


НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ  
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»  
Факультет Електроніки  
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра акустичних та мультимедійних електронних систем

(повна назва кафедри)

«На правах  
рукопису» УДК  
534.292, 611.08-57.08

«До захисту допущено»

Заступник завідувача кафедри  
  
(підпис) О.І.Дрозденко  
(ініціали, прізвище)

“07” грудня 2020 р.


## Магістерська дисертація

зі спеціальності (спеціалізації) 171 «Електроніка»  
(код і назва спеціальності)

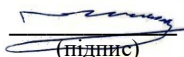
на тему: Широкосмуговий п'єзоелектричний випромінювач для  
терапевтичного апарата

Виконала: студентка 2 курсу, групи ДГ-91мп  
(шифр групи)

Аброскіна Анна Андріївна  
(прізвище, ім'я, по батькові)

  
(підпис)

Науковий керівник зав. каф. АМЕЗ, д.т.н., проф. Найда С. А.  
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

  
(підпис)

Рецензент зав. каф ЕПС, д.т.н., проф. Ямненко Ю.С.

  
(підпис)

Засвідчую, що у цій  
магістерській дисертації немає  
запозичень з праць інших авторів без  
відповідних посилань.

Студент 

Київ-2020

**Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут  
імені Ігоря Сікорського»**


Інститут/факультет Факультет Електроніки (повна назва)

Кафедра Кафедра акустичних та мультимедійних електронних систем (повна назва)

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною (освітньо-науковою) програмою

Спеціальність (спеціалізація) 171 «Електроніка» (код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Заступник завідувача кафедри  
О.І. Дрозденко  
(підпис) (ініціали, прізвище)

“07” грудня 2020 р

**ЗАВДАННЯ**  
**на магістерську дисертацію студенту**  
Аброскіній Анні Андріївні  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Широкопasmовий п'єзоелектричний випромінювач для терапевтичного апарата

науковий керівник дисертації Найда Сергій Анатолійович, д.т.н., проф.  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «05» листопада 2020 р. № 3241-с

2. Строк подання студентом дисертації 07 грудня 2020 року

3. Об'єкт дослідження: процес перетворення електричної енергії в механічну в широкій смузі частот.

4. Предмет дослідження (Вихідні дані – для магістерської дисертації за освітньо-професійною програмою) широкопasmовий п'єзоелектричний випромінювач.

5. Перелік завдань, які потрібно розробити розрахувати широкосмугові п'єзоелектричні перетворювачі терапевтичного призначення, розрахунок схем високочастотною збудження елементів та дослідження дії ультразвуку на біологічні тканини.

6. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу презентація.

7. Орієнтовний перелік публікацій \_\_\_\_\_

8. Консультанти розділів дисертації\*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

9. Дата видачі завдання \_\_\_\_\_

#### Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
	Дослідження терапевтичної дії ультразвуку на біологічні тканини	30.09.2020	
	Методи побудови та розрахунку широкосмугового ультразвукового терапевтичного випромінювача	15.10.2020	
	Розрахунок широкосмугового ультразвукового п'єзоелектричного терапевтичного випромінювача	30.10.2020	
	Розрахунок схеми високочастотного збудження елементів	15.11.2020	

Студент

  
(підпис)

Аброскіна А.А.  
(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації

  
(підпис)

Найда С. А.  
(ініціали, прізвище)

\* Консультантом не може бути зазначено наукового керівника

## РЕФЕРАТ

Аброскіна А. А. Ширококутовий п'єзоелектричний випромінювач для терапевтичного апарату: Магістерська дисертація: 171 Електроніка. Київ, КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. 94 с.

**Актуальність дослідження:** Під час розробки ультразвукової терапевтичної апаратури, виникають дві основні проблеми: перевірка наявності контакту перетворювача з біологічним об'єктом, а також можливість виникнення стоячих хвиль. Використовуючи ефект широкополосності можна уникнути цих проблем.

**Метою дисертації:** є дослідження механізми дії ультразвуку на біологічні тканини, розрахунок ширококутових перетворювачів, розрахунок схеми високочастотного збудження елементів.

**Об'єктом дослідження:** є ультразвукові п'єзоелектричні перетворювачі та їх сучасне використання у медицині.

**Предметом дослідження:** ширококутові п'єзоелектричні перетворювачі та їх характеристики роботи за різних умов.

**Методи дослідження:** проведені в роботі теоретичні та практичні дослідження ґрунтуються на аналізі роботи перетворювачів при взаємодії з біологічними тканинами.

**Результатом дослідження:** є можливість уникнення стоячих хвиль під час взаємодії з біологічними тканинами та розширення діапазону ширококутових перетворювачів.

**Новизна отриманих результатів:** обґрунтовано необхідність і доцільність застосування використання ширококутових п'єзоелектричний випромінювачів для терапевтичного апарату.

**Практичне значення одержаних результатів:** результати роботи можуть бути використані при проектуванні терапевтичних апаратів.

**Ключові слова:** ультразвукова терапія, п'єзоелектричний перетворювач, п'єзоелектричний ефект, ультразвук, робоча частота, випромінювач, розрахунок, ультразвуковий терапевтичний апарат.

## THE SUMMARY

Abroskina A. Broadband piezoelectric emitter for therapeutic apparatus: Master's thesis: 171 Electronics. Kyiv, KPI named after Igor Sikorsky, 2020. 94 p.

**Relevance of the research:** During the development of ultrasonic therapeutic equipment, there are two main problems: checking the presence of contact of the transducer with a biological object, as well as the possibility of standing waves. These problems can be avoided by using the broadband effect.

**The purpose of the dissertation:** there is a study of the mechanisms of action of ultrasound on biological tissues, the calculation of broadband transducers, the calculation of the scheme of high-frequency excitation of elements.

**The object of research:** are ultrasonic piezoelectric transducers and their modern use in medicine.

**Subject of research:** broadband piezoelectric transducers and their characteristics of operation under different conditions.

**Research methods:** theoretical and practical research is based on the analysis of work of converters at interaction with biological fabrics.

**The result of the study:** it is possible to avoid standing waves when interacting with biological tissues and expand the range of broadband transducers.

**The novelty of the obtained results:** the necessity and expediency of using broadband piezoelectric emitters for the therapeutic apparatus are substantiated.

**Practical significance of the obtained results:** the results of the work can be used in the design of therapeutic devices.

**Testing the results of the thesis:** The results of the master's dissertation were made at the scientific seminar of the department of acoustic and multimedia electronic systems.

**Keywords:** ultrasound therapy, piezoelectric transducer, piezoelectric effect, ultrasound, operating frequency, oscillator, calculation, ultrasonic therapeutic apparatus.

## **ЗМІСТ**

<b>РОЗДІЛ 1. МЕХАНІЗМ ДІЇ ШИРОКОСМУГОВОГО УЛЬТРАЗВУКУ ТА ЙОГО ДЖЕРЕЛА</b>	<b>7</b>
1.1 Фізика ультразвуку	7
1.2 Ультразвук у терапії	13
1.3 Методи розширення смуги пропускання п'єзоперетворювача	22
1.4 Висновки до розділу	27
<b>РОЗДІЛ 2. МЕТОД ПОБУДОВИ ТА РОЗРАХУНКУ ШИРОКОСМУГОВОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО ТЕРАПЕВТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАЧА</b>	<b>29</b>
Висновки до розділу	39
<b>РОЗДІЛ 3. РОЗРАХУНОК ШИРОКОСМУГОВОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО П'ЄЗОЕЛЕКТРИЧНОГО ТЕРАПЕВТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАЧА</b>	<b>40</b>
3.1 Теоретичне обґрунтування використання методу чотирьохполюсника.	40
3.2. Одномірні математичні моделі п'єзоелементів	43
3.3. Розрахунок передавальної функції	53
3.4 Висновки до розділу	54
<b>РОЗДІЛ 4. РОЗРАХУНОК СХЕМИ ВИСОКОЧАСТОТНОГО ЗБУДЖЕННЯ ЕЛЕМЕНТІВ</b>	<b>58</b>
4.1 Структурна схема ультразвукового терапевтичного апарату	58
4.2. Електричний розрахунок генератора високочастотних коливань	68
4.3 Висновки до розділу	69
<b>РОЗДІЛ 5. РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ</b>	<b>71</b>
5.1 Опис ідеї проекту	71
5.2 Технологічний аудит проекту	78
5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту	81
5.4 Розроблення ринкової стратегії ринку	81
5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту	83
5.6 Висновки до розділу	88

ЛІТЕРАТУРА  
ДОДАТОК

89  
92

# РОЗДІЛ 1. МЕХАНІЗМ ДІЇ ШИРОКОСМУГОВОГО УЛЬТРАЗВУКУ ТА ЙОГО ДЖЕРЕЛА

## 1.1. Фізика ультразвуку

Відомі два типи хвиль, що розповсюджуються у просторі: електромагнітні хвилі та механічні коливання. Основна відмінність між ними полягає у тому, що розповсюдження електромагнітних хвиль є можливим не залежно від речовини, тобто у вакуумі, а механічні коливання можуть розповсюджуватися лише у пружному середовищі. Інша відмінність полягає у тому, що електромагнітні хвилі поперечні, тобто напрям коливань перпендикулярний до напрямку їх руху, а при механічних коливаннях рух часток збігається з напрямком їх розповсюдження, тому тут маються на увазі поздовжні коливання. Ультразвук у свою чергу є різновидом механічних коливань.

