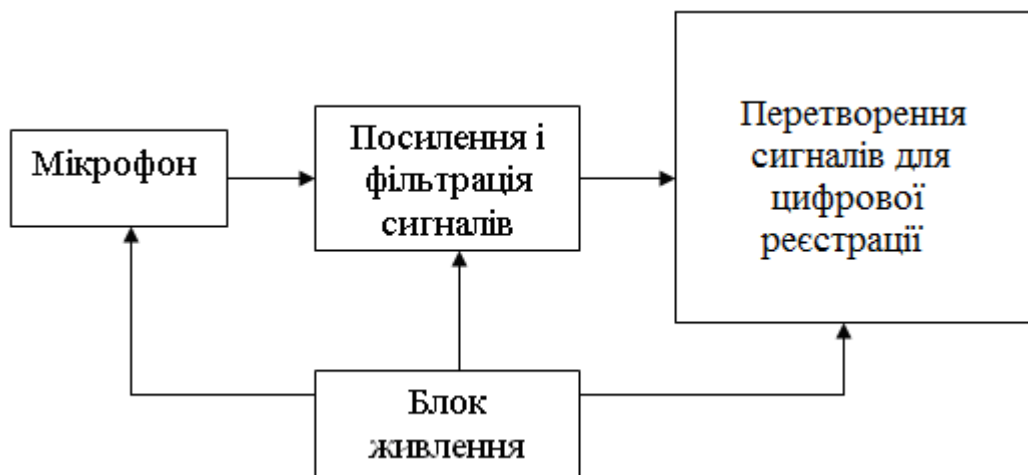
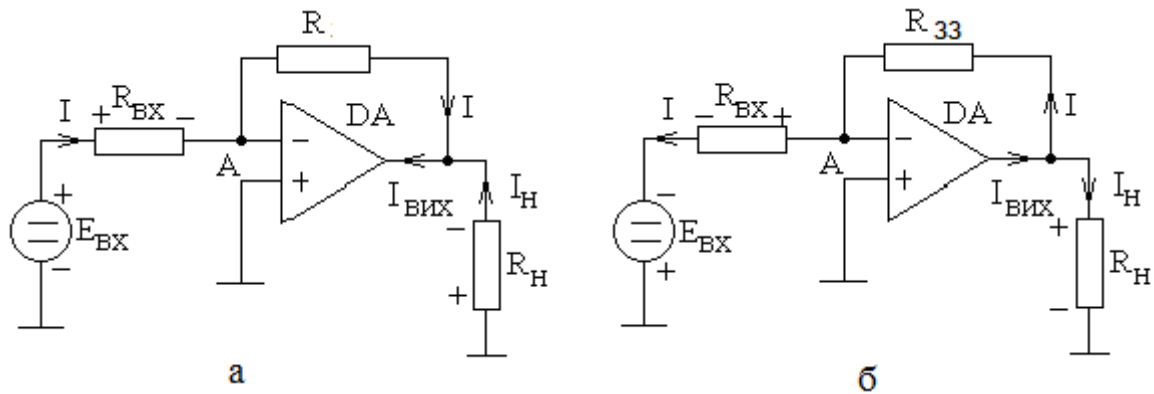


Рисунок 2.1 – Функціональна схема пристрою для акустометрії

Мікрофон є датчиком зняття сигналів, тому до нього пред'являються вимоги мінімального спотворення звукових сигналів. Високоякісний підсилювач з системою фільтрів передають сигнал в блок перетворення для попе-

реднього прослухування через динамік і формування цифрової інформації адаптованої з персональним комп'ютером.

Підсилювальна частина моделювалася за схемою інвертуючого підсилювача (рис. 2.2) [3].



а – позитивна полярність вхідної напруги

б – негативна полярність вхідної напруги

Рисунок 2.2 - Принцип побудови інвертуючого підсилювача

Потенціал точки А дорівнює потенціалу землі. Тому точку А можна назвати віртуальною землею. Через резистор  $R_{ВХ}$  протікає струм:

$$I = \frac{E_{\hat{a}\hat{o}}}{R_{\hat{a}\hat{o}}}, \quad (2.1)$$

напрямок якого залежить від полярності вхідної напруги. У  $R_{ВХ}$  входить також і внутрішній опір джерела сигналу. Струм протікає через опір зворотному зв'язку ( $R_{33}$ ) також рівний  $I$ . Цей струм створює на  $R_{33}$  падіння напруги .

З обліком (2.1) ця напруга визначається таким чином:

$$U_{R_{\hat{c}\hat{c}}} = E_{\hat{a}\hat{o}} \cdot \frac{R_{\hat{c}\hat{c}}}{R_{\hat{a}\hat{o}}}.$$

Враховуючи, що точка А потенційно заземлена, напруга на виході ОП рівна

$$U_{\hat{a}\hat{e}\hat{o}} = -E_{\hat{a}\hat{o}} \cdot \frac{R_{\hat{c}\hat{c}}}{R_{\hat{a}\hat{o}}} = E_{\hat{a}\hat{o}} \cdot K_{\hat{c}\hat{c}}, \quad (2.2)$$

де  $K_{\text{сф}} = -R_{\text{сф}}/R_{\text{ао}}$  коефіцієнт передачі напруги інвертуючого підсилювача з зворотнім зв'язком.

Знак « $\rightarrow$ » показує, що вихідна напруга знаходиться в протифазі з вхідною.

Струм навантаження  $I_{\text{н}}$  визначається лише її опором  $R_{\text{н}}$  і  $U_{\text{вих}}$ :

$$I_{\text{н}} = U_{\text{вих}} / R_{\text{н}}$$

Струм навантаження  $I_{\text{н}}$  віддає вихідне коло ОП:

$$I_{\text{вих}} = I + I_{\text{н}}$$

Максимальне значення  $I_{\text{вих}}$  залежить від ОП (типове значення 5,20 мА). Опір  $R_{\text{н}}$  має бути таким, аби величина  $I_{\text{вих}}$  не перевищувала максимально допустимого значення для даного ОП. Інакше ОП втрачає працездатність.

Вхідний опір підсилювача (рис. 2.2) для генератора  $E_{\text{вх}}$  рівний  $R_{\text{вх}}$ . Тому для підвищення вхідного опору схеми необхідно збільшення опору  $R_{\text{вх}}$  ( $R_{\text{вх}} \geq 10$  кОм).

Регулювання посилення може бути організоване за схемою (рис. 2.3) [3].

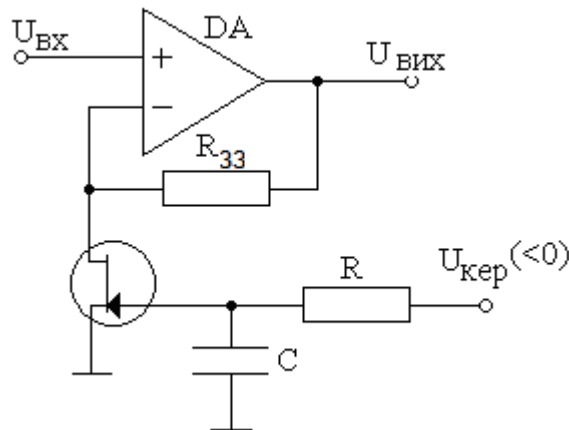


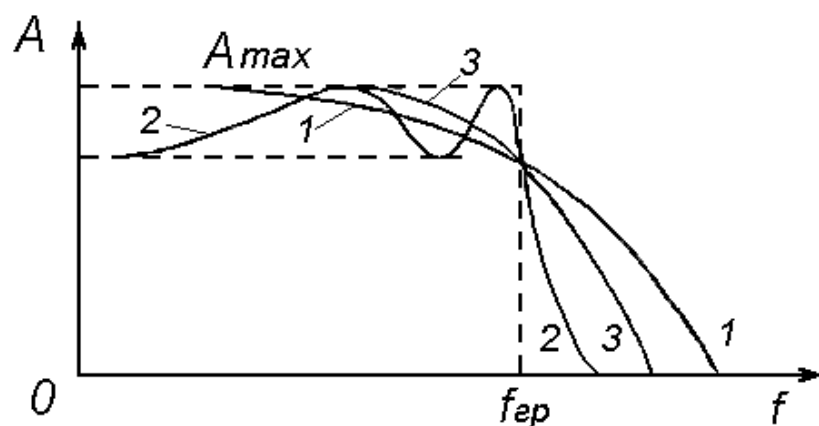
Рисунок 2.3 – Регулювання посилення за допомогою польового транзистора

### 2.1.1 Розробка фільтру низьких частот

Використовуючи операційний підсилювач також можна спроектувати підсилювач, що має властивості фільтру. Такий фільтр називається активним [4]. Його найефективніше вдається використовувати в діапазоні наднизьких і низьких частот (одиниці герц – одиниці кілогерц). У цьому діапазоні не вигідно застосовувати індуктивності великого номіналу, що має невисоку добротність і стабільність.

У активному фільтрі ОП використовується спільно з конденсаторами, але необхідне зрушення фаз, що моделює індуктивність, створюється за рахунок петлі зворотного зв'язку. Якщо власний паразитний зсув фаз усередині ОП невеликий, то властивості реактивного підсилювального каскаду з хорошою точністю відповідають властивостям реальної індуктивності. Крім того, статичні властивості ОП, вживаних для побудови фільтрів, мають бути близькі до ідеальних ( $R_{вх} \rightarrow \infty$ , а  $R_{вих} \rightarrow 0$ ), в цьому випадку реактивні кола можуть працювати в погодженому режимі [4].

Найчастіше розглядають три види фільтрів і відповідно три види амплітудно-частотних характеристик (АЧХ). Ці АЧХ представлені на рисунку 2.4 в логарифмічному масштабі.



- 1- АЧХ фільтру Бесселя;
- 2- АЧХ фільтру Чебишева;
- 3- АЧХ фільтру Баттерворта

Рисунок 2.4 - АЧХ фільтрів нижніх частот

Крива 1 – АЧХ фільтру Бесселя. У нього фазочастотна характеристика (ФЧХ) близька до лінійної, проте АЧХ далека від ідеальної. Недолік фільтру Бесселя – малий нахил АЧХ поблизу смуги пропускання, тобто мале подавлення позасмугової перешкоди, якщо її частота набагато переверщує значення граничної.

Крива 2 описує фільтр Чебишева. АЧХ цього фільтру в смузі пропускання має хвилястий характер. Число вершин часто називають порядком фільтру. Проте, порядок фільтру – це порядок рівняння що описує його АЧХ один з локальних максимумів (мінімумів) завжди лежить на нульовій частоті. Різницю в децибелах між цими рівнями називають нерівномірністю АЧХ фільтру Чебишева в смузі пропускання.

Зазвичай розглядаються фільтри Чебишева з нерівномірністю АЧХ 0,5, 1 і 3 дБ. Чим більше нерівномірність, тим більше крутість АЧХ поблизу кордону смуги пропускання. Проте із-за такої підвищеної вибірковості велика нерівномірність АЧХ і особливо ФЧХ, і як наслідок – сильні спотворення корисного сигналу.

Крива 3 – це АЧХ фільтру Баттерворта, який є компромісом між фільтром Бесселя і Чебишева. Його АЧХ найбільш близька до асимптот і ніде не пересікає їх. Лише у близи граничної частоти має не великий – на 3 дБ «завал» АЧХ. ФЧХ фільтру Бесселя декілька відрізняється від лінійної.

Ліва асимптота АЧХ будь-якого НЧ фільтру горизонтальна, а права нахилена під кутом  $20n$  дБ на декаду, де  $n$  – порядок фільтру. Порядок дорівнює (за рідким виключенням) числу вхідних у фільтр реактивних елементів, в нашому випадку конденсаторів.

Основний параметр ФНЧ – це кордон смуги пропускання, або гранична частота виміряна на рівні 3 дБ відносно максимального коефіцієнта передачі  $A_{\max}$ . Інший частотний параметр – частота зрізу  $f_{зр}$ , яка дорівнює абсцисі точки пересічення асимптот (базисної точки).

При побудові ФНЧ зазвичай не можливо отримати будь-який заздалегідь заданий коефіцієнт передачі в смузі пропускання.

На рисунку 2.5 представлена схема ланки другого порядку, яка дозволяє отримати будь-яку добротність і будь-який вигляд АЧХ. Ланка побудована на основі підсилювача. При  $C1 = C2 = C_0$  отримуємо рівнокомпонентний фільтр Сален-Кі [15]. Його добротність визначається коефіцієнтом посилення  $K_u$ :

$$K_u = 3 \frac{1}{Q} \quad (2.3)$$

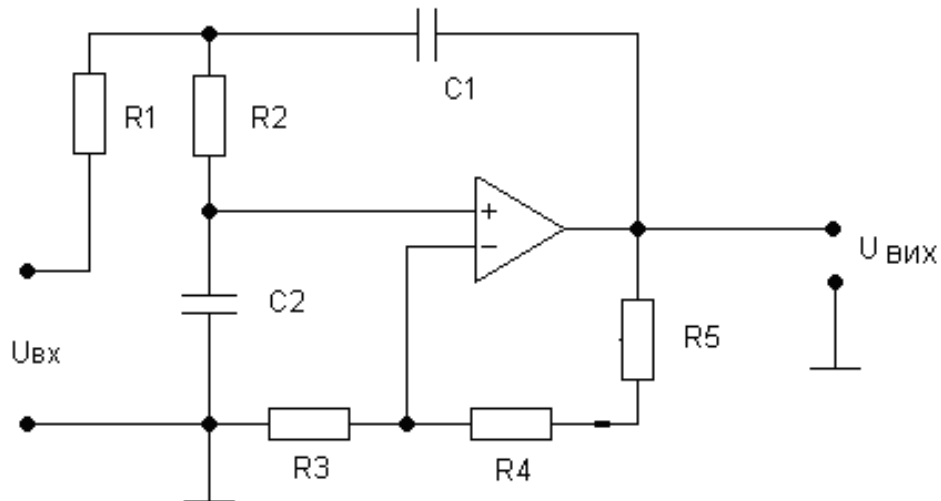


Рисунок 2.5 – Фільтр низьких частот

Ланка Сален-Кі має перевагу: якщо її коло, що задає частоту, побудовано із звичайних (не прецизійних) резисторів і конденсаторів і із-за цього АЧХ ланки відхилилася від розрахункової, то відхилення можна значною мірою компенсувати зміною масштабу, тобто фактично підбором одного з резисторів кола ЗЗ підсилювача. Розрахуємо компоненти фільтру НЧ.

Амплітудно-частотна характеристика одного RC-кола описується рівнянням:

$$K_u = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{f}{f_{cp}}\right)^2}} \quad (2.4)$$

а фазочастотна:

$$\varphi = \arctg (-f/f_{cp}) \quad (2.5)$$



По заданій частоті зрізу визначаємо номінали резисторів і конденсаторів фільтру:

$$f_{зр} = \frac{35}{R_0 \cdot C_0},$$

де  $f_{зр}$  – частота зрізу, Гц ;  $R_0$  – опір резистора, Ом;  $C_0$  – ємність конденсатора, мкФ.

Тоді постійна часу кожної ланки рівна:

$$T = RC = \frac{160000}{f_{зр}} = \frac{160000}{35} = 4,5 \text{ мс} = 4,5 \cdot 10^{-3} \text{ с}$$

Із ряду номінальних ємностей виберемо значення ємності конденсатора, рівної 0,5 мкФ опір резистора розрахуємо по формулі:

$$R = \frac{T}{C} = 9 \cdot 10^3 \text{ Ом}$$

З ряду номінальних значень приймемо опір резистора рівним 9,1 кОм, а значення конденсатора рівним 0,5 мкФ.

Визначимо уточнену частоту зрізу, яка буде рівна

$$f_{сер} = \frac{160000}{9100 \cdot 0,5} = 35,1 \text{ Гц.}$$

Приймаємо значення  $R1 = R2 = R0 = 9,1 \text{ кОм}$ ;  $C1 = C2 = C0 = 0,5 \text{ мкФ}$ ;  $R3 = 50 \text{ кОм}$ ;  $R4 = 43 \text{ кОм}$ ,  $R5 = 33 \text{ кОм}$ . Тоді  $K_u \approx 2,5$ , а добротність фільтру дорівнює 2.

На рисунку 2.6 представлена АЧХ розрахованого НЧ фільтру, моделювання якого вироблялося за допомогою програмного забезпечення Electronic Workbench.

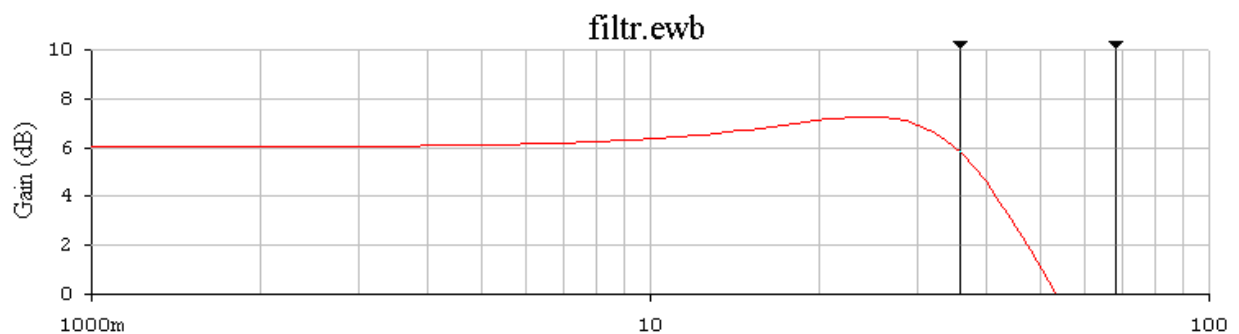


Рисунок 2.6 - АЧХ фільтру низьких частот

Таким чином спроектований фільтр має величину коефіцієнта передачі в смузі частот пропускання 6дБ. Загасання вноситься фільтром поза смугою частот пропускання і складає 12дБ на октаву, що є достатнім. Нерівномірність амплітудно-частотної характеристики в межах смуги пропускання фільтру складає не більше 1 дБ.

### 2.1.2 Розрахунок параметрів блоку живлення

Для живлення проектованого приладу від мережі промислового струму напругою 220В виробимо розрахунок стабілізованого блоку живлення. Блок живлення призначений для забезпечення окремих вузлів і блоків приладу стабілізованою напругою, при напрузі пульсацій на виході блоку живлення не більше 2 мВ. Сумарний струм вжитку приладу не перевищує величини 300 мА. при напрузі 9В.

Для побудови стабілізованого блоку живлення застосуємо класичну мостову схему випрямлення змінного струму і компенсаційну схему стабілізації вихідної напруги [5].

Схема електрична принципова блоку живлення приведена на рисунку 2.7.

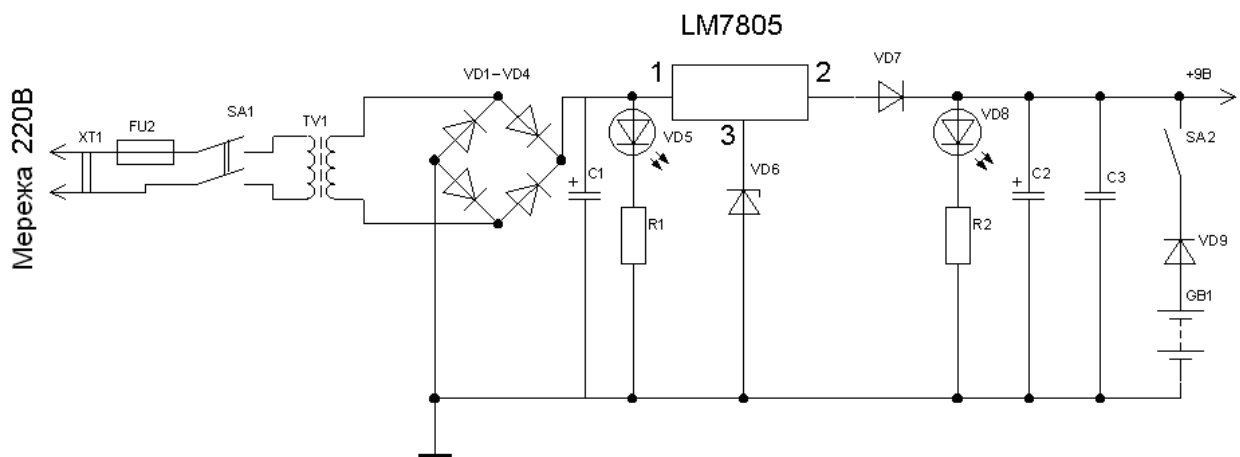


Рисунок 2.7 - Схема електрична принципова блоку живлення

Визначимо основні характеристики блоку живлення.

Потужність, споживана приладом:

$$P_{\text{нi}} = U_{\text{âëö}} \cdot I_{\text{âëö}} \quad (2.6)$$

$$P_{\text{нi}} = 9\text{Â} \cdot 3\text{À} = 2,7\text{Âò}$$

Необхідна напруга на виході випрямляча

$$U_{\text{âö.ñò}} = U_{\text{âëö}} + U_{\text{ñò.min}} \quad (2.6)$$

$$U_{\text{âö.ñò}} = 9\text{Â} + 3\text{Â} = 12\text{Â},$$

де  $U_{\text{ст min}}$  - мінімальна допустима напруга на регулюючому елементі стабілізатора (для LM7805  $U_{\text{ст min}} = 3\text{В}$ )

Середня величина струму що протікає через вентилі

$$I_{\text{ñâö}}^2 = \frac{I_{\text{âëö}}^2}{2} \quad (2.7)$$

$$I_{\text{ñâö}}^2 = \frac{0,3\text{À}^2}{2} = 0,15\text{À}^2,$$

де  $I_{\text{вих}}$  – сила струму у вихідному ланцюзі стабілізатора, А.

Напруга на вторинній обмотці трансформатора в режимі «холостого ходу»

$$U_{2\text{öö}} = U_{\text{âö.ñò}} \cdot 1,2 \quad (2.8)$$

$$U_{2\text{öö}} = 12\text{Â} \cdot 1,2 = 14,4\text{Â},$$

де  $U_{\text{вх.ст}}$  – напруга на вході стабілізатора, В.

Згідно цих розрахунків як випрямний міст застосуємо діодну збірку КЦ405Е з параметрами  $U_{\text{зв}} = 50\text{В}$  і  $I_{\text{сер}} = 1\text{А}$  [16]

Розрахуємо коефіцієнт пульсацій на вході стабілізатора

$$\hat{E}_{\text{i0}} = \left( \frac{2U_{\text{i}}}{U_0} \right) \cdot 100\% \quad (2.9)$$

$$\hat{E}_{\text{i0}} = \left( \frac{2\text{iÂ}}{12\text{Â}} \right) \cdot 100 = 0,16\%$$

Для визначення номіналу конденсатора на виході випрямляча (вході стабілізатора) згідно [6] по формулі:

$$\tilde{N}l = \tilde{N}_0 = \frac{l}{\hat{E}_{\text{i0}}} \quad (2.10)$$

$$\tilde{N}_1 = \frac{200}{0,16} = 2000 \text{ ,}$$

де  $N$ - коефіцієнт визначуваний згідно [16] і рівний 200.

Для побудови компенсаційного стабілізатора напруги використовуємо інтегральну схему LM7805[7]. Вона є компенсаційним стабілізатором напруги, забезпеченим захистом від коротких замикань у вихідних ланцюгах, тепловим захистом і можливістю регулювання вихідної стабілізованої напруги.

Основні технічні характеристики і параметри інтегральної схеми LM7805 приведені в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 Основні технічні характеристик інтегральної схеми LM7805

Найменування характеристики	Номінал
Величина напруги, що стабілізується, В	5.0
Максимальна величина струму, що стабілізується, не більш, А	1
Максимальна вхідна напруга не більш, В	35
Вихідний опір не більш, мОм	17
Рівень струму спрацьовування струмового захисту, А	1,2
Коефіцієнт стабілізації	10000
Корпус мікросхеми	TO220

Оскільки інтегральна мікросхема LM7805 забезпечує на виході величину стабілізованої напруги рівну 5В, а необхідна напруга на виході блоку живлення має бути рівною 9В, в схемі стабілізатора додатково встановлений стабілітрон VD6, який забезпечує на виході мікросхеми необхідну напругу. Величина напруга стабілізації стабілітрона VD6 розраховується згідно рекомендацій виробника:

$$U_{\text{н0}} = U_{\text{а00}} \cdot U_{\text{н01}} \quad (2.11)$$

$$U_{\text{н0}} = 9\text{В} - 5\text{В} = 4\text{В},$$

де  $U_{\text{вих}}$  - необхідна напруга на виході стабілізатора, В;  $U_{\text{ст}}$  - власна напруга на виході стабілізатора, В.

Як стабілітрон VD6 застосовний KC147A з напругою стабілізації 4,7В.

Для індикації включення блоку живлення служить ланцюг, що складається зі світлодіода VD5 і резистора R1. Для живлення приладу від батареї необхідно включити вимикач SA2. Оскільки прилад може житись як від стабілізованого блоку живлення, так і від батареї GB1 в схему введений розв'язуючий діод VD7, який знаходиться в закритому стані, якщо прилад живиться від батареї і стабілізований блок відключений від мережі. Діод VD9 служить для захисту від протікання примусового зарядного струму через батарею при включеному стабілізованому блоці живлення, напруга якого більш ніж напруга батареї GB1. Коло, що складається зі світлодіода VD8 і резистора R2, вказує, що на прилад подана напруга живлення. Конденсатори C2 і C3 служать для забезпечення розв'язки кіл живлення по змінній складовій.