Одну смугу механічних коливань ми здатні вловлювати власним вухом. Ці коливання ми називаємо чутними звуками, щоправда це визначення дуже суб'єктивне, проте цей принцип розподілення хвиль прийнятий повсюдно. Більш того, до звукової області відносять і такі механічні коливання, які не сприймаються людським вухом: інфразвуки – нижче 16Гц, чутні звуки – між 16 та 16000Гц, ультразвуки – між 16000Гц та  $10^{10}$ Гц, гіперзвуки – вище  $10^{10}$ Гц. Найвища частота ультразвуку, який можна відтворити технічними засобами – 1000...10000МГц.

Ультразвуки відрізняються від чутних звуків лиш тим, що їх не сприймає людське вухо, в іншому вони підпорядковуються усім закономірностям, що й усі механічні коливання. Проте є одна особливість, яка в практичному використанні все ж відрізняє ультразвуки від усіх інших механічних коливань – мала довжина хвилі ультразвуку, що виміряна у провідному середовищі (швидкість розповсюдження ультразвуку в повітрі 331м/с, у воді 1496м/с, у м'язах 1568м/с та у кістках 3360м/с).



Враховуючи фізичні властивості ультразвуку, можна зробити висновок, що механічний вплив ультразвуку на організм залежить від амплітуди коливань часток. Можна сказати, що амплітуда тим більша чим вища інтенсивність звуку, що впливає на середовище, а зміщення обернено пропорційно частоті.

У пружному середовищі ультразвук розповсюджується з певною швидкістю. Однак із віддаленістю від джерела амплітуда ультразвукових коливань стає все менше й менше, як і енергія, яку вони несуть. Зменшення енергії є наслідком поглинання. Справа в тому, що середовище, у якому розповсюджується ультразвук, вступає у взаємодію з енергією, що проходить крізь нього та частина енергії поглинається. Переважна частина енергії перетворюється в тепло, менша частина викликає в речовині незворотні структурні зміни.

Поглинання ультразвуку грає важливу роль в ультразвуковій терапії. Саме це явище і обумовлює перетворення ультразвукової енергії в тканинах тіла у тепло.

### **1.1.1. Біологічний вплив ультразвуку**

Потрапляючи до організму, ультразвук має біологічний вплив, який не обмежується лише впливом на опромінювану частину органу чи тканини.

Враховуючи механічний вплив при опроміненні ультразвуком звичайної інтенсивності, хоча й відбувається мікромасажуючий вплив на клітини, але ефект незначний. Певна річ, що з підвищенням інтенсивності механічний вплив може призвести навіть до пошкодження тканини. Саме цей вплив і застосовують у нейрохірургії.

Більш важливим, ніж механічний, є тепловий вплив. Оскільки поглинання ультразвуку в тканинах людини характеризується коефіцієнтом поглинання, то одна третина енергії, що проходить через сантиметровий шар перетворюється у тепло, а дві третини проникають далі, для того щоб викликати тепловий ефект у більш заглиблених тканинах. Певна річ, що у

тканинах, що знаходяться на різній глибині, підвищення температури під впливом випромінення різне і тим менше, чим глибше. А оскільки коефіцієнт поглинання різний, тому й ступінь нагріву теж різна, і буває, що тканини, що знаходяться глибше й мають більшу поглинаючу здатність, у тепло перетворюється більше ультразвукової енергії, ніж у попередніх шарах, не зважаючи на те, що інтенсивність ультразвуку в глибині вже суттєво менша.

Як показують досліди, при ультразвуковому опроміненні має місце не лише механічний, а й хімічний вплив. Також експерименти дають підтвердження тому, що ультразвук прискорює процеси дифузії в клітинах, сприяє деполімеризації крупно молекулярних білків, прискорює процеси біохімічного окиснення тощо. [3]

### **1.1.2 Швидкість та теплові ефекти ультразвуку**

Із точки зору фізики ультразвуку тканини людського тіла подібні за своєю структурою до рідкого середовища, тому тиск на них ультразвукової хвилі може бути приведений, як діючий на рідину. Звукові хвилі є механічними за своєю природою, через те, що в основі лежить зміщення пружних часток від точки рівноваги. Саме через пружність і виникає передача звукової енергії через тканину. Швидкість розповсюдження ультразвуку залежить від, насамперед, від пружності і від щільності тканини. Чим більша пружність матеріалу, тим повільніше повинні розповсюджуватися в ньому (за однакової пружності) ультразвукові хвилі. Але до цього фізичного параметру слід підходити обережно. Швидкість звуку при проходженні крізь різні середовища біологічного організму можуть бути різними [1].

### **1.1.3 Поглинання та проникнення ультразвуку**

Розглядаючи поглинання ультразвуку, ми припускаємо, що енергія розповсюджується в однорідному середовищі. Якщо ця умова не дотримується, то на границі розподілу середовищ спостерігається відбиття.

На цьому явищі й базується ультразвукова діагностика. Відбиття відбувається в суміжних шарах шкіри та жиру, жиру та м'язів, а також м'язів та кісток. Такі самі зміни ультразвуку спостерігаються на межі частин тіла, що суміжні з повітрям (порожнини тіла, серце тощо). [3]

Зважаючи на те, як ультразвукова енергія проникає в тканини тіла, біологічна дія буде відбуватися лише у тому випадку, коли енергія поглинатиметься тканиною. Через поглинання інтенсивність звукових хвиль зменшується в залежності від їх подальшого проникнення в БТ. Поглинання ультразвукової енергії біологічною тканиною різне. Поглинання УЗ залежить від частоти, для низьких частот поглинання нижче ніж для високих. Залежність для усіх тканин лінійна, окрім кістки.

Як наслідок, завжди існує зв'язок між частотою, поглинанням та дією на глибині. Загалом, коефіцієнт поглинання разом із відбиттям визначають розповсюдження УЗ в тілі [1].

Таблиця 1.1 Коефіцієнт поглинання БТ при 1 та 3 МГц

Середовище	Коефіцієнт поглинання	
	1 МГц	3 МГц

Кров	0.028	0.084
Кров'яна судина	0.4	1.2
Кісткова тканина	3.22	
Шкіра	0.62	1.86
Хрящ	1.16	3.48
Повітря (20 °С)	2.76	8.28
Тканина сухожилля	1.12	3.36
М'язова тканина	0.76	2.28*
	0.28	0.84**
Жирова тканина	0.14	0.42
Вода (20 °С)	0.0006	0.0018
Нервова тканина	0.2	0.6

Як бачимо з таблиці, для м'язової тканини існує два різних коефіцієнти поглинання. Це обумовлено напрямком звукового променя. У першому випадку (найчастіше використовується) звуковий пучок випромінюється перпендикулярно до м'язових волокон.

## 1.2. Ультразвук у терапії

Ультразвукова терапія – використання з лікувально-профілактичною метою механічних коливань ультрависокої частоти.

На сьогодні ультразвукова терапія широко використовується та займає провідне місце у фізіотерапії. Тисячі хворих у спеціалізованих медичних закладах проходять курс ультразвукової терапії. Найбільш позитивні

результати досягаються насамперед при лікуванні запальних суглобних захворюваннях, захворювань шлунку на кишково-порожнинного тракту.

Останнім часом виявлено, що за допомогою ультразвуку можна лікувати короткозорість. Особливо цікавий факт полягає у тому що під час опромінення одного ока, покращення спостерігаються на іншому оці. Для лікування застосовують частоту 850кГц та інтенсивність 1,6Вт/см<sup>2</sup>. Курс лікування триває 20 днів по 5 хвилин. У більшості пацієнтів як результат, покращився зір приблизно на 1 діоптрію. [3]

### **1.2.1. Механізм дії**

Основу фізіологічного та лікувальної дії ультразвуку становлять викликані їм механічний, тепловий і фізико-хімічний ефекти, співвідношення між якими залежить від інтенсивності впливу і умов його проведення. Важливу роль відіграє і нервово-рефлекторний механізм впливу на організм.

*Механічна дія* обумовлена високочастотними коливаннями, які передаються тканинам, які контактують з випромінювачем ультразвуку. В результаті відбувається мікрівібрація, тобто мікромасаж на клітинному і субклітинному рівні. Це стимулює функції клітинних елементів і всієї клітини, веде до підвищення проникності клітинних мембран, розриву слабких зв'язків, зменшення в'язкості цитозоля, зміни мікроциркуляції, розпушення сполучної тканини, прискоренню дифузних процесів, підвищення чутливості клітин до фізичних і хімічних агентів. Дані ефекти відбуваються за рахунок зміни провідності іонних каналів мембран клітин і посилення мікропотоків метаболітів в цитоплазмі і органелах, підвищення проникності клітинних і внутрішньоклітинних мембран. Спостерігається розрив лізосом, вихід ферментів, активація мембранних ензимів і, як результат, активація обмінних процесів, тисотропние (розпушення сполучної тканини), тиксотропні (перехід гелю в золь) ефекти. Високочастотні механічні коливання підсилюють проникність гістогематичні бар'єрів.