Розроблена схема електрична принципова пристрою для акустометрії на операційних підсилювачах 544УД1 (рис. 2.8) представлена на рисунку 2.9.

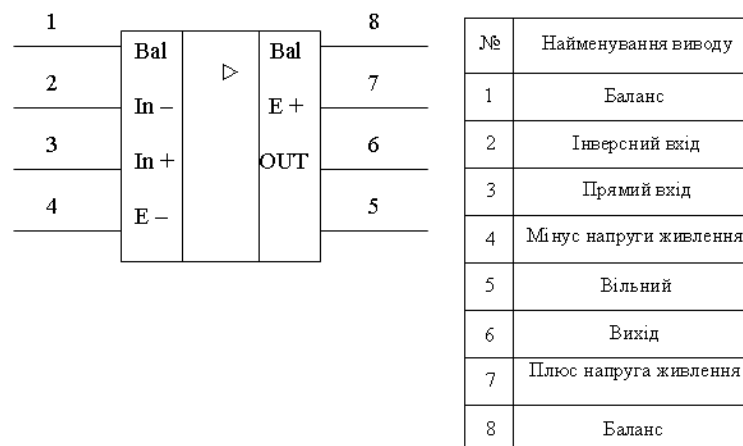


Рисунок 2.8 – Структурна схема і призначення виводів операційного підсилювача 544УД1

## 2.2 Моделювання топології пристрою для акустометрії

Печатні плати діляться на однобічні, двосторонні, багат шарові [8].

Однобічні печатні плати характеризуються:

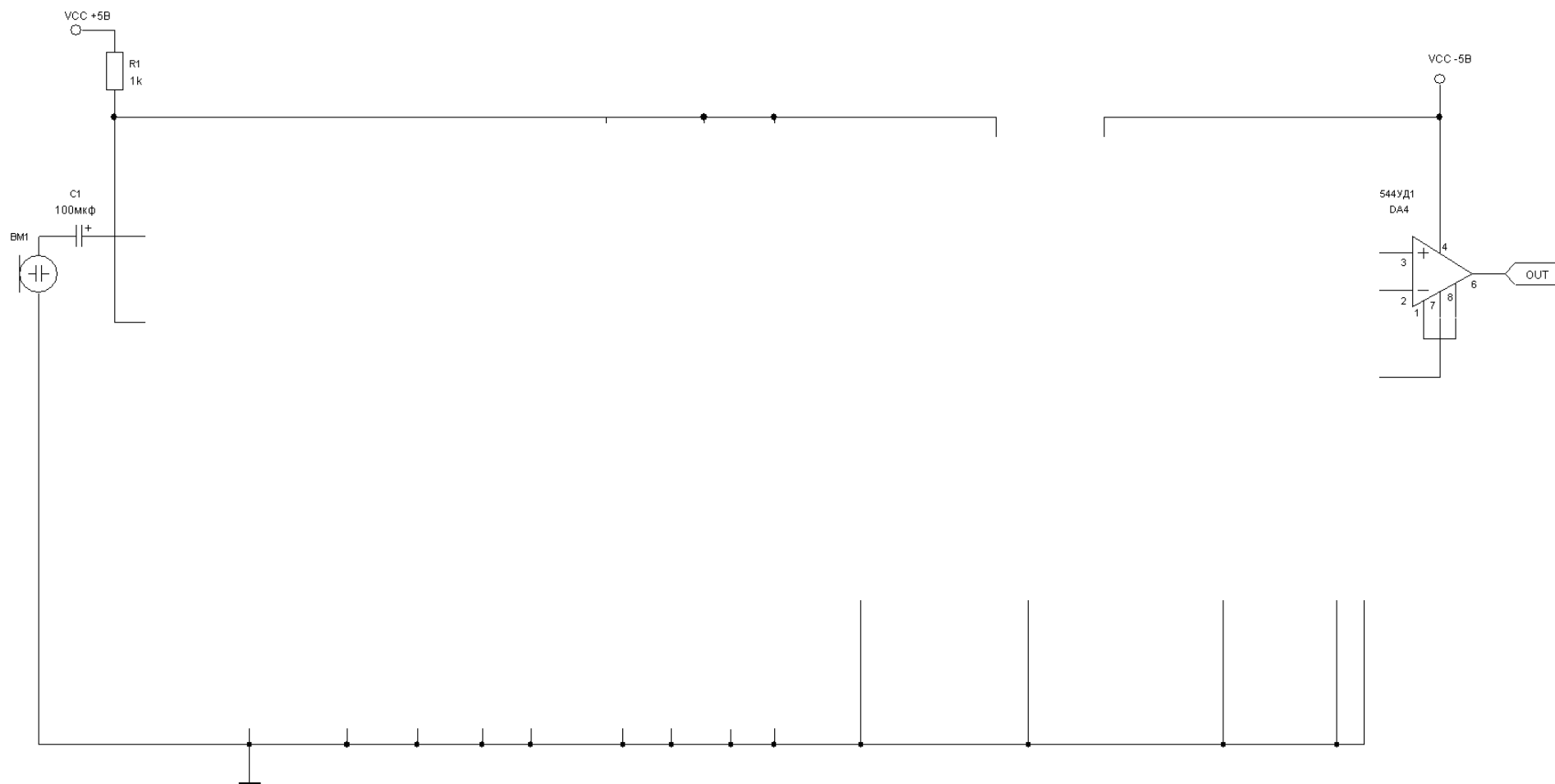


Рисунок 2.9 – Схема електрична принципова пристрою для акустометрії

- низькою вартістю;
- відсутністю металізованих отворів;
- підвищеною точністю виконання провідного малюнка;
- установкою виробів електронної техніки на поверхню печатної плати з боку, протилежного з боку паяння, без додаткового ізоляційного покриття.

Двосторонні печатні плати без металізації монтажних і перехідних отворів характеризуються:

- високою точністю виконання провідного рисунку;
- низькою вартістю;
- використанням об'ємних металевих елементів конструкції для з'єднання елементів провідного малюнка, розташованих на протилежних сторонах друкарської плати.

Двосторонні печатні плати з металізованими монтажними і перехідними отворами характеризуються;

- широкими комутаційними можливостями;
- підвищеною точністю зчеплення виводів навісних виробів електронної техніки з провідним малюнком плати;
- підвищеною вартістю в порівнянні з печатними платами без гальванічного з'єднання шарів.

Багатошарові печатні плати з металізацією крізних отворів характеризуються:

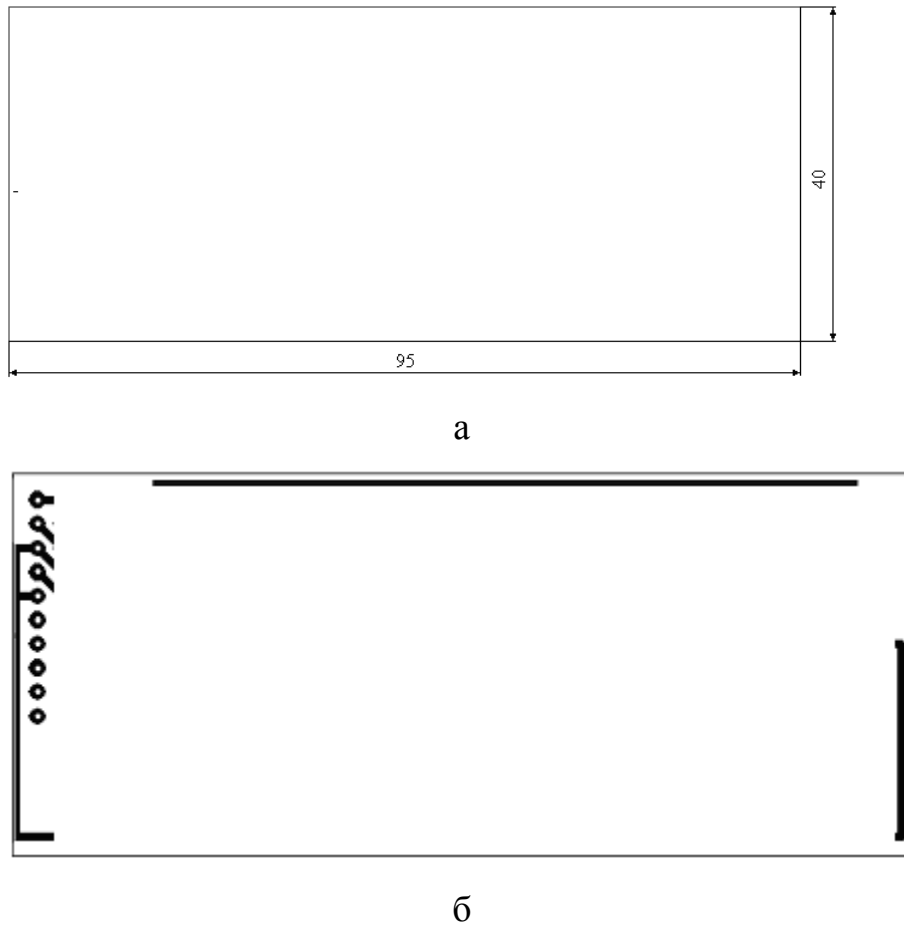
- наявністю міжшарових з'єднань, здійснюваних за допомогою крізних металізованих отворів, а також, в особливих випадках, за допомогою перехідних отворів, сполучаються лише внутрішні шари;

- переважним використанням однобічного фольгованого діелектрика для зовнішніх і двостороннього – для внутрішніх шарів;
- обов'язковою наявністю контактних майданчиків на будь-якому провідному шарі що має електричне з'єднання з перехідними отворами;
- низькою ремонтпридатністю;
- високою перешкодозахищеністю електричних кіл.

Топологія пристрою для фонокардії виконана на двосторонній печатній платі з металізованими монтажними і перехідними отворами. При цьому

використаний моносхемний метод конструювання, який зручніший при налаштуванні і ремонті радіоелектронної апаратури [3].

Напівавтоматизований метод конструювання з використанням програмного застосування Sprint Layout 4,0 дозволив оптимально розмістити навісні вироби електронної техніки за допомогою комп'ютера при ручному трасуванні печатних провідників (рис. 2.10).



а – сторона монтажу елементної бази;

б – сторона струмопровідного шару

Рисунок 2.10 – Топологічне креслення печатної плати пристрою для акустометрії

Топологія складалася так, щоб для виготовлення пристрою для акустометрії була потрібна найбільш проста і дешева технологія, забезпечувався заданий тепловий режим і можливість перевірки компонентів в процесі виготовлення, оцінювався вплив ємкісних і індуктивних зв'язків на роботу схеми.



Основним завданням при розробці топології є мінімізація площі плати, мінімізація сумарної довжини розводки і числа пересічень в ній.

Монтаж навісних (рис. 2.11) елементів виконаний технологією паяння припоєм ПОС-60 з використанням спирто-каніфольної суміші як флюс.

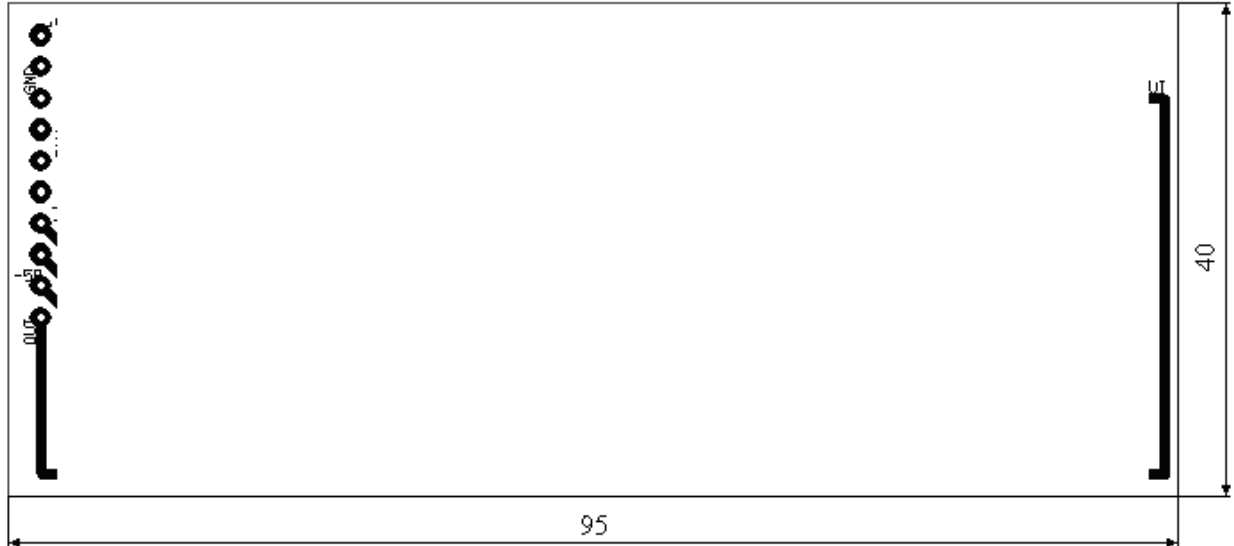


Рисунок 2.11 – Печатна плата пристрою з навісними елементами

Печатна плата виконана з двостороннього фольгованого склотекстоліту завтовшки 1 мм і має габаритні розміри 95×40 мм, що дозволяє розмістити її в компактний корпус і використовувати автономне джерело живлення з акумуляторних батарей з можливістю заряджання від мережі змінного струму або бортової мережі автомобіля.