*Теплова дія* виникає в результаті трансформації частини поглиненої енергії ультразвукових хвиль в тепло. Температура тканин підвищується на 1 ° С, що супроводжується зміною активності ферментів, швидкості біохімічних реакцій, дифузійних процесів і місцевого кровообігу. Характерно, що освіта тепла відбувається тільки на межах розділу середовищ. Тепло накопичується на кордонах різних середовищ (межа розділу тканин з різним акустичним опором), в тканинах найбільше поглинаючих УЗ-енергію (нервової, кісткової, багатих колагеном фасціях) і в місцях з недостатнім кровопостачанням. На теплоутворення впливають умови озвучування. Воно підвищується при використанні безперервного ультразвуку, щодо підвищення його інтенсивності при стабільних впливах.

*Фізико-хімічна дія* ультразвуку визначається також механічним резонансом, під впливом якого прискорюється рух молекул, посилюється їх розпад на іони, змінюється ізоелектричної стан, утворюються нові електричні поля, з'являються вільні радикали і різні продукти соноліза біологічних розчинників. Виникають електронні збуджені стани, активується перекисне окислення ліпідів, змінюється ферментативна активність і активність мітохондрій, стимулюються фізико-хімічних і біохімічних процесів в тканинах, активізуються обмін речовин, збільшується кількість простагландинів групи P2A, змінюється рН тканин, із стовбурових клітин вивільняються БАР - гістамін, серотонін , гепарин. Ультразвук стимулює тканинне дихання і окисні процеси в тканинах, впливає на вуглеводний, жировий і мінеральний обмін. Ці зміни багато в чому визначають стимулюючий вплив ультразвуку на процеси фізіологічної та репаративної регенерації.[4]

### **1.2.2. Фізіологічні ефекти**

При впливі ультразвуку на тканини виділяють наступні фази відповідної реакції:

1. *Фаза безпосереднього впливу* при відпустці процедури. Спостерігається мікроальтерація клітинних структур, тісотропний і тиксотропні ефекти, виявляється механічне, фізико-хімічне і теплове дію.

2. *Фаза переважання стрес-індуційної системи.* Її тривалість обмежена протягом перших 4 годин після впливу.

3. Відбувається активація ПОЛ, викид в кров біологічних амінів, АКТГ, кортизолу, простагландинів фракції P2A. Концентрація інсуліну в крові падає. БАВ і гормони переходять у вільний стан (протизапальний ефект УЗ). Зростає екскреція ліпідів і хлоридів, збільшується потовиділення, діурез, знижується рН шкіри, переважають катаболічні процеси, активізується моторна функція шлунково-кишкового тракту. Підвищується фагоцитарна функція лейкоцитів, спостерігається бактерицидну дію УЗ на лептоспіри і віруси за рахунок пошкодження клітинної оболонки мікроорганізмів. Активуються механізми неспецифічної імунологічної реактивності організму, підвищується провідність аферентних нервових провідників.

4. *Фаза переважання стрес-лімітуючої системи.* Її період 4-12 годин після УЗТ. Спостерігається переважання антиокисної системи, знижується в крові рівень кортизолу і АКТГ, зростає концентрація простагландину E і інсуліну в крові, в зв'язку з чим посилюються синтетичні процеси в тканинах, прискорюються репаративні процеси за рахунок посилення метаболізму клітин, виявляється антисептичну дію.

5. *Фаза посилення компенсаторно-приспосувальних процесів.* Вона триває з 12 до 24 годин після впливу. Спостерігається посилення активності мітохондрій, тканинного дихання, пентозного-фосфатного шляху обміну вуглеводів, зростає кількість мітозів в клітинах, посилюється лімфо- і кровообіг.

6. *Пізній слідовий період.* Він триває протягом 3 місяців. Спостерігається поживлення обміну білків і нуклеотидів, а також активація всіх видів обміну. [3,4]

### 1.2.3. Техніка опромінення ультразвуком

Для генерації ультразвукових коливань використовують п'єзоелектричний ефект. Гарний п'єзоелектричний ефект мають кристали кварцу, який вирізано у відповідності до певних кристалографічних осей. Раніше ультразвукові випромінювачі робили з кристалу кварцу. Однак через те, що для збудження кристалу кварцу необхідна висока напруга, на сьогодні перейшли до використання п'єзокераміки, для збудження якої необхідна напруга до 100В. Недоліком таких перетворювачів є те, що їх властивості починають змінюватися за температур  $120^{\circ}$  ...  $130^{\circ}\text{C}$ , тому їх потрібно охолоджувати. Раніше охолодження проводили за допомогою води, однак це викликало ряд незручностей. За допомогою охолоджуючих ребер можна досягти стійкої роботи випромінюючої головки терапевтичного приладу та при природньому охолодженні. ВЧ напругу, необхідну для збудження п'єзоелектричного випромінюючого елемента, забезпечує генератор. У терапії застосовують кристал із максимальною поверхнею 10см. Сучасні апарати дозволяють отримати інтенсивність ультразвуку  $2 \text{ Вт/см}^2$ , при цьому генератор повинен мати потужність у декілька разів перевищуючу 10Вт з урахуванням коефіцієнтів перетворення та виводу потужності. В залежності від режиму роботи генератора перетворювач формує безперервні чи імпульсні хвилі. Імпульсний режим роботи дозволяє використовувати для терапії більші інтенсивності без надмірного перегріву опромінюваної тканини.

За розташуванням випромінюючої головки розрізняють три типи лікування. При контактному лікуванні коливаючи поверхню злегка притискають до шкіри так, щоб голівка прилягала усією поверхнею. Повітряний шар між поверхнею шкіри та опромінюючим елементом перед процедурою слід заповнити будь-якою рідиною, наприклад парафіном, в іншому разі ультразвук буде відбиватися на межі розподілу перетворювач-повітря. Якщо через нерівність поверхні ультразвукову голівку неможливо притиснути усією поверхнею до тіла (наприклад, на пальцях чи щиколотках)



чи у випадку, коли притискання спричиняє біль, то контактне лікування є неможливим. У таких випадках застосовують лікування у водяній ванні. Опромінююча частина тіла занурюється у воду, що підігріта до температури тіла пацієнта та дегазовану кип'ятінням. Голівка випромінювача розташовується у 2...3 см від опромінюючої частини тіла. У цьому випадку ультразвукова енергія передається воді та через неї впливає на опромінюючу ділянку тканини. При виборі напрямку випромінювання необхідно слідкувати за тим, щоб під впливом відбиття від стінок ванної у тканини не проникав ультразвук з інтенсивністю, що перевищує припустимі норми.

При лікуванні деяких частин тіла (наприклад, очі, вуха, зубів) слід застосовувати різні допоміжні засоби (заповнену водою гумову трубку, яка передає ультразвукові коливання у нижню частину тіла). До комплексу апаратів для ультразвукової терапії входять різноманітні посудини: у формі воронки та циліндра, з металу чи пластмаси. З їх допомогою терапевтичний вплив можна локалізувати на порівняно малій поверхні. Проте цими допоміжними засобами користуються неохоче, оскільки, з одного боку вони складні у використанні, а з іншого – виникаючі небажані відбиття зазвичай не дозволяють керувати інтенсивністю ультразвуку.

При опроміненні ультразвуком важливо пам'ятати, яка енергія необхідна для відповідного впливу на організм. Це важливо насамперед для забезпечення відтворення результатів лікування, але ще й тому, що надмірна ультразвукова енергія може мати шкідливий вплив на організм. Для точного дозування слід враховувати такі факти: інтенсивність випромінюючого ультразвуку (мала інтенсивність –  $0,05 \dots 0,5 \text{ Вт/см}^2$ , середня –  $0,5 - 2,0 \text{ Вт/см}^2$ , велика  $>2,0 \text{ Вт/см}^2$ ), частоту ультразвукових коливань (в терапевтичних апаратах 800кГц, для діагностичних цілей, максимально припустима 15МГц) та тривалість процедури (в залежності від важкості хвороби 5...20хв).[4]

#### **1.2.4. Використання ультразвуку великих інтенсивностей**

При впливі ультразвуку великої інтенсивності на рідкі середовища виникає розрив рідини, що називається кавітацією, за якої виникають порожнини, що несуть електричний заряд. Електричний заряд може викликати іонізацію, а також хімічну реакцію. Результатом кавітації є деполаризація макромолекул в ультразвуковому полі. Кавітація може викликати розрив тканин біологічних об'єктів, якщо застосовувати ультразвук великих інтенсивностей. При використанні терапевтичних дозувань кавітації всередині людської тканини не виникає, а виникає псевдо кавітація, тобто мікромасаж тканини (але як зазначалося раніше, він є не значним та в деяких випадках взагалі не приймається до уваги під час терапевтичної процедури).

Виникнення тепла у тканині під час використання ультразвуку пояснюється періодичним стисканням середовища та перетворенням акустичної енергії в теплову. У виникненні тепла у тканинах має значення розподіл поверхонь середовищ, коли акустичний опір цих середовищ сильно відрізняється один від одного. Вдале застосування ультразвуку в технічних цілях сприяло вивченню впливу дії ультразвуку великих інтенсивностей, у той час коли малі інтенсивності вивчено недостатньо. Тому між фізико-хімічними явищами та фізіологічними процесами, що спостерігаються в організмі наразі є багато неточного.

Багато хто вважає, що ультразвуку притаманний специфічна дія у вигляді теплового ефекту та пов'язаним із ним гіперемією та аналгезією, проте, окрім теплової, ультразвуку притаманна фізико-хімічна дія.