### 2.3 Вибір мікрофону пристрою для акустометрії

Мікрофони класифікуються за ознакою перетворення акустичних коливань в електричні і підрозділяються на електродинамічні, електромагнітні, електростатичні (конденсаторні і електретні), вугільні і п'єзоелектричні.

Мікрофони характеризуються наступними параметрами.

Чутливість мікрофону - це відношення напруги на виході мікрофону до звукового тиску, що впливає на нього, при заданій частоті (як правило 1000

Гц), виражене в мілівольтах на паскаль (мВ/Па). Чим більше це значення, тим вище чутливість мікрофону.

Номинальний діапазон робочих частот - діапазон частот, в якому мікрофон сприймає акустичні коливання і в якому нормуються його параметри.

Нерівномірність частотної характеристики - різниця між максимальним і мінімальним рівнем чутливості мікрофону в номінальному діапазоні частот.

Модуль повного електричного опору - нормоване значення вихідного або внутрішнього електричного опору на частоті 1 кГц.

Характеристика спрямованості - залежність чутливості мікрофону (у вільному полі на певній частоті) від кута між віссю мікрофону і напрямом на джерело звуку.

Рівень власного шуму мікрофону - виражене в децибелах відношення ефективного значення напруги, обумовленого флуктуаціями тиску в довкіллі і тепловими шумами різних опорів в електричній частині мікрофону, до напруги, що розвивається мікрофоном на навантаженні при тиску 1 Па при дії на мікрофон корисного сигналу з ефективним тиском 0,1 Па.

Чим ширше діапазон робочих частот мікрофону і чим менше нерівномірність амплітудної характеристики, тим природніше передається звук.

На рисунку 2.12 приведена схема, яка пояснює принцип роботи конденсаторного мікрофону. Виконані з електропровідного матеріалу мембрана (1) і електрод (2) розділені ізолюючим кільцем (3) і є конденсатором. Жорстко натягнута мембрана під впливом звукового тиску здійснює коливальні рухи відносно нерухомого електроду. Конденсатор включений в електричний ланцюг послідовно з джерелом напруги постійного струму  $GB$  і активним опором навантаження  $R$ . При коливаннях мембрани ємність конденсатора міняється з частотою звукового тиску, що впливає на мембрану. У електричному ланцюзі з'являється змінний струм тієї ж частоти і на опорі навантаження виникає змінна напруга, що є вихідним сигналом мікрофону.

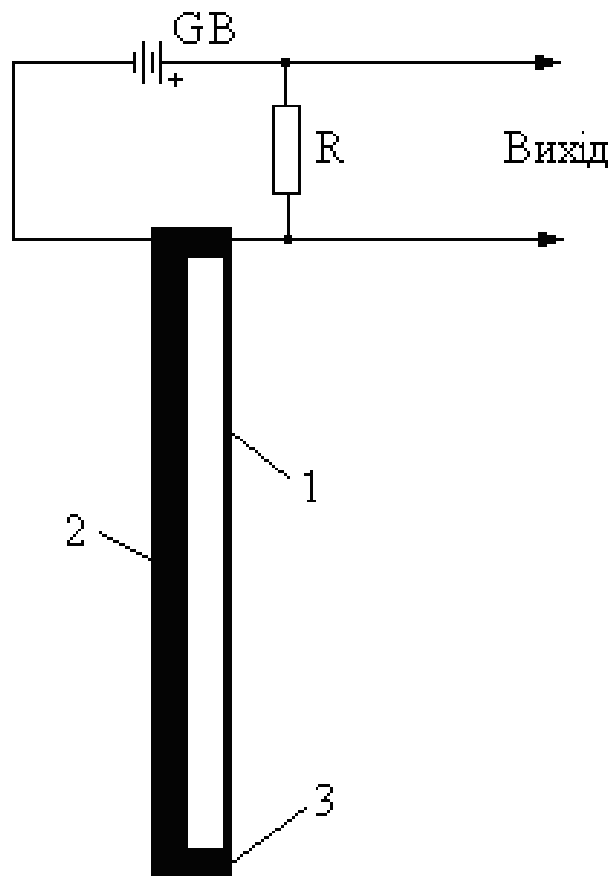


Рисунок 2.12 - Схема включення конденсаторного мікрофону

Електретні мікрофони за принципом роботи є тими ж конденсаторними, але постійна напруга в них забезпечується зарядом електрета, тонким шаром нанесеного на мембрану і що зберігає цей заряд тривалий час (понад 30 років).

Оскільки електростатичні мікрофони володіють високим вихідним опором, то для його зменшення, як правило, в корпус мікрофону вбудовують істоковий повторювач на польовому n-канальному транзисторі з p-n переходом. Це дозволяє понизити вихідний опір до величини не більше 3 - 4 кОм і зменшити втрати сигналу при підключенні до входу підсилювача сигналу мікрофону. На рисунку 2.13 приведена внутрішня схема електретного мікрофону з трьома виводами МКЕ-3.

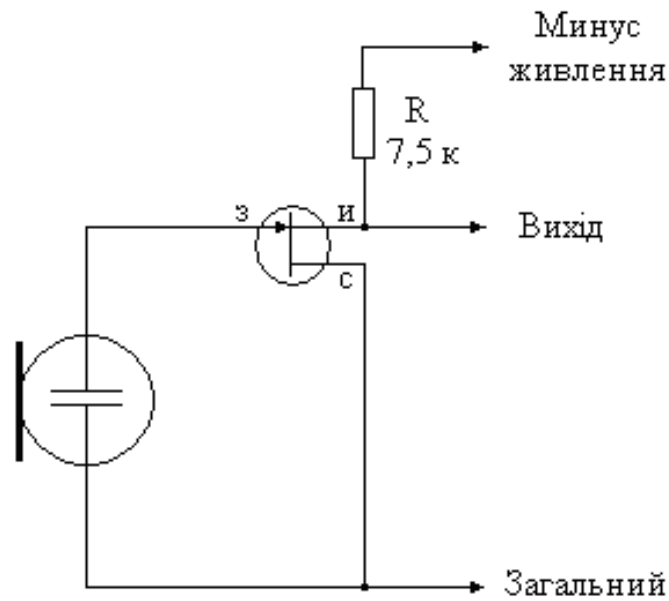


Рисунок 2.13 - Внутрішня схема електретного мікрофону МКЕ-3

В електретних мікрофонах з двома виводами вихід виконано за схемою підсилювача з відкритим стоком. На рисунку 2.14 приведена внутрішня схема електретного мікрофону з двома виводами МКЕ-389-1. Схема підключення такого мікрофону приведена на рисунку 2.15. За цією схемою можна підключати практично всі електретні мікрофони з двома виводами, і вітчизняні і імпортовані.

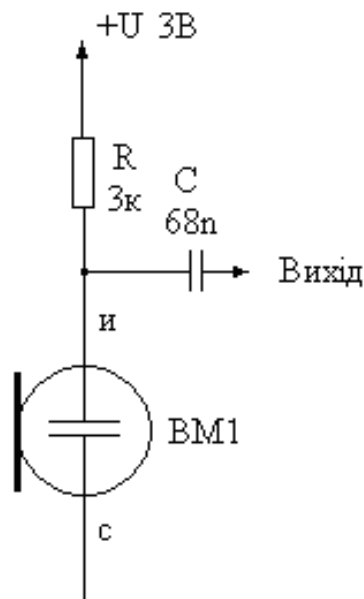


Рисунок 2.14 - Внутрішня схема електретного мікрофону МКЕ-389-1

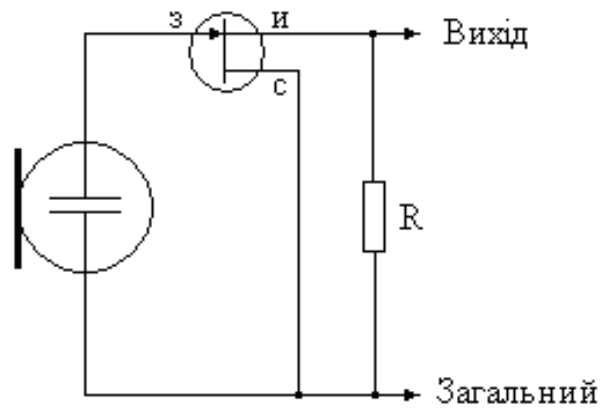


Рисунок 2.15 - Схема підключення електретних мікрофонів з двома виводами

Технічні характеристики досліджуваних мікрофонів приведені в таблиці 2.2. Аналіз характеристик показує відповідність розробленій схемі і параметрам акустокордіометричних досліджень серцевої діяльності, мікрофону МКЕ – 377 – 1.

Таблиця 2.2 – Характеристики досліджуваних мікрофонів

Наименование	Чувствительность, мВ Па	Диапазон частот, Гц	Уровень шума, Дб	Напряжение питания, В	Потребляемый ток, мА	Коеф. Гармоник, %	Неравномерность ЧХ, ЧХ,
МКЭ-377-1А	612	15-15000	33	2,36	0,35	4	-
МКЭ-377-1Б	1020						
МКЭ-377-1В	1836						
МКЭ-378А	612	30-18000		1			
МКЭ-378Б	1020						
МКЭ-389-1А	612	15-4000		26	-	4	

Нерівномірність частотної характеристики чутливості в номінальному діапазоні частот для мікрофону МКЕ-377-1 представлена на рисунку 2.16.

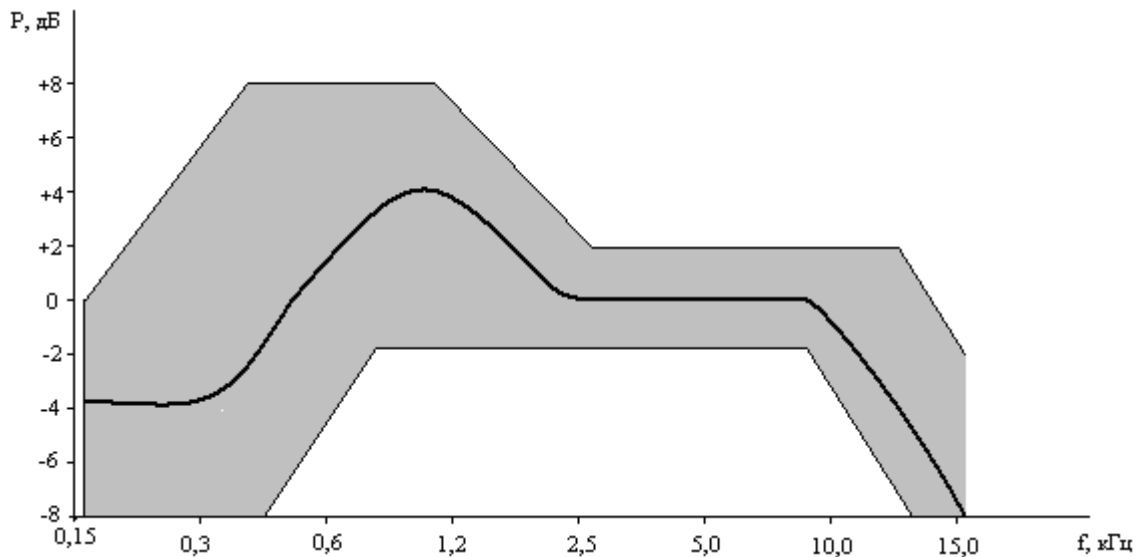


Рисунок 2.16 – Залежність чутливості від частотного діапазону мікрофону МКЕ-377-1

#### 2.4 Аналіз характеристик функціонування розробленого пристрою для акустометрії

При моделюванні схеми в програмному застосуванні Electronics Workbench замінимо мікрофон генератором заздалегідь виставивши на ньому параметри що імітують вимірюваний сигнал (рис. 2.18).