Під впливом ультразвуку виникають різноманітні окислювально-відновні процеси, наприклад окиснення йодистого калію, знебарвлення органічних красителів. При впливі на дистильовану воду, що містить повітря, за рахунок виникнення псевдо кавітації у негативній фазі звукового змінного тиску виникають маленькі бульбашки газу. Через псевдо кавітацію далі виникають електричні заряди, що обумовлюють явище люмінесценції. Ці явища люмінесценції у свою чергу є причиною вторинної реакції, які

утворюють фотохімічним шляхом вільні радикали ОН, що обумовлюють окислювальну дію.

Ультразвук викликає виражену іонізацію води на поверхнях розділу кавітаційних порожнин. Було встановлено, що при дії ультразвуку терапевтичної інтенсивності на ізольовані органи з'являються фармакологічні діючі речовини, що звільнюються під час впливу, зокрема гестамін.

### **1.2.5. Дозування ультразвуку в терапії**

Питання дозування досить складне, та при встановленні біологічної дози пропонують відштовхуватись від хімічної реакції, що викликана ультразвуком. У практиці при дозуванні використовують інтенсивність ультразвуку та тривалість впливу. Біологічний ефект здебільшого залежить від інтенсивності ультразвуку. При застосуванні ультразвуку необхідно враховувати його інтенсивність в Вт/см<sup>2</sup>, тривалість впливу, послідовність та кількість впливу, режим застосування – безперервний чи імпульсний.

У фізіотерапії вважають інтенсивності 0,1 – 0,4 Вт/см<sup>2</sup> малими, 0,5 – 0,8 Вт/см<sup>2</sup> середніми та 0,9 – 1,2 Вт/см<sup>2</sup> великими, великі інтенсивності використовують лише при біологічних дослідках. Необхідно відзначити, що серйозних наукових підстав для такого поділу немає, при терапевтичному застосуванні ультразвуку слід виявляти велику обережність, особливо що стосується нервової системи. Необхідно враховувати також і фізіологічну реактивність біологічного об'єкту. Ембріональна швидкозростаюча та новоутворена тканини значно сприйнятливіші до дії ультразвуку, ніж інші.

При застосуванні середніх інтенсивностей можна відзначити у клітині сильну циркуляцію, завдяки чому змінюється проникність клітинної оболонки для іонів та кальцію. Всередині «озвучених» клітин можна спостерігати утворення амілоїдних брилів, патологічних вакуолей та жирових крапель, міжклітинний обмін підсилюється.

Біологічна дія ультразвуку на шкіру досліджена доволі добре. Шкіра як прикордонний шар, на яку впливає ультразвук, може повністю його

відбити, якщо між шкірою та поверхнею випромінювача є навіть незначний шар повітря (0,001мм); невеликі бульбашки повітря, що знаходяться у волосяних мішечках, перешкоджають проникненню ультразвуку до організму. Тому між звуковою голівкою апарату та шкірою повинна бути будь-яка рідина; зазвичай використовують вазелінове масло.

Вихід ультразвукових коливань з біологічної тканини у повітря може призвести до сильного підвищення температури шкіри та навіть до її опіку. Висока температура виникає через повне відбиття ультразвуку від поверхні. Так, при впливі на палець руки за стабільною методикою через деякий час виникає біль від опіку на поверхні шкіри. Пігментацію, що виникає пояснюють тепловим впливом ультразвуку.

Зміна узгоджувальної тканини під впливом ультразвуку в експерименті має певну напрямленість. При застосуванні інтенсивності ультразвуку  $1,17 \text{ Вт/см}^2$  у підшкірній щурів можна спостерігати гомогенізацію проміжної речовини з майже повним зникненням рисунка волокнистих структур, зникнення на препаратах видимості протоплазми клітин за наявності лише одиничних ядер неправильної форми, за якими не можна відрізнити фібропласти від гістеоцитів. Проте через 3 дні після дії у препаратах пухких з'єднувальних тканин можна спостерігати процеси відновлення структур з'єднувальної тканини – помітне збільшення ядер, збільшення кількості кліткових форм тощо.

Застосування ультразвуку менших інтенсивностей викликає таку саму двофазну картину змін з'єднувальної тканини, тільки початкова фаза пригнічення виражена менш яскраво.

Визначена морфологічна картина пов'язана зі зміною проникнення кліткових мембран, розташуванням внутріклітинних структур, зміною ферментних структур тощо.

Застосування ультразвуку інтенсивностей  $1 \text{ Вт/см}^2$  викликає у собак підвищення артеріального тиску, а при зменшенні інтенсивності він знижується. При впливі на ділянку каротидних синусів завжди відмічали

зниження артеріального тиску в незалежності від його інтенсивності. У собак з питуїтриновою гіпертонією вплив ультразвуком на область серця, проговговатого мозку та коротидних синусів за інтенсивності 0,5; 0,2; 0,1 Вт/см<sup>2</sup> призводить до зниження артеріального тиску. При нирковій гіпертонії у тварин ультразвук не лише не викликає зниження артеріального тиску, а й навпаки, підвищенню.

Ультразвук діє на кісткову та хрящову тканини, а також на ендост, окістя і надхрящницю. При цьому необхідно враховувати значення проникнення ультразвуку через прикордонні поверхні, що мають неоднорідну структуру. Через ці граничні поверхні кістки підлягають підвищеному тепловому та механічному впливу. Крім того, внаслідок виникаючих під впливом ультразвуку змін може бути порушено нормальне живлення кісткової тканини. Характерним є повільне пошкодження кістки, що потрапила під вплив ультразвуку, яке виявляють лише через 1-2 тижні. Зміна кісткової тканини за великої інтенсивності проявляються у вигляді потовщення окістя; пізніше у місцях потовщення з'являються переломи кісток.

Змінення кісткового мозку досліджували при дії ультразвуку на довгі трубчаті кістки задньої кінцівки кролика інтенсивністю 2-3Вт/см<sup>2</sup> при тривалості впливу 5-10 хвилин. При цьому у місці впливу виявлялося змертвіння тканини у вигляді інфаркту. Гістологічна картина, відповідна до інфаркту, підтверджувала застій кровообігу, гомогенізацію еритроцитів чи гемоліз.

Яєчники та сім'яники надчутливі до впливу ультразвуку. За малих інтенсивностей у інфантильних тварин викликає передчасний цикл та підвищення росту фолікул.

Вплив на вагітних тварин, що досягли статевої зрілості, завжди призводить до викидня чи до передчасного народження життєздатного плоду. Переривання вагітності не супроводжується сильними порушеннями загального стану тварини, але здатність до зачаття при цьому знижується.

Паренхіматозні органи (селезінка, печінка, нирки) дуже чутливі до ультразвуку. Але в усіх цих органах при дії ультразвуку слабкої інтенсивності відзначалася гіперемія, при більшій інтенсивності та довшому впливі з'являються вакуолі, крововиливи з наступними дегенеративними змінами.

Більшість явищ, що виникають у різних органах при дії ультразвуку, пояснюються подразненням нервової системи. При дії на нерв на перший план виступає його нагрів зі зниженням швидкості проведення збудження, проте після припинення впливу ультразвуку провідність нерву відновлюється. При значних інтенсивностях ультразвуку стрімко знижується фізіологічна активність нерву. При цьому за допомогою поляризаційного мікроскопу в нерві можна виявити місцеві руйнування поляризаційних властивостей нервових оболонок, напевне, в результаті перевищення межі кавітації.

Головний мозок під впливом ультразвуку вивчали мало та більш морфологічно. При слабких інтенсивностях та не тривалій дії відзначали незначні реакції, при великих інтенсивностях з'являлися некрози мозкової тканини, розташовані у вигляді трикутника, зверненого основами до черепної коробки.

### **1.2.6. Лікувальне застосування ультразвуку**

Лікувальна властивість ультразвуку має великі перспективи у майбутньому, через те, що у тканинах організму він викликає зміни різних напрямленостей в залежності від інтенсивності, що застосовується, способу та місця впливу. Проте біологічні основи механізму дії ультразвуку розроблено ще недостатньо, не зважаючи на те що у терапії його застосовують вже близько 30 років. З одного боку, пояснюють складністю фізіологічних процесів, що викликані ультразвуком при проходженні через різні тканини, а з іншого боку тим, що при біологічних дослідженнях ультразвуку головна увага була спрямована на з'ясування характеру дії великих інтенсивностей, які для терапії є неприйнятними. З'ясування специфічних особливостей дії ультразвуку на різні тканини дозволить з успіхом застосовувати його при різних захворюваннях.

### **1.3 Методи розширення смуги пропускання п'єзоперетворювача**

Однією із найважливіших характеристик п'єзоперетворювачів є ширина смуги пропускання їх робочих частот. Чим ширша ця смуга, тим краще основні показники апаратури, наприклад, вище чутливість та роздільна здатність ультразвукових приладів, ширше діапазон та менше похибка вимірювання контрольованих параметрів. Смуга робочих частот від десятих часток до сотень мегагерц дозволяє зменшити тривалість випромінюваних імпульсів та імпульсів, що приймаються до десятих часток наносекунд і таким чином підвищити роздільну здатність за глибиною.

Широка смуга пропускання п'єзоперетворювачів надає можливість змінювати частоту використовуваних УЗ хвиль таким чином, щоб забезпечити максимальну чутливість приладу при виявленні певного типу дефектів у виробах з конкретного матеріалу. При цьому необхідно знайти компроміс між роздільною здатністю приладу за фронтом і за глибиною (вони тим кращі, чим менше довжина УЗ хвилі ті тривалість УЗ імпульсу, тобто чим вища частота) та чутливістю, яка тим більша чим менше

коефіцієнт поглинання ультразвукової хвилі у матеріалі виробу (коефіцієнт підвищується із зростанням частоти УЗ коливань).

Розробка широкосмугових перетворювачів на зазначений діапазон частот (від десятих часток до сотень мегагерц), зокрема, вирішує задачу створення високочастотних перетворювачів. Контроль на високих частотах виробів малої товщини (де можна знехтувати загасанням), виготовлених із таких конструктивних матеріалів, як алюмінієві та магнітні сплави, у яких дуже малий коефіцієнт поглинання, є дуже доцільним.

Розширення смуги пропускання надає можливість випромінювати у досліджуваній об'єкт акустичні сигнали будь-якої необхідної форми, а також приймати УЗ імпульси після взаємодії із контрольованим виробом без спотворення їх форми (частотного спектра), що підвищує надійність результатів вимірів чи контролю.

На сьогодні сформувалися три основні групи засобів створення широкосмугових п'єзоперетворювачів для дефектоскопії та контрольної вимірної апаратури.

Розширення смуги пропускання при використанні звичайних напівпровідникових п'єзоелементів шляхом їх механічного демпфування, оптимального акустичного узгодження їх із середовищем, у яку вони випромінюють, електричного демпфування, застосування корегуючи R, L, C – кіл тощо.

Застосування спеціальних електронних схем збудження напівхвильових п'єзоелементів і схем включення їх у режимі прийому УЗ коливань (компенсація вільних коливань п'єзоелементів, компенсація реактивної складової їх вхідного опору тощо).

Застосування п'єзоелементів спеціальної форми (наприклад клиноподібних, сферичних, увігнутих та ін.); використання спеціального складу п'єзокераміки та спеціальних технологій обробки п'єзоелементів (наприклад, використання високо пористої п'єзокераміки); використання



нерезонансно збуджувальних, так званих «товстих» п'єзоелементів та деякі інші засоби нерезонансного збудження п'єзоперетворювачів [5].

### **1.3.1 Механічне демпфування п'єзоелементів**

В ультразвукових приладах для розширення смуги пропускання електроакустичного тракту з метою отримання коротких УЗ імпульсів використовується механічне демпфування напівпровідникових резонансних п'єзоелементів. Для цього п'єзоелемент приклеюють до масивного тіла (демпфера), які виготовляють з матеріалу з великим характеристичним імпедансом і великим коефіцієнтом загасання УЗ хвиль. Міцне з'єднання з демпфером призводить до того, що після закінчення дії збуджувального електричного чи прийнятого УЗ імпульсу вільні коливання п'єзоелемента швидко загасають, при чому тим швидше, чим менше різниця між імпедансами демпфера і п'єзоелемента. Це пояснюється зниженням добротності та, як наслідок, розширенням смуги пропускання п'єзоелемента через внесені втрати збереженої у ньому акустичної енергії, викликані розповсюдженням УЗ хвиль у об'єм демпфера. Великий коефіцієнт загасання УЗ хвиль у матеріалі демпфера необхідний, для того щоб виключити проявлення паразитних імпульсів, що викликаються відбиттям УЗ хвиль, випромінюваних п'єзоелементом у демпфер.

До недоліків метода механічного демпфування слід віднести, по-перше, значні технологічні труднощі граничного демпфування п'єзоелементів із власними частотами вище 5-7 МГц; по-друге, необхідність при подальшому зменшенні тривалості випромінювальних та приймаючих УЗ імпульсів використовувати більш високочастотні (більш тонкі) дорогі п'єзопласитини і, як наслідок, підвищувати міцність збуджувальних генераторів; по-третє, при будь-кому демпфуванні, зменшення коефіцієнта подвійного перетворення, що знижує амплітуду випромінюваних та прийнятих УЗ сигналів та зменшує чутливість апаратури загалом, у якій вони використовуються [9, 10, 11,14].

### 1.3.2 Використання корегуючих R, L, C – кіл

Метод розширення амплітудно-частотної характеристики (АЧХ) перетворювачів, ґрунтується на підключенні до п'єзоелемента як у режимі випромінювання, так і у режимі прийому корегуючи R, L, C – кіл у різних комбінаціях, дозволяє у широких межах змінювати форму АЧХ електроакустичного тракту.

Теоретичні та експериментальні дослідження показали, що за однакової ширини АЧХ коефіцієнт подвійного електромеханічного перетворення при використанні корегуючих електричних кіл значно більше, ніж при механічному чи електричному демпфуванні. АЧХ, отримані шляхом корегуючих електричних кіл, при рівних коефіцієнтах подвійного перетворення дозволяють формувати більш короткі імпульси, ніж при одному механічному демпфуванні п'єзоелементів.

Розширенню АЧХ перетворювача сприяє використання чверть хвильового проміжного шару між п'єзоелементом та середовищем, у яку він випромінює (з якої приймає) УЗ коливання. При використанні такого проміжного шару з оптимальним характеристичним імпедансом за оптимальної для цього випадку ступенем механічного демпфування вдається розширити смугу пропускання кварцового п'єзоперетворювача до  $\pm 20\%$  відносно його резонансної частоти. При чому чверть хвильовий проміжний шар не тільки розширює смугу пропускання, але й підвищує коефіцієнт подвійного перетворення за рахунок покращення корисного акустичного навантаження.

До недоліків цього метода збільшення широкосмуговості слід віднести ускладнення конструкції п'єзоперетворювача та необхідність точної механічної обробки чверть хвильової пластини у строгій відповідності до власної частоти п'єзоелемента, а також ретельного її склеювання до п'єзопластини тонким рівномірним шаром клею [5, 15].

### 1.3.3 Застосування узгоджувальних перехідних шарів

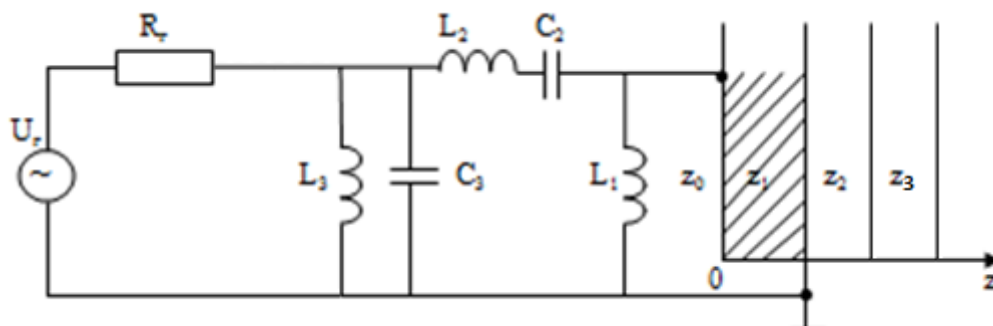
Багатьма дослідженнями показано, що на частотні та імпульсні характеристики п'єзоелектричних перетворювачів значно впливають узгоджувальні шари. Узгоджувальні шари наносяться на робочу (випромінюючу та приймаючу сигнали) поверхню п'єзоелемента поверх електрода. Вони слугують для узгодження акустичних опорів матеріалу п'єзоелемента та БТ. Змінення параметрів узгоджувальних шарів надає можливість змінювати ці характеристики у початкових межах, а у деяких випадках забезпечують і краще узгодження акустичних імпедансів перетворювача та робочого середовища, через що зменшуються втрати перетворення. Хороше узгодження необхідне задля того, щоб забезпечити передачу з мінімальними втратами акустичних (ультразвукових) сигналів від п'єзоелемента у біологічне середовище та навпаки, а отже, підвищити чутливість датчика [5, 14, 16, 17, 18, 19].

Методам граничних можливостей розширення смуги пропускання присвячено велику кількість робіт. Наприклад, слід відзначити роботу [23], у якій розглянуто питання акустичного узгодження та наведено граничні значення смуги пропускання п'єзоперетворювача із шарами, кількість яких варіюється від одного до чотирьох. За деяких умов вибір типу та кількості узгоджувальних елементів, наприклад перехідних шарів, може бути обмежено конструктивними вимогами або технологічними можливостями, і тоді необхідно вирішувати задачу про комплексне використання акустичних та електричних узгоджувальних елементів. У цьому випадку значний вплив на граничне значення смуги пропускання перетворювача має величина коефіцієнта електромеханічного зв'язку, як це впливає із робіт [20, 21].

Для розширення смуги пропускання авторами [22] запропонована система (рис. 1.1), для застосування в режимі випромінювання.

Представлена система (рисунок 2.1) має демпфер – п'єзоелемент – проміжний шар - ... - проміжний шар – акустичне навантаження з хвильовими опорами  $Z_0, Z_1, Z_2, \dots, Z_{m-1}, Z_m$  відповідно. Джерело збудження з

е.р.с.  $U_T$  та внутрішнім опором  $R_T$  під'єднаного до п'єзоелемента через  $N$ -ланковий пасивний електричний чотирьополісник. Акустичне навантаження задано хвильовим опором  $Z_m$ , а п'єзоелемент – хвильовим опором  $Z_j$  [22].