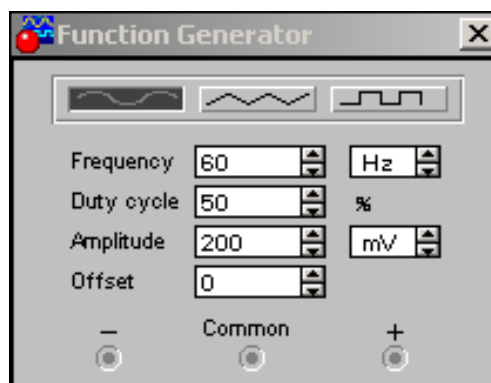


Рисунок 2.18 – Параметри генератора який імітує оброблюваний сигнал  
 Модель схеми першого каскаду посилення представлена на рисунку 2.19. У моделі мікросхема 544УД1 замінена зарубіжним аналогом ОР37А [9].

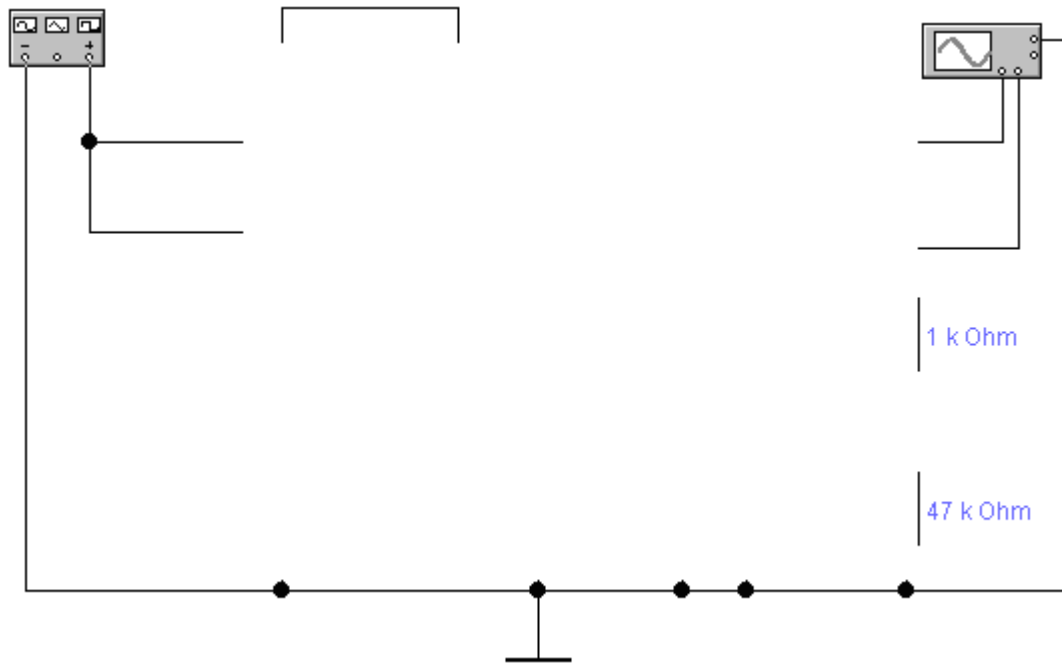


Рисунок 2.19 – Модель схеми першого каскаду посилення

Осцилограми сигналів, знятих для порівняння з виходів генератора і першого каскаду посилення, представлені на рисунку 2.20.

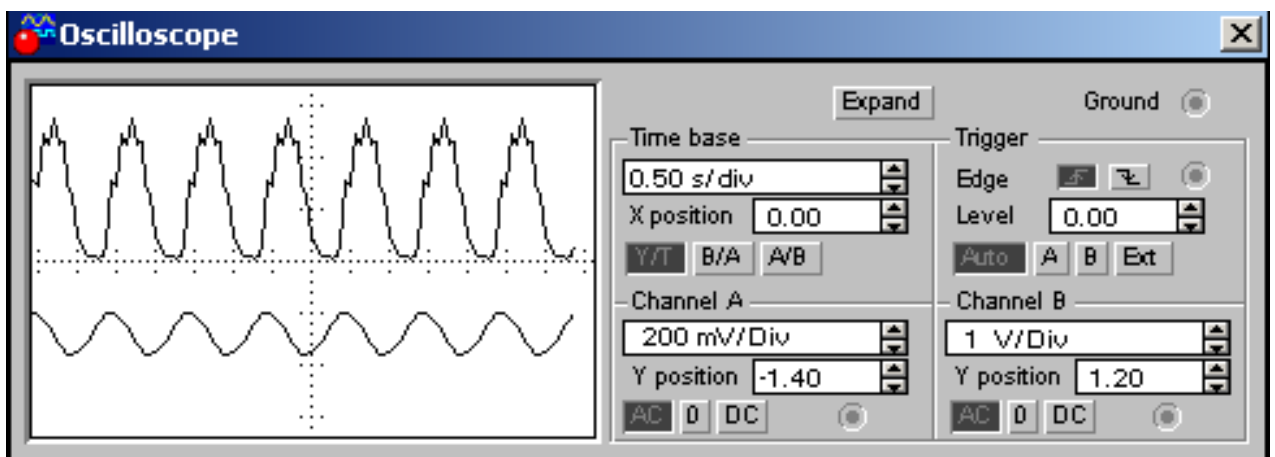


Рисунок 2.20 – Осцилограма сигналу першого каскаду посилення

Модель двохкаскадного підсилювача представлена на рисунку 2.21. У моделі транзистор КП303 замінений аналогом 2N3686, а діоди КД521 аналогами 1N4148.

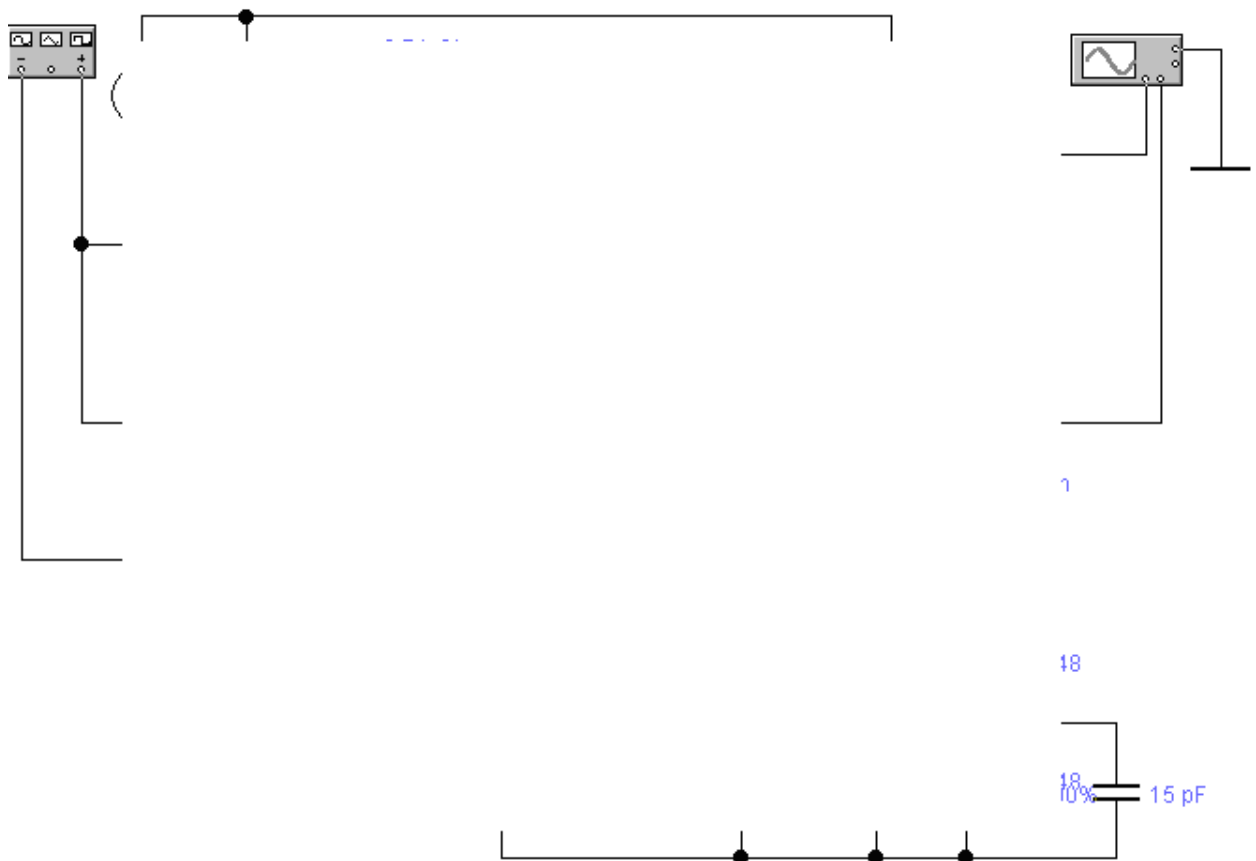


Рисунок 2.21 – Модель двохкаскадного підсилювача з регулюванням посилення

Далі двохкаскадний підсилювач за допомогою Create Cabcircuit був перетворений в окремий модуль (рис. 2.22).

Аналіз діаграми функціонування представлений на рисунку 2.23.

Інформація отримана з розробленого пристрою для акустометрії може бути зафіксована самописцем, комп'ютером, виведена на акустичну систему.

Розроблена електрична схема пристрою для акустометрії дозволяє обробляти і підсилювати сигнали при моніторингу акустичного оточення.



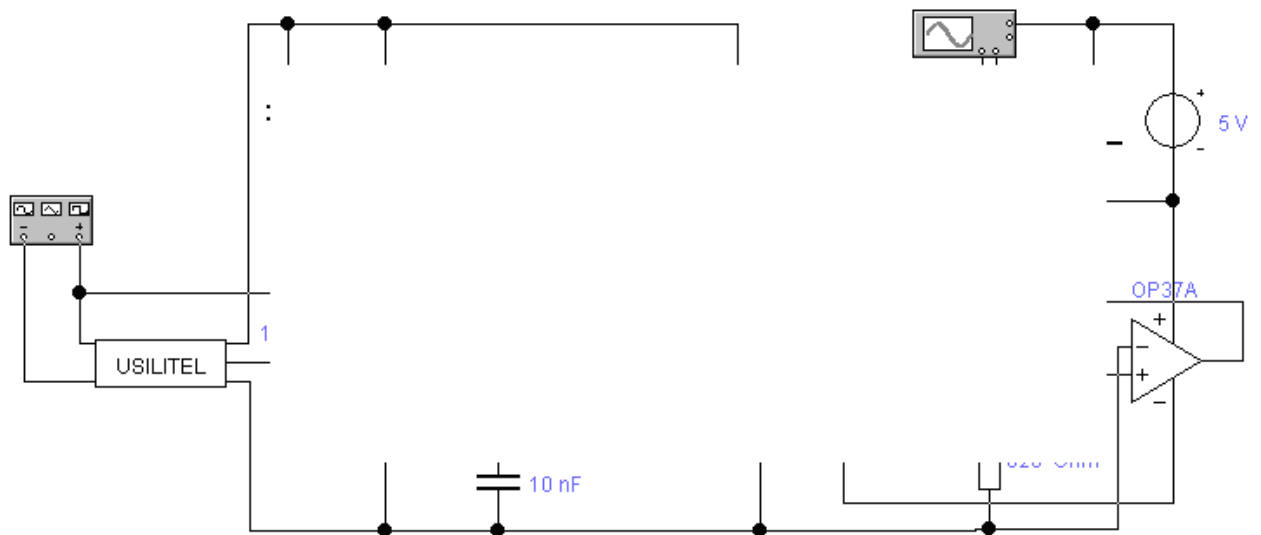


Рисунок 2.22 – Повна модель пристрою для акустометрії

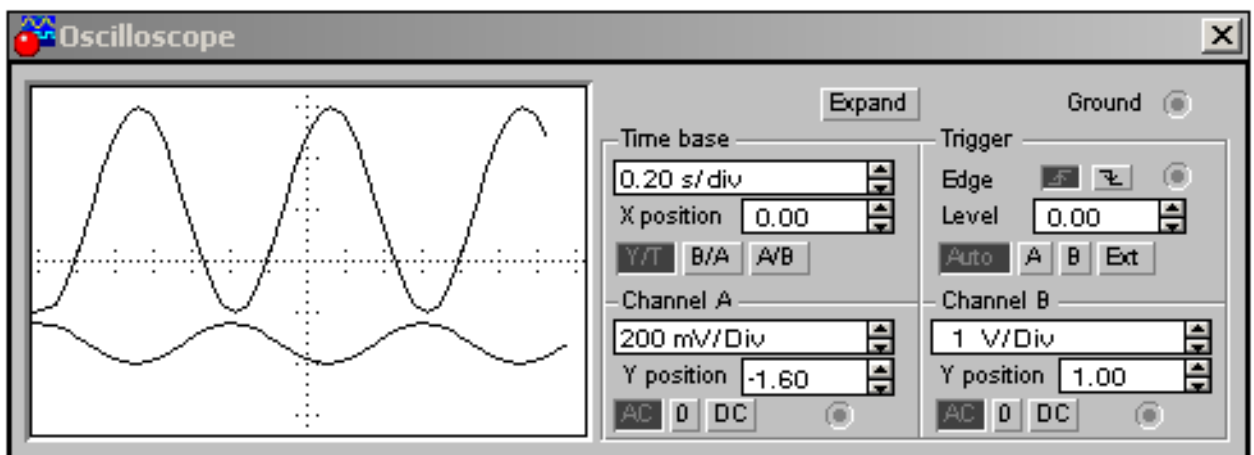


Рисунок 2.23 – Діаграма функціонування пристрою для акустометрії

Обраний мікрофон МКЕ-377-1 володіє достатньою чутливістю в частотному діапазоні проведення досліджень акустичного оточення і добре узгоджується з розробленою схемою по параметрах.