#### 1.4 Висновки до розділу

Дослідивши фізику роботи ультразвуку ми прийшли до висновку, що механічний вплив ультразвуку на організм залежить від амплітуди коливань частот, завдяки чому можна сказати, що чим вища інтенсивність звуку, що впливає на середовище, тим більша амплітуда, а зміщення обернено пропорційно частоті.

За допомогою дії трьох факторів ультразвуку, а саме: механічного, теплового і фізико-хімічного, на організм людини відбувається вплив, в результаті чого змінюється функціональний стан, регенеративні та репаративні процеси в органах і тканинах, що зазнали озвучування. Під впливом ультразвуку забезпечується активація кровообігу і мікроциркуляції, регенерація трофічних процесів, що супроводжуються протизапальною і розсмоктуючою дією. Одним з фізичних методів впливу ультразвуку на організм є низькочастотний ультразвук, який володіє протизапальними, антибактеріальними, регенераційними та імуномодельюючими властивостями, що неодмінно і суттєво покращує захисні і відновні сили організму пацієнта. В наш час, було розроблено низку, спеціальних технологій, які впливають на організм за допомогою

ультразвуку. В деяких з апаратах ультразвукової терапії, було поєднано комбіновані механізми впливу, які знайшли широке застосування в медицині і апаратної косметології.

У цілому можна підкреслити, що під впливом ультразвуку, відбуваються різноманітні зміни, з боку різних органів і систем, які носять компенсаторно-адаптивний характер і зумовлюють підвищення неспецифічної резистентності організму і його стійкості до несприятливих факторів середовища.

## **РОЗДІЛ 2. МЕТОД ПОБУДОВИ ТА РОЗРАХУНКУ ШИРОКОСМУГОВОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО ТЕРАПЕВТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАЧА**

Найбільш розповсюдженим способом введення УЗ енергії у тіло пацієнта є контактний, коли п'єзовипромінювач прикладається безпосередньо до шкіри юди. Іншим способом є введення за допомогою мішку з водою, який може приймати форму опромінюваної поверхні тіла. Під час процедури перетворювач, в залежності від інтенсивності, може стримуватись в одній позиції або неперервно пересуватися над оброблюваною областю. При будь-якій можливості необхідно уникати режиму стаціонарного випромінювача, оскільки можливе утворення стоячих хвиль тв. «гарячих точок», котрі можуть призвести до локальних пошкоджень. Для попередження цього апарати чеської фірми BTL з двухчастотними емітерними головками на 1 та 3 МГц та площею 1 та 4 см<sup>2</sup> і випромінюваної в безперервному режимі інтенсивністю 2 Вт / см<sup>2</sup> і потужністю 2 і 8 Вт випускаються з відображенням освіти стаціонарних (стоячих) хвиль, чого в інших апаратах нам не зустрічалося. У разі безпосереднього контакту випромінювача з шкірою вона знаходиться в області ближнього поля перетворювача, в якій є різкі максимуми інтенсивності, і, якщо УЗ пучок теж не переміщається постійно або переривчасто, то можуть бути отримані високі дози опромінення. Проблема нерівномірного опромінення виникає і при УЗ очищення деталей, де вона вирішується модуляцією частоти або випромінюванням широкосмугового ультразвуку.

Отримання необхідної широкополосности за рахунок використання заднього демпфірування для терапевтичних випромінювачів є неприйнятним. Широкополосність з десятикратним ставленням верхньої і нижньої частот смуги в мегагерцовому діапазоні була отримана в

разнотолщинних перетворювачах, що знайшли застосування в імпульсній дефектоскопії. Однак для цілей УЗ терапії такі перетворювачі принципово не підходять, тому що різні точки в перетині створюваного ними пучка опромінюються різними частотами і з різною інтенсивністю. Ця обставина не враховувалася, такі перетворювачі розглядалися для УЗ терапії. Можливість використання широкосмугових головок в терапевтичних випромінювачів була передбачена ще до їх появи. Про це свідчить ситуація з приладом фірми Nemectron, котра передбачила в ньому, крім роботи на стандартних частотах 1 і 3 МГц, і постачає його необхідними головками, також режим стохастичного зміни частот в смузі частот 1-3 МГц, але при відсутності в приладі широкосмугової лікувальної головки. Така модуляція частоти з цифровими генераторами необхідної потужності проблеми не становить. Однак, як видно на сайті фірми, що випускаються терапевтичні апарати широкосмуговою головкою при поставці ще не забезпечуються (її опис, на відміну від головок на 1 МГц і 3 МГц, на сайті відсутня), а поставляються за спеціальним замовленням.

Методи побудови та розрахунку широкосмугового пьезокерамічного пластинчастого випромінювача розглядаються в цьому підрозділі. Випромінювання великої потужності, а також комбінований з електротерапією режим лікування, передбачений, наприклад, в апараті фірми Nemectron, вимагають металевої робочої поверхні, що можна здійснити лише з одним согласующим шаром. Вузкополосні терапевтичні випромінювачі зазвичай зроблені у вигляді дисків з високодобротних п'єзокераміки, наприклад, з ТБК-3 ( $Q_M=450$ ). Вони поміщаються в металеву водонепроникний оболонку з алюмінію або нержавіючої сталі. Для цілей узгодження підходить тільки алюміній, значення імпедансу якого  $z_3=17$ ,

$5 \cdot 10^6 \frac{\text{Па} \cdot \text{с}}{\text{м}}$  знаходиться між значеннями для біологічної тканини (води)

$z_2=1, 5 \cdot 10^6 \frac{\text{Па} \cdot \text{с}}{\text{м}}$  та п'єзокераміки  $z_0=2 5 \cdot 10^6 \frac{\text{Па} \cdot \text{с}}{\text{м}}$  (ТБК-3).

Він також забезпечує можливість багатократної стерилізації.

Розглянемо випадок  $z_0=2 5 \cdot 10^6 \frac{\text{Па} \cdot \text{с}}{\text{м}}$ ,  $z_3/z_0=0,39$ ,  $k_t=0,45$ , котрий чисельним методами оптимізувався на максимум смуги частот (вид АЧХ не наводиться). Розрахункова схема багатопараметричного перетворювача приведена на рис.1.1, а, а еквівалентна схема п'єзопластини з шаром - на рис.1.1, б.

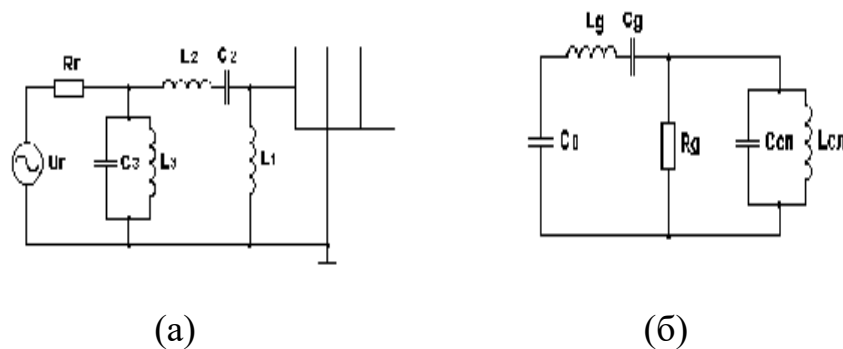


Рис.2.1. Розрахункова схема багатопараметричного перетворювача - (а) і еквівалентна схема п'єзопластини з шаром - (б)

Для розрахунку введемо нормовані параметри і позначення, з метою можливості порівняння з її результатами:

$\beta = k_t^2$  - квадрат коефіцієнта електромеханічного зв'язку для коливань по товщині;

$k_2 = z_2/z_0$  - нормований хвильовий опір навантаження (води);

$k_3 = z_3/z_0$  - нормований хвильовий опір узгоджувального шару;



$m_1 = \omega_1 / \omega_0$  - параметр настройки, где  $\omega_1$  - резонансна частота контура  $L_1 || C_0$ ,  $\omega_0$  - антирезонансна частота,  $C_0$  - ємність загальмованого пьезоперетворювача (в деяких галузевих стандартах через  $C_0$  позначена ємність механічно вільного перетворювача  $C^T$ , вимірювана на частоті  $f=1\text{кГц}$ );

$m_2 = \omega_2 / \omega_0$  - параметр настройки, где  $\omega_2$  - резонансна частота контуру  $L_2, C_2$ ;

$\alpha_2 = C_2 / C_0$  - відносна ємність контуру  $L_2, C_2$ ;

$m_3 = \omega_3 / \omega_0$  - параметр настройки, где  $\omega_3$  - резонансна частота контуру  $L_3 || C_3$ ;

$\alpha_3 = C_3 / C_0$  - відносна ємність контуру  $L_3 || C_3$ ;

$x = \omega / \omega_0$ ;

$R_r$  - демпфуючий опір, включаючи внутрішній опір генератора;

$b_3 = 2n_3$  - відносна хвильова товщина шару,  $n_3$  - нормована на довжину хвилі в матеріалі шару на антирезонансним частоті;

$Q = R_a \omega_0 C_0$ ;

$\dot{I}_e = D_{ae} / D_a$  - коефіцієнт передачі за проектною потужністю,  $P_{ак}$  -

випромінюювана акустична потужність,  $P_a = \frac{U_a^2}{8R_a}$  - потужність, яка виділяється генератором напруги з амплітудою  $U_g$  на опорі навантаження, що дорівнює  $R_r$ ;

$Y_1 = -i \frac{m_1^2}{x}$  - провідність індуктивного шунта  $L_1$ ;

$$Z_{y2} = \frac{i}{\alpha_2} \left( \frac{x}{m_2^2} - \frac{1}{x} \right) - \text{елетричний імпеданс контуру } L_2, C_2;$$

$$Y_3 = -i\alpha_3 \left( \frac{m_3^2}{x} - x \right) \text{--провідність контуру } L_3 \| C_3 ;$$

$$Y_1 = ix \frac{\Delta_0}{\Delta_0 - \Delta_1} - \text{провідність перетворювача,}$$

де

$$\Delta_0 = 1 - V_{01}V_{02}a_1^2; \quad a_1 = e^{-i\pi x}, \quad V_{01}=1; \quad (2.1)$$

$$\Delta_1 = \frac{\beta}{2i\pi x} (1 - a_1) \left[ 2 + V_{01} + V_{02} - a_1 (V_{01} + V_{02} + 2V_{01}V_{02}) \right]; \quad (2.2)$$

$$V_{03} = \frac{1 - k_3}{1 + k_3}, \quad V_{32} = \frac{k_3 - k_2}{k_3 + k_2}, \quad V_{02} = \frac{V_{03} + a_2^2 V_{32}}{1 + a_2^2 V_{03} V_{32}};$$

$$a_2 = e^{-ib_3\pi x};$$

$$\tilde{I}_e = \frac{4Q \operatorname{Re} Y_1}{\left| 1 + Z_{y2} (Y_1 + Y_i) + Q \left[ Y_1 + Y_3 + Y_i + Z_{y2} Y_3 (Y_1 + Y_i) \right] \right|^2}. \quad (2.3)$$

Оптимальні параметри для цього випадку наводяться в табл.1.1. У даній роботі розраховувалися АЧХ компонент комплексної провідності  $Y_p$  і коефіцієнта  $\Pi$  в міру побудови широкосмугового випромінювача, починаючи з випадку  $R\Gamma$  плюс п'єзоперетворювач. Ці результати представлені на рис.1.2, де крок зміни частоти  $\Delta x=0,1$

Таблица 2.1

Оптимальные параметры пьезоизлучателя

$\beta$	$Q$	$m_1$	$m_2$	$\alpha_2$
0,2	1,88	0,82	0,88	0,33
$m_3$	$\alpha_3$	$b_3$	$k_3$	$k_2$
0,86	0,69	0,52	0,39	0,06

З рис.1.2 видно, що  $\text{Re}Y_{II}$  має 2 максимума різної висоти на частотах  $x_1=0,7$  и  $x_2=1,2$ , симетричних відносно частоти четвертьхвильового

резонансу шару  $x=\frac{0,25}{0,26}=0,96$ , близьких до власних частот системи пов'язаних контурів: послідовного  $C_0L_dC_dL_{сл}$  и паралельного  $L_{сл}||C_{сл}$  без учета  $R_d$ . Взяв в якості елемента зв'язку  $L_{сл}$ , отримаємо значення коефіцієнту зв'язку:

$$k_{св}=1/\sqrt{1+L_a/L_{не}} \quad (2.4)$$

Підставляючи в (1.4) отримані вирази для динамічної індуктивності і еквівалентної індуктивності шару:

$$L_d = \frac{1}{\omega_1^2 C_0} \frac{1-8\beta/\pi^2}{8\beta/\pi^2}, \quad L_{сл} = \frac{1}{\omega_1^2 C_0} \frac{1}{\beta} \frac{1-\frac{k_3}{(\frac{k_2}{k_3})^2}}{\frac{k_3}{k_3}}, \quad (2.5)$$

и значення  $\beta=0,2$ ,  $k_3=0,39$ ,  $k_2=0,06$ , отримаємо  $L_d/L_{сл}=2,55$ ,  $k_{св}=1/\sqrt{1+2,55}=0,53$ .

Значення власних частот знаходимо по формулі:

$$x_{I,II}=[1-0,5k_{св}^2 \pm k_{св}]^{1/2}. \quad (2.6)$$

Звідки:

$$x_I=1,18, x_{II}=0,58.$$

Видно, что нормовані на  $\omega_0 C_0$  значення  $\text{Im}Y_{II}$  (рис.1.2,б) на частотах  $x_I$ ,  $x_{II}$  дорівнюють  $X$ , т.е. провідності ємності  $C_0$ .

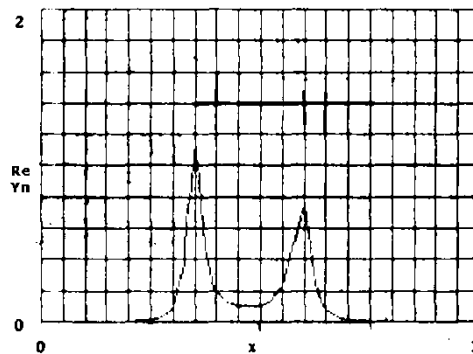
Значення  $\text{Re}Y_{II \text{ мин}}=0,11$  дрівнює теоретичному значенню еквівалентній провідності водяної нагрузки, трансформованої чвертьхвильовим согласованим шаром на частоті  $\omega_0$ :

$$\text{Re}Y_{II} = \frac{4\beta}{\pi} \frac{k_2}{k_3^2} \frac{\Delta P_{\text{ей}}}{P_{\text{ид}}} \approx 0.1. \quad (2.7)$$

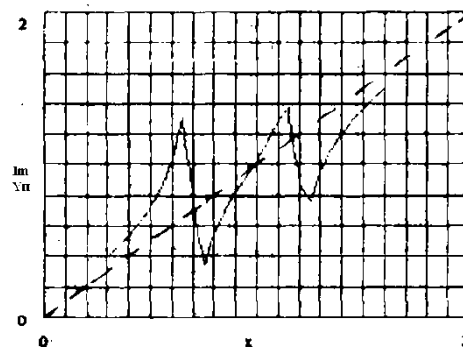
Оскільки  $\text{Re}Y_{II \text{ мин}}=0,1 \ll \text{Im}Y_{II} \cong 1$ , то відповідно з (1.3) для  $Z_{\text{с2}}=0, Y_1=0, Y_3=0$  отримуємо:

$$P_{\text{ИМИН}} = \frac{4Q \text{Re}Y_i}{1 + Q \text{Im}Y_i} = \frac{4 \cdot 1,88 \cdot 0,1}{1 + (1,88 \cdot 1)^2} = 0.17, \quad (2.8)$$

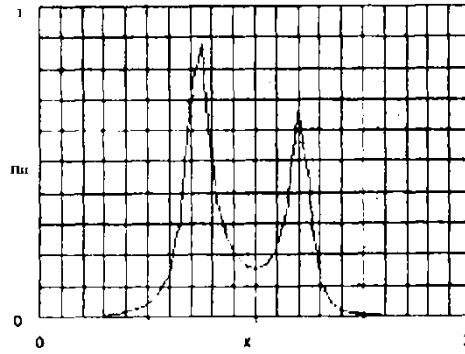
Що і видно на рис.1.2, в.



(a)



(б)



(в)

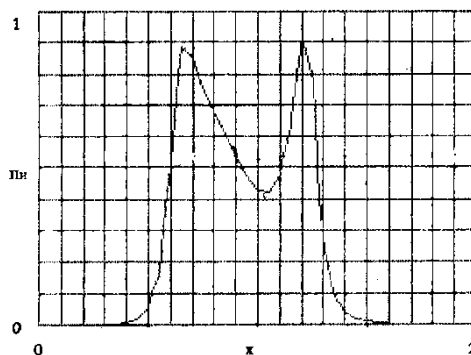
Рис.2.2. АЧХ компонент комплексної провідності  $Y_{\Pi}$  та коефіцієнта  $\Pi_{\Pi}$

Зміна ЧХ  $\Pi_{\Pi}$  при додаванні  $L_1, L_2C_2, L_3C_3$  представлено на рис.1.3.