Розроблений пристрій для акустометрії має малі габаритні розміри, низьку споживану потужність і може бути використаний автономно з виведенням інформації на акустичну систему, малогабаритний самописець і спільно з компютерним комплексом, при необхідності обробки та аналізу даних досліджень.

### 3 Техніко - економічне обґрунтування розробки пристрою для акустометрії

#### 3.1 Обґрунтування вибору технології виготовлення пристрою для акустометрії

Топологічний аналіз показує, що пристрій може бути реалізований у вигляді малогабаритного мікромодуля і виконаний за сучасною маловитратною технологією тонко плівкових гібридних мікрозборок, або за технологією печатних плат на фольгованому текстоліті. Обидві технології передбачають, що всі елементи будуть навісними, а напиленням на підкладці, або травленням поверхні виконується лише струмопровідний шар.

Для вибору технології виготовлення пристрою для акустометрії проаналізуємо ієрархії чотирьох варіантів (табл. 3.1), враховуючи шкалу відносної важливості (табл. 3.2) [9].

Таблиця 3.1 - Можливі варіанти технологій виробництва пристрою

Технологія		Короткий опис
A	Технологія печатних плат на фольгованому текстоліті	Активні та пасивні елементи схеми навісні, а струмопровідний шар виконано травленням фольгованого текстоліту.
B	Толстоплівкових гібридних інтегральних схем	Всі елементи та між елементні з'єднання виконані у вигляді товстих композитних плівок.
C	Тонкоплівкових гібридних інтегральних схем	Всі елементи та між елементні з'єднання виконані у вигляді тонких плівок провідних та резистивних матеріалів.
D	Тонкоплівкових гібридних мікрозборок	Активні та пасивні елементи схеми навісні, а струмопровідний шар виконано у вигляді тонких плівок.

Таблиця 3.2 - Шкала відносної важливості

Інтенсивність відносної важливості	Визначення
1	рівна важливість
3	помірна перевага
5	сильна перевага
7	значна перевага
9	дуже сильна перевага
2,4,6,8	проміжні судження

Вибір робимо за критеріями, наведеними в таблиці 3.3.

Встановлюємо відносну вагу кожного критерію на основі матриці попарних порівнянь для обраних критеріїв (табл. 3.3) [9].

У матриці прийняті наступні позначення:  $i$  – номер критерію; при порівнянні 6-ох критеріїв (табл. 3.3)  $i = 1, 2, 3, 4, 5, 6$ ;  $X_i$  - локальний пріоритет, тобто відносна вага  $i$ -го критерію в глобальному критерії:

Таблиця 3.3 – Попарне порівняння критеріїв

Критерій	1	2	3	4	5	6	$\sqrt[6]{\prod_{i=1}^6 \omega_i}$	$X_i$
1. Швидкодія	1	1/3	3	1/7	1/5	3	0,664	0,073
2. Завадостійкість	3	1	3	1/3	1/7	3	1,042	0,116
3. Споживання	1/3	1/3	1	1/5	1/7	3	0,460	0,051
4. Площа	7	3	5	1	1/5	7	2,297	0,254
5. Сумісність	5	7	7	5	1	5	4,277	0,473
6. Вартість	1/3	1/5	1/3	1/7	1/5	1	0,293	0,033
$\Sigma$							9,033	1,00

Далі аналогічно складаємо 6 матриць попарних порівнянь альтернатив стосовно кожного критерію (табл. 3.4 - 3.9). Оскільки тепер порівнюються 4 технології по одному критерію, то  $i = 1, 2, 3, 4$ .

$$X_i = \frac{\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}}{\sum_{i=1}^4 \sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}},$$

де  $\sum$  - сума по стовпці  $\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$ .

Таблиця 3.4 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «швидкість»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	$X_i$
A	3	1/5	1	3	1,16	0,19
B	5	1	7	7	3,96	0,65
C	1/3	1/7	1	1/2	0,39	0,07
D	1/3	1/7	2	1	0,56	0,09
	$\Sigma$				6,07	1,00

Таблиця 3.5 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «завадостійкість»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	$X_i$
A	1	5	1	1/3	1,14	0,21
B	1/5	1	1/5	1/7	0,48	0,09
C	1	5	1	1/3	1,56	0,29
D	3	7	3	1	2,20	0,41
	$\Sigma$				5,37	1,00

Таблиця 3.6 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «споживання»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	$X_i$
A	1	5	1/5	1/7	0,61	0,09
B	1/5	1	1/7	1/9	0,24	0,04
C	5	7	1	1/3	1,85	0,29
D	7	9	3	1	3,71	0,58
	$\Sigma$				6,41	1,00

Таблиця 3.7 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «площа»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	$X_i$
A	1	5	3	5	0,99	0,21
B	1/5	1	1/3	1/2	0,24	0,05
C	1/3	3	1	3	2,03	0,43
D	1/5	2	1/3	1	1,47	0,31

$\Sigma$	4,73	1,00
----------	------	------

Таблиця 3.8 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «сумісність»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	$X_i$
A	1	5	1/3	1/5	0,76	0,13
B	1/5	1	1/7	1/9	0,24	0,04
C	5	7	1	1/2	2,41	0,41
D	3	9	2	1	2,47	0,42
	$\Sigma$				5,88	1,00

Таблиця 3.9 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «вартість»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	$X_i$
A	1	3	5	6	3,08	0,56
B	1/3	1	3	4	1,41	0,26
C	1/5	1/3	1	2	0,60	0,11
D	1/6	1/4	1/2	1	0,38	0,07
	$\Sigma$				5,47	1,00

Глобальний пріоритет для кожної альтернативи обчислюється як сума добутків кожного локального пріоритету на його ваговий коефіцієнт (табл.. 3.10) [9].

З порівняння глобальних пріоритетів різних технологій видно, що найбільшим є пріоритет у варіанта реалізації пристрою для акустометрії з використанням технології печатних плат на фольгованому текстоліті.

Таблиця 3.10 - Глобальний пріоритет для кожної альтернативи

Пріоритети	№1	№2	№3	№4	№5	№6	Глобальний
Вага	0,073	0,116	0,051	0,254	0,473	0,033	
Печатних плат на фольгованому текстоліті	0,07	0,29	0,29	0,43	0,41	0,11	0,360
Толстоплівкових гібридних інтегральних схем	0,65	0,09	0,04	0,05	0,04	0,26	0,100
Тонкоплівкових гібридних інтегральних схем	0,19	0,21	0,09	0,21	0,13	0,56	0,176
Тонкоплівкових гібридних мікроборки	0,09	0,41	0,58	0,31	0,42	0,07	0,364

За допомогою методу аналізу ієрархій проведено порівняння чотирьох типів технологій реалізації пристрою для акустометрії за наступними критеріями: 1) швидкодія; 2) завадостійкість; 3) споживана потужність; 4) площа, займана на кристалі; 5) сумісність; 6) вартість. Найбільший локальний пріоритет у критерію «сумісність» (табл. 3.3). За даними таблиці 3.9 локальний пріоритет за критерієм «вартість» є найвищим для технології печатних плат на фольгованому текстоліті. Проте найбільший глобальний пріоритет мають технологія тонкоплівкових гібридних мікрозборок та печатних плат на фольгованому текстоліті. Саме технологія печатних плат на фольгованому текстоліті й буде використовуватися для виготовлення пристрою для акустометрії.

### 3.2 Розрахунок витрат на виробництво пристрою для акустометрії

Витрати на матеріали і напівфабрикати вказані в таблицях 3.11, 3.12.

**Витрати на матеріали і напівфабрикати склали 85,40 грн..**

Таблиця 3.11 - Розрахунок вартості покупних виробів

Матеріали	Одиниця виміру	Кількість	Ціна за одиницю, грн.	Всього витрат, грн.
1	2	3	4	5
Мікросхема 544 УД 1	шт.	4	5,90	5,90
Транзистор КП 303	шт.	1	1,05	1,05
Конденсатор К70- 7	шт.	12	0,40	4,80
Резистор МЛТ 0,125	шт.	15	0,25	3,75
Діоди КД 521	шт.	2	0,15	0,30

Матеріали	Одиниця виміру	Кількість	Ціна за одиницю, грн.	Всього витрат, грн.
1	2	3	4	5
Мікрофон МКЭ- 377-1	шт.	1	43,00	43,00
Роз'ім	шт.	1	1,50	1,50
Корпус 100×50×20	шт.	1	6,70	6,70
Разом				60,50

Таблиця 3.12 - Розрахунок вартості полуфабрикатів

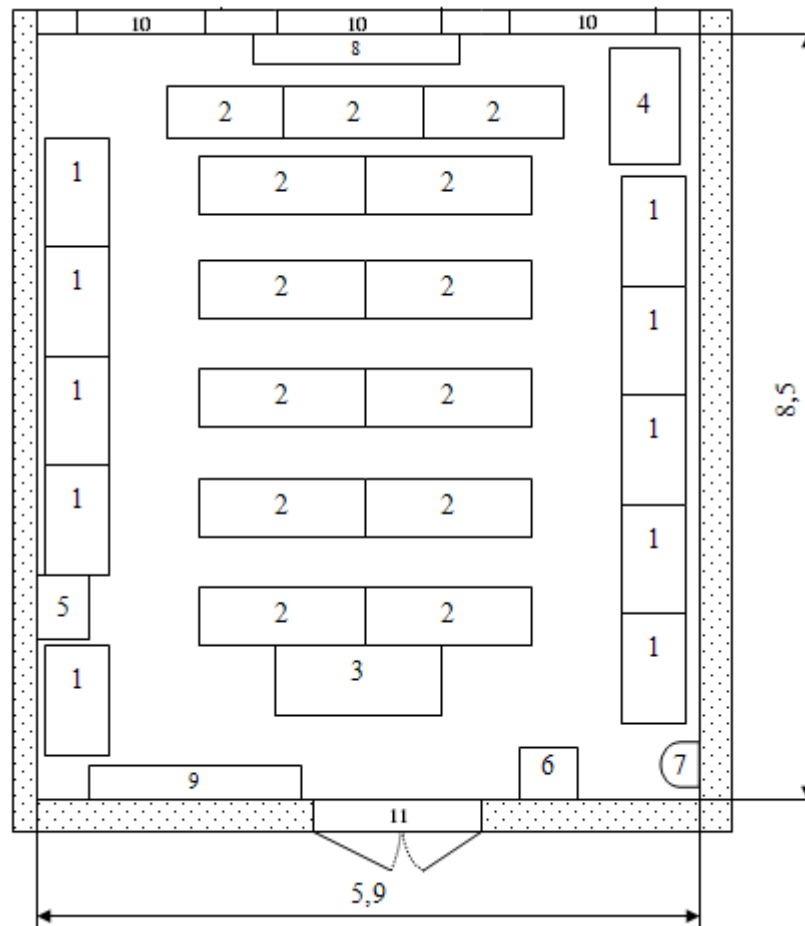
Матеріали	Одиниця виміру	Кількість	Ціна за одиницю, грн.	Всього витрат, грн.
1	2	3	4	5
Фольгований склотекстоліт двосторонній 95×40	шт.	1	8,00	8,00
Травильник	уп.	1	4,90	4,90
Акумулятор	шт.	2	12	12,00
Разом				24,90

## 4 Охорона праці та техногенна безпека

### 4.1 Характеристика об'єкта

В даному розділі як об'єкт дослідження розглянуто приміщення в якому проводяться лабораторні роботи та роботи з відео термінальними пристроями [10].

План приміщення наведено на рисунку 4.1.



1. Стіл комп'ютерний, 2. Стіл аудиторний, 3. Стіл викладача, 4. Уста-  
новка Холла, 5. Шафа силова, 6. Сейф, 7. Умивальник, 8. Спліт система, 9.  
Дошка аудиторна, 10. Вікно, 11. Двері

Рисунок 4.1 – План розташування робочих місць



Приміщення, в якому знаходяться відео термінальні пристрої, має такі характеристики:

- довжина приміщення 8,5 м;
- ширина приміщення 5,9 м;
- висота 4 м;
- число вікон 3;
- кількість робочих місць 28;
- забарвлення інтер'єру: біла стеля, блідо-бежеві стіни, підлога металева, обтягнута лінолеумом коричневого кольору.

#### 4.2 Характеристика потенційних небезпечних та шкідливих виробничих факторів

Відповідно до ДБН В.1.1–7–2002 небезпечні та шкідливі фактори за природою дії поділяються на такі групи: фізичні, хімічні, біологічні та психофізіологічні.

В даному приміщенні діють такі фізичні небезпечні та шкідливі фактори:

- підвищена запиленість повітря робочої зони;
- підвищена чи знижена температура поверхонь устаткування, матеріалів чи повітря робочої зони;
- підвищений рівень шуму, вібрацій, інфразвукових коливань, ультразвуку, іонізуючих випромінювань, статичної електрики, електромагнітних випромінювань, ультрафіолетової чи інфрачервоної радіації;
- підвищені чи знижені барометричний тиск, вологість, іонізація та рухомість повітря;
- небезпечне значення напруги в електричному колі; підвищена напруженість електричного чи магнітного полів;

- недостатня освітленість робочої зони; підвищена яскравість світла;
- Також присутні небезпечні та шкідливі психофізіологічні фактори, до яких належать фізичні (статичні та динамічні) і нервово-психічні перевантаження (розумове перенапруження, перенапруження органів чуття, монотонність праці, емоційні перевантаження).

#### 4.3 Заходи з поліпшення умов праці

Одним із заходів є підвищення комфортності роботи шляхом раціоналізації параметрів робочого місця та робочого приміщення з ергономічної точки зору.

Обсяг приміщення на одного працюючого за санітарними нормами має становити не менше  $20 \text{ м}^3$ , а площа приміщення – не менше  $6 \text{ м}^2$ . Ширина основних проходів у приміщенні повинна становити не менше  $1,5 \text{ м}$ . Ширина виходів з приміщення повинна бути не менше  $1 \text{ м}$ , висота – не менше  $2,2 \text{ м}$ . Дане приміщення має обсяг  $V=188,06 \text{ м}^3$ , а площу  $S=50,15 \text{ м}^2$ . Таким чином наше приміщення не відповідає нормам з ергономічної точки зору.

Для зменшення впливу психофізіологічних факторів складено правильний графік трудового дня, встановлено необхідний час перерв, темп та ритм роботи, які необхідні для зменшення дії на організм людини фізичних зусиль, що в свою чергу дозволяють захистити людину від перевтомлення та втрати здоров'я.

#### 4.4 Виробнича санітарія

Мікроклімат характеризується наступними параметрами: температура, вологість, швидкість повітря, атмосферний тиск, шум.

Для нашого приміщення температура підтримується завдяки вентиляції (природної і штучної) в теплу пору року, та за допомогою опалення та герметизації приміщення в холодну пору року. Допустимі норми температури для холодної пори року 21-23°C, для теплої складає 22-24°C.

Наше приміщення відповідає цим температурним нормам.

В даному приміщенні є два види вентиляції:

- природна (аерація через вікна і двері);
- примусова (приточно-витяжна).

Функціонально близьким, але відмінним від вентиляції за способом повітрообміну є кондиціонування. В даному приміщенні є наявність кондиціонера, який підтримує в приміщенні комфортні умови незалежно від зовнішніх умов (визначеної температури, вологості, чистоти повітря і швидкості повітряних потоків).

Вологість повітря в даному приміщенні не перевищує 75%, що відповідає допустимим нормам. Це реалізується за допомогою вентиляції і кондиціонування приміщення, а також за рахунок проведення вологих збирань.

У приміщенні є наявність відео термінальних пристроїв та учбових стендів для проведення лабораторних робіт. Всі ці устаткування мають низький рівень шуму, що в свою чергу не перевищує допустиму норму рівня шуму в 65 дБ.

В нашому приміщенні, де знаходяться відео термінальні пристрої, використовується змішане освітлення, тобто поєднання природного і штучного освітлення.

В якості природного - бокове освітлення через вікна. В даному приміщенні використовується загальне штучне освітлення.

Розрахунок його здійснюється за методом світлового потоку з урахуванням потоку, відбитого від стін і стелі.

Нормами для даних робіт в данному приміщенні встановлена необхідна освітленість робочого місця  $E_n = 300 \text{лк}$  (середня точність роботи по розрізненню деталей розміром від 1 до 10 мм).

## 4.5 Електробезпека

Приміщення за ступенем небезпеки ураження людей електричним струмом відповідно до ПВЕ являється приміщенням без підвищеної небезпеки [11].

Приміщення сухе, добре опалюване з струмонепровідною підлогою, з температурою 18...24 °С, з вологістю 40...50%. З електроустаткувань в ньому знаходяться відео термінальні пристрої та учбові стенди, які знаходяться під напругою.

Причини ураження електричним струмом такі: 1. Пошкодження устаткування, 2. Пошкодження ізоляції, 3. Коротке замикання на землю або на корпус, 4. Порушення правил техніки безпеки и роботи с електроустаткуванням.

Для забезпечення електробезпеки в даному приміщенні використовуються такі технічні засоби:

- захисне заземлення;
- мала напруга;
- захисне відімкнення;
- ізоляція струмопроводів;
- знаки безпеки.

Захисне заземлення — навмисне електричне з'єднання з землею або її еквівалентом металевих струмопровідних частин, що можуть опинитися під напругою.

Учбові стенди, які знаходяться в приміщенні, працюють на мінімально можливих напругах, що забезпечує додаткову безпеку.

Усі електроустаткування можна у разі потреби вимкнути через електронний щит управління, який миттєво знеструмлює усі стенди та відео термінальні пристрої. Скрізь, де встановлені розетки є попереджувальні знаки.

#### 4.6 Пожежна та техногенна безпека

Виробництво схем на мікромодульних елементах, згідно ДБН В.1.1–7–2002 [12], відноситься до категорії Б, оскільки це виробництво зв'язане із застосуванням трихлоретилену і аміаку з температурою спалаху парів від 28 °С до 61 °С. Для зниження пожежної небезпеки використовують строго обмежену кількість (0,5 л) матеріалів, що зберігаються, здатних горіти, створюють перешкоди для виникнення пожеж; попередження можливості руйнування виробничих пристроїв.

Характерними причинами виникнення пожеж в лабораторії є необережне поводження з вогнем, порушення технологічних процесів, неправильні електропроводки і устаткування, неправильне користування електричними приладами і ін. Для лабораторії встановлена категорія пожежної небезпеки В.

Основні будівельні конструкції будівлі, в якій знаходиться ділянка, виконані з тих, що не згорають і важко згорають матеріалів, що цегельних і виштукатурюють. Отже, вогнестійкість будівлі має 2 рівень. Для евакуації людей на випадок пожежі, згідно ДБН В.1.1–7–2002, в лабораторії є два евакуаційні виходи, розташованих в протилежних кінцях приміщення ділянки. Ширина дверей і сходів рівна 1,6 м, що відповідає нормі.

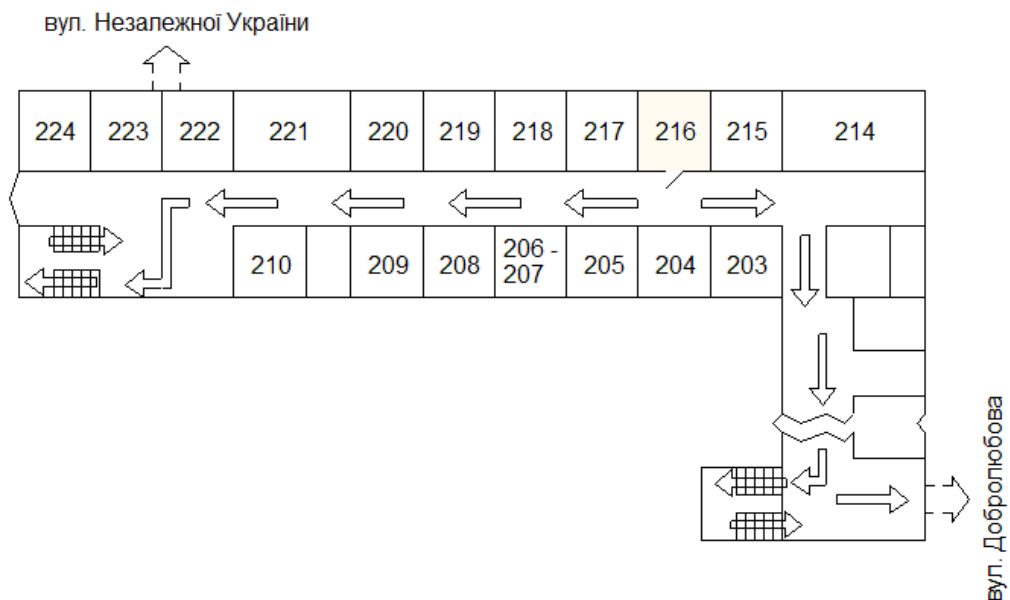
Відстань від найбільш видаленого робочого місця до найближчого виходу – 15 м. Швидкість пересування людей при евакуації – 16 м/хв. [12].

Згідно правилами влаштування електроустановок ПВЕ, будівля, в якій знаходиться ділянка по заходах захисту від блискавок, відноситься до категорії 3 і захищається від прямих ударів блискавок, і від замету високих потенціалів через землю, тобто підземні металеві комунікації приєднуються при введенні в об'єкт, що захищається, до заземлювачів електроустаткування. Отже, грозозахист заснований на стержневих громовідводах.

Для попередження пожеж на ділянці необхідно створити строгий протипожежний режим. Створюється загально об'єктова і лабораторна інструкція по ПБ, проводиться первинний протипожежний інструктаж на робочому

місці; створюється план протипожежних заходів і евакуації людей на випадок пожежі.

Як вогнегасні речовини можна застосовувати воду, вуглекислоту, хімічну і повітряно-механічну піну. Для гасіння вогнищ усередині будівлі на майданчиках сходових кліток, в коридорах і отворі встановлюють пожежні крани, які розміщені в шафах, де знаходиться і рукав з протипожежним стволом. Для гасіння пожеж електроустановок використовується вуглекислий вогнегасник ОУ-2, в кількості двох вогнегасників на приміщення. Існує пожежна електрична сигналізація, яка забезпечує прямий зв'язок пожежної охорони з охоронним об'єктом. У даній будівлі застосовують звукову систему сигналізації. При появі сигналу сповіщення про пожежу співробітники лабораторії № 216 організовано без паніки покидають лабораторію і, залежно від місця спалаху, слідують або вліво через лабораторний корпус для виходу на вулицю Добролюбова, або управо для виходу на вулицю Незалежної України (рис. 4.2).



**Рисунок 4.2 – План евакуації при пожежі із аудиторії № 216**

#### 4.7 Розрахунок освітлення робочого місця

Загальний світловий потік визначається за формулою:

$$F_{\text{заг}} = \frac{E_n \cdot S \cdot z_1 \cdot z_2}{V} \quad (4.1)$$

де  $E_n$  - нормована освітленість ( $E_n=300\text{лк}$ ),  $S$  - площа приміщення;  $z_1$  - коефіцієнт, що враховує старіння ламп і забруднення світильників ( $z_1=1.5$ );  $z_2$  - коефіцієнт, що враховує нерівномірність освітлення приміщення ( $z_2=1.1$ );  $V$  - коефіцієнт використання світлового потоку; визначається в залежності від коефіцієнтів відбиття від стін, стелі, робочих поверхонь, типів світильників і геометрії приміщення.

Площа приміщення:

$$S = A \cdot B = 8,5 \cdot 5,9 = 50,12 \text{ м}^2 \quad (4.2)$$

Виберемо з таблиці коефіцієнт використання світлового потоку за наступними даними:

- коефіцієнт відбиття білої стелі  $R_{\text{п}}=70\%$ ;
- коефіцієнт відбиття від стін, забарвлених в світлу фарбу  $R_{\text{ст}}=50\%$ ;
- коефіцієнт відбиття від підлоги, покритої лінолеумом темного кольору  $R_{\text{р}}=10\%$ ;
- індекс приміщення

$$I = \frac{A \cdot B}{h \cdot (A + B)} = \frac{8,5 \cdot 5,9}{4 \cdot (8,5 + 5,9)} = 0,87 \quad (4.3)$$

Знайдений коефіцієнт  $V=0.62$

За формулою (1.1) визначаємо загальний світловий потік:

$$F_{\text{заг}} = \frac{300 \cdot 50,15 \cdot 1,1 \cdot 1,5}{0,62} = 40039 \text{ лк}$$

Для організації загального штучного освітлення виберемо лампи типу ЛБ65.

Люмінесцентні лампи мають ряд переваг перед лампами розжарювання: їх спектр ближче до природного; вони мають велику економічність (більше світловіддача) і термін служби (у 10-12раз). Поряд з цим є й недоліки: їх робота супроводжується іноді шумом; гірше працюють при низьких температурах; їх не можна застосовувати у вибухонебезпечних приміщеннях; мають малу інерційність. Для нашого приміщення люмінесцентні лампи підходять.

Світловий потік однієї лампи ЛБ65 становить не менш  $F_{\text{л}} = 4600 \text{ лм}$ .

Число  $N$  ламп, необхідних для організації загального освітлення визначається за формулою:

$$N = \frac{F_{\text{заг}}}{F_{\text{л}}} = \frac{40039}{4600} = 12 \quad (4.4)$$

В якості світильників вибираємо ПВЛ-1, 2x65 Вт. Електрична потужність однієї лампи ЛБ65  $W_{\text{л}} = 65 \text{ Вт}$ .

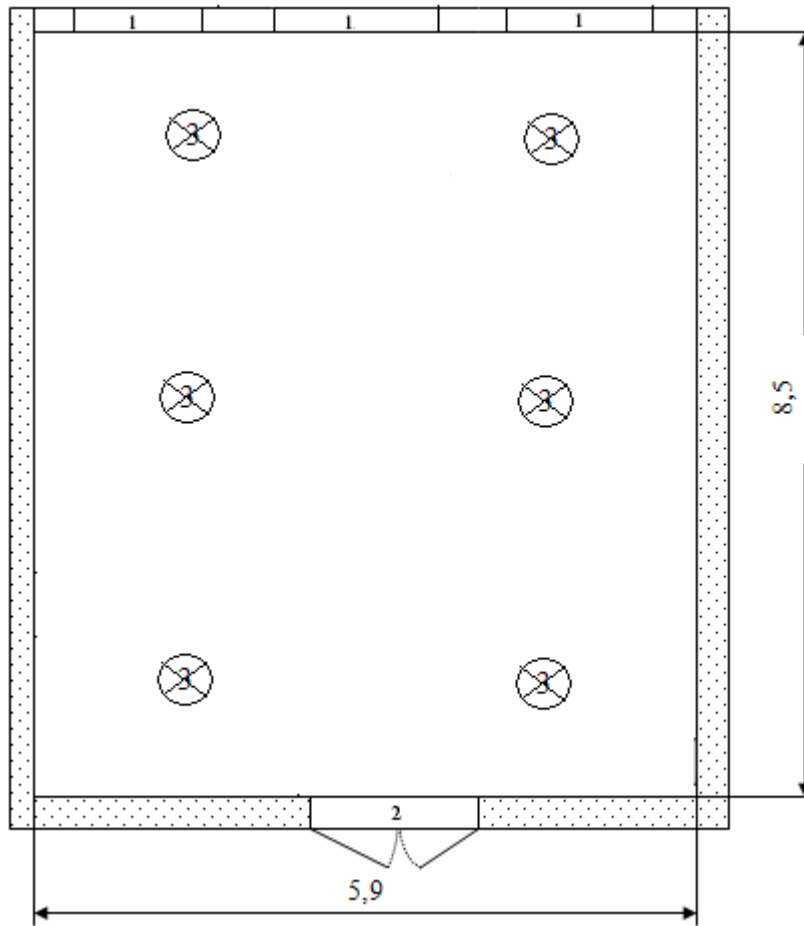
Потужність всієї освітлювальної системи:

$$W_{\text{заг}} = W_{\text{л}} \cdot N = 65 \cdot 12 = 780 \text{ Вт} \quad (4.5)$$

Розміщення світильників ПВЛ-1, 2x65 Вт представлено на рисунку 4.3.

Таким чином, щоб забезпечити світловий потік  $F_{\text{заг}} = 40039 \text{ лм}$  в даному приміщенні використовується 6 світильників по 2 лампи ЛБ65 в кожному. Згідно розрахунків освітленість приміщення відповідає встановленим нормам.





1 – вікно;

2 – двері;

3 - світильник

Рисунок 4.3 – План розташування світильників

### Висновки та рекомендації

1. Акустокардіографія має переваги перед аускультатією, оскільки дозволяє досліджувати звуки серця в діапазонах, не доступних або майже не доступних слуховому сприйняттю (наприклад, III і IV тони серця), дослідження форми і тривалості звуків за допомогою ЕХКГ дозволяє проводити їх якісний і кількісний аналіз, що також недоступно аускультатії.
2. Акустокардіографічне дослідження є документальним і дозволяє здійснювати спостереження за змінами звукових явищ, що виникають при роботі серця пацієнта, в динаміці.
3. Розроблений пристрій дозволяє підсилювати і передавати сигнали при діагностиці серцевої діяльності на реєструючу апаратуру без спотворень.
4. Універсальність пристрою полягає в можливості його автономного використання з акустичною системою або малогабаритним самописцем і у складі комп'ютерного діагностичного комплексу «СФЕРИ-4».

Рекомендується подальше удосконалення акустокардіографічної системи діагностики з метою підвищення надійності.

## Перелік посилань

1. Ненашев А.П., Коледов Л.А. Основы конструирования микроэлектронной аппаратуры. М. : Радио и связь, 1981. 315 с.
2. Николаев И.М., Филинюк Н.А. Микроэлектронные устройства и основы их проектирования. – М.: Энергия, 1979.- 271 с.
3. Степаненко И.П. Основы микроэлектроники. – М.: Энергия, 1979.- 292 с.
4. Знаменский А.Е. Теплюк. Активные RC-фильтры. Издательство «Связь», Москва 1970г.– 124с.
5. Хьюлсман Л. П. Теория и расчет активных RC-цепей. Пер. с английского под редакцией Знаменского А. Е., Теплюка И.Н. М., «Связь», 1973. 223с.
6. Саушкин В. А., Удалов А. И. Проектирование RC-фильтров на операционных усилителях: Учебное пособие. М.: МАИ, 1988. 84с.
7. Малышев И.А. Технология производства микроэлектронных устройств. М.: Энергия, 1980. 361 с.
- Воробьев Е. П., Сенин К. В. Интегральные микросхемы и их зарубежные аналоги: Справочник. М.: Радио и связь, 1990. 352с.
9. Белуха М.Т. Основи наукових досліджень. - К: Вища шк., 1997. 271с.
10. Кожемякін Г.Б. Рижков В.Г., Белоконь К.В. Охорона праці та техногенна безпека: методичні вказівки до виконання розділу магістерських робіт для студентів ЗДІА всіх спеціальностей денної та заочної форм навчання. Запоріжжя: ЗДІА, 2012. 48 с.
11. Ткачук К.Н. Охрана труда и окружающей среды в радиоэлектронной промышленности. К.: Вища шк., 1988. 240 с.
12. Горобец А.И., Степаненко А.И. Охрана труда в радиоэлектронной промышленности. К.: Техника, 1987. 345 с.

ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
МІНІСТЕРСТВА ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Науково-дослідна частина ЗНУ  
Наукове товариство студентів, аспірантів,  
докторантів і молодих вчених ЗНУ

**15-17 квітня 2019 року**

*XII університетська науково-практична конференція  
студентів, аспірантів і молодих вчених*

**«МОЛОДА НАУКА-2019»**



Запоріжжя, 2019

Л.Л

## АКУСТОКАРДІОГРАФІЧНА СИСТЕМА ДІАГНОСТИКИ

Актуальними є методи і прилади графічної реєстрації серцевої діяльності, оскільки дозволяють точно поставити діагноз захворювання, документовано стежити за ефективністю вживання лікувальних заходів. Особливий інтерес представляє удосконалення і розробка сучасного устаткування для методу реєстрації звукових процесів, що виникають при діяльності серця – акустокардіографії.

Головною вимогою моделювання схеми електричною принциповою пристрою для акустометрії є мінімальна кількість споживаної енергії. Обмеженість розмірів і вимога високої надійності забезпечує необхідність мінімізації числа складових частин пристрою, який складається з дискретних елементів. Проте при використанні малогабаритних чіп-елементів і інтегральних мікросхем складність електричних кіл не робить вирішального впливу на розміри пристрою.

Пристрій складається з декількох функціональних блоків (рис. 1).

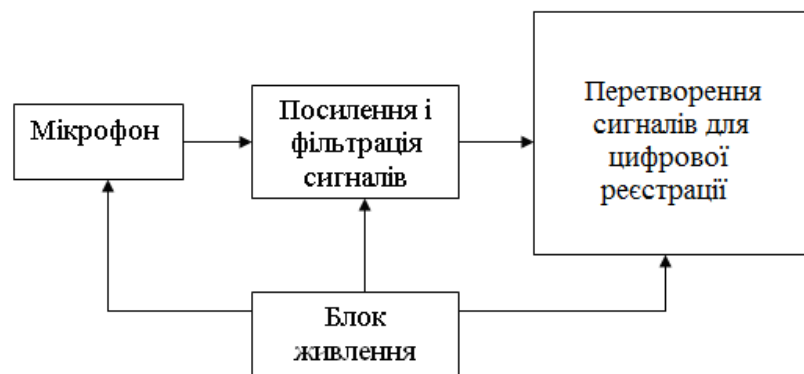


Рисунок 1 – Функціональна схема пристрою для акустометрії

Мікрофон є датчиком зняття сигналів, тому до нього пред'являються вимоги мінімального спотворення звукових сигналів. Високоякісний підсилювач з системою фільтрів передають сигнал в блок перетворення для попереднього прослухування через динамік і формування цифрової інформації адаптованої з персональним комп'ютером.

### Література

1. Ненашев А.П., Коледов Л.А. Основы конструирования микроэлектронной аппаратуры. М.: Радио и связь, 1981. 315 с.
2. Николаев И.М., Филинюк Н.А. Микроэлектронные устройства и основы их проектирования. М.: Энергия, 1979. 271 с.

**МАТЕРІАЛИ**  
**XXIV НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ**  
**КОНФЕРЕНЦІЇ**  
**СТУДЕНТІВ, МАГІСТРАНТІВ,**  
**АСПІРАНТІВ І ВИКЛАДАЧІВ**  
**ІНЖЕНЕРНОГО ІНСТИТУТУ**  
**ЗНУ**

**Секція мікроелектронних  
інформаційних систем**

**29 листопада 2019 р.**

УДК 621.311

Анісімов Микита ст. гр. МН-18-мз  
Верьовкін Л.Л. доцент, кандидат технічних наук – науковий керівник

## АКУСТОКАРДІОГРАФІЧНА СИСТЕМА ДІАГНОСТИКИ

Інженерний інститут Запорізького національного університету, кафедра МЕІС

Актуальними є методи і прилади графічної реєстрації серцевої діяльності, оскільки дозволяють точно поставити діагноз захворювання, документовано стежити за ефективністю вживання лікувальних заходів. Особливий інтерес представляє удосконалення і розробка сучасного устаткування для методу реєстрації звукових процесів, що виникають при діяльності серця – акустокардіографії.

Головною вимогою моделювання схеми електричною принциповою пристрою для акустометрії є мінімальна кількість споживаної енергії. Обмеженість розмірів і вимога високої надійності забезпечує необхідність мінімізації числа складових частин пристрою, який складається з дискретних елементів. Проте при використанні малогабаритних чіп-елементів і інтегральних мікросхем складність електричних кіл не робить вирішального впливу на розміри пристрою.

Пристрій складається з декількох функціональних блоків (рис. 1).

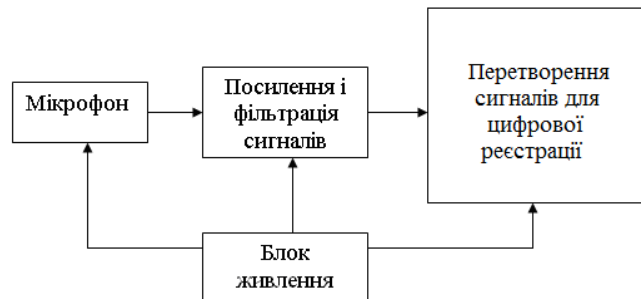


Рисунок 1 – Функціональна схема пристрою для акустометрії

Мікрофон являється датчиком, тому до нього пред'являються вимоги мінімального спотворення звукових сигналів. Високоякісний підсилювач з системою фільтрів передають сигнал в блок перетворення для попереднього прослухування через динамік і формування цифрової інформації адаптованої з персональним комп'ютером. Підсилювальна частина і активний фільтр моделювалася на операційних підсилювачах. Для побудови стабілізованого блоку живлення застосовано класичну мостову схему випрямлення змінного струму і компенсаційну схему стабілізації вихідної напруги. Інформація, що отримується з розробленого пристрою для акустометрії може бути зафіксована реєструючою апаратурою, комп'ютером або виведена на акустичну систему.

### Література

1. Ненашев А.П., Коледов Л.А. Основы конструирования микроселектронной аппаратуры. М.: Радио и связь, 1981. 315 с.
2. Николаев И.М., Филинук Н.А. Микроселектронные устройства и основы их проектирования. М.: Энергия, 1979. 271 с.