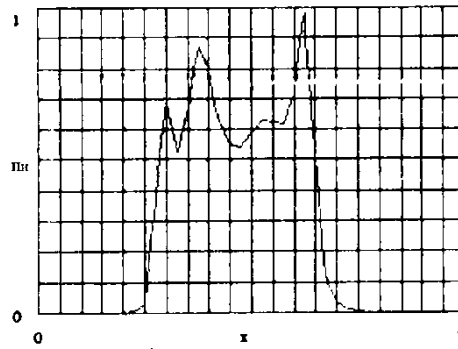
Компенсація реактивної складові провідності  $\omega C_0$  на частоті  $x \cong 1$ , додавання індуктивності  $L_1$ , призводить до багатократного зросту  $\Pi_{\Pi}$  в середній частині ЧХ і, відповідно, до зменшення її нерівномірності) відповідно до формули (1.3) при

$$Y_1 = -\text{Im}Y_{\Pi}, Z_{32} = 0, Y_3 = 0:$$

$$\Pi_{\Pi} = \frac{4Q\text{Re}Y_i}{(1 + Q\text{Re}Y_i)^2} = \frac{4 \cdot 1,88 \cdot 0,1}{(1 + 1,88 \cdot 0,1)^2} = 0,53. \quad (2.9)$$



(а)

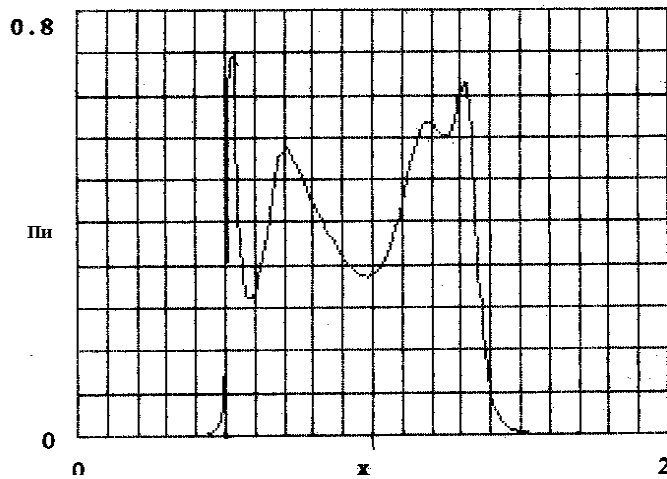


(б)

Рис. 2.3. АЧХ коефіцієнта  $\Pi_i$

При цьому низькочастотний пік зсувається вліво, а висота високочастотного збільшується (рис.1.3, а). Додавання ланки  $L_2C_2$  приводить до незначного підйому ЧХ в середній частині і розширення в бік низьких частот (рис.1.3, б). Додавання  $L_3||C_3$  робить схили крутіше, істотно не змінюючи ЧХ. Значення  $\Pi_i$  залишається поблизу 0,53 (формула (1.8)). На рис.1.4 представлено ЧХ  $\Pi_i$  для перетворювача на основі більш високодобротних, в порівнянні з ТБК-3, п'єзокераміки PZT-8 ( $Q_M = 1000$ ) з одним согласуючим шаром і трьома коректуючими ланками:  $\beta = 0.26$

( $k_1=0.51$ ),  $z_0=35 \cdot 10^6 \frac{\text{Па} \cdot \text{с}}{\text{м}}$ ,  $k_2=0.043$ ,  $z_3=17.5 \cdot 10^6 \frac{\text{Па} \cdot \text{с}}{\text{м}} = 0.5$ . Оскільки згідно з (1.7)  $\text{Re}Y_{\text{пмин}}=0.057$ , тобто в 1,75 разів менше, ніж для розглянутого вище, у стільки ж разів (від 0.53 до 0.3) зменшилася і значення  $\Pi_{i \text{ мин}}$  на ЧХ; смуга частот трохи розширилася. Цей варіант був прийнятий за основу, оскільки ланка  $L_3C_3$  не робить істотного впливу на ЧХ в середній частині, в практичному варіанті воно було опущено. Товщина шару скоригована таким чином, щоб значення обох максимумів самого перетворювача були однаковими:  $b_3=0.54$  ( $n_3=0.27$ ) (з варіантів  $n_2=0.25$ ; 0.27; 0.29).



**Рис.2.4. АЧХ коефіцієнта  $\Pi_n$**

До  $m_1=0.75$ ,  $m_2=0.79$  знижені значення параметрів настройки коригувальних ланок; значення добротності  $Q=1.44$  (з варіантів  $Q=1;1.44;1.88$ ); значення відносної ємності  $\alpha_2=0.5$  (з варіантів  $\alpha_2=0.25, 0.5, 0.75$ ). ЧХ в процесі додавання ланок представлені на рис.2.19, на якому шкала частот дана в абсолютних одиницях. Видно, що значення  $\Pi_{н\text{ мин}}$  на кривій 3 відповідно до оцінки одно 0.3. Смуга частот на рівні 0.5 от  $\Pi_{н\text{ макс}}$  простирається від 1 до 3 МГц.

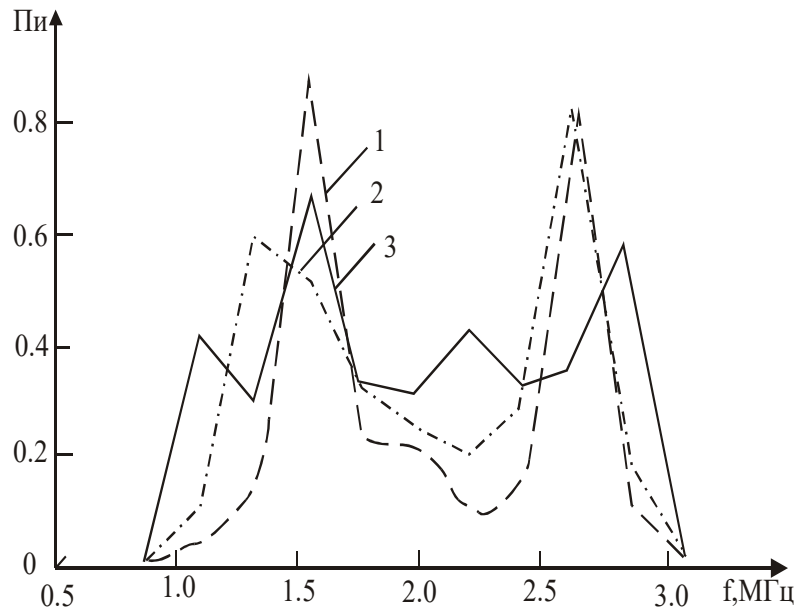


Рис. 2.4. АЧХ коефіцієнта  $\Pi_n$

Визначив середнє значення у цій смузі  $\Pi_{\text{ср}}=0.45$ , отримаємо середнє значення сумарної потужності:

$$P_{\Sigma} = P_{\Gamma} + P_{\text{ак}} = P_{\text{ак}} \left( 1 + \frac{1}{\bar{I}^{\text{е нд}}} \right) = 3.12 P_{\text{ак}},$$

Тоді як в оптимальному варіанті ( $\Pi_n=1$ )  $P_{\Sigma} = 2P_{\text{ак}}$ .

Так, для випромінювача площею  $4 \text{ см}^2$  і максимальної допустимої інтенсивністю у неперервному режимі  $1.5 \text{ Вт/см}^2$   $P_{\text{ак}}=6 \text{ Вт}$ , а  $P_{\Sigma} = 18.5 \text{ Вт}$ , а в імпульсному режимі та інтенсивності  $3 \text{ Вт/см}^2$   $P_{\text{ак}} = 12 \text{ Вт}$ , а  $P_{\Sigma} = 37 \text{ Вт}$ . [6-13].

### Висновки до розділу

У цьому розділі були розглянуті методи побудови та розрахунку широкопasmового пьезокерамічного пластинчастого випромінювача, на прикладі апаратів фірми Nemestron, ВТL, які передбачають випромінювання великої потужності, а також комбінований з електротерапією режим



лікування та вимагають металевої робочої поверхні, що можна здійснити лише з одним согласующим шаром.

Також були досліджені характеристики вузькополосних терапевтичних випромінювачі, що зазвичай зроблені у вигляді дисків з високодобротних п'єзокераміки та поміщаються в металеву водонепроникний оболонку з алюмінію або нержавіючої сталі.

Також були розглянуті різні способи введення УЗ енергії у тіло пацієнта, особливості роботи перетворювача, в залежності від інтенсивності та його рухомість.

### РОЗДІЛ 3. РОЗРАХУНОК ШИРОКОСМУГОВОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО П'ЄЗОЕЛЕКТРИЧНОГО ТЕРАПЕВТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАЧА

#### 3.1 Теоретичне обґрунтування використання методу чотирьох полюсників.

При виборі типу і параметрів електроакустичних перетворювачів визначальними є вимоги забезпечення широкої смуги пропускання при малих втратах електроакустичного перетворення і вузькою характеристикою спрямованості. Ці, а також експлуатаційні вимоги зумовлюють різновиди конструкцій електроакустичних перетворювачів. Спільними характеристиками випромінюючих електроакустичних перетворювачів є частотні або тимчасові характеристики акустичних коливань поверхні, що випромінює, є реакцією на збудливий електричний сигнал. Відповідно електроакустичні приймачі можуть характеризуватися частотними або тимчасовими характеристиками вихідного електричного сигналу, що є реакцією на акустичні коливання, що впливають на приймаючу поверхню.

Частотні залежності відносини вихідного впливу до вхідного називаються *передавальними функціями*. Наприклад, для електроакустичних випромінювачів з рівномірним розподілом амплітуд коливальної швидкості по випромінює поверхності передавальна функція може бути представлена виразом

$$K_{\dot{E}}(j\omega) = \frac{P_{\dot{E}}}{U_{\dot{a}\dot{o}}}, \quad (3.1)$$

де  $P_{\dot{E}} = \frac{F_{\dot{E}}^2}{A_0}$  - коливальний тиск, що розвивається випромінюючою поверхнею ( $F_{\dot{E}}$  - сила випромінювання;  $A_0$  — площа випромінюваної поверхні);  $U_{\dot{a}\dot{o}}$  - електрична напруга живлення.

Електроакустичний перетворювач, який використовується в медицині, в загальному випадку складається з: електроакустичного активного

елементу, що перетворює електричні коливання в акустичні і перехідних шарів, через які здійснюється акустичний контакт з досліджуваним об'єктом. Узагальнена структурна схема електроакустичного перетворювачого елемента представлена на рис. 3.1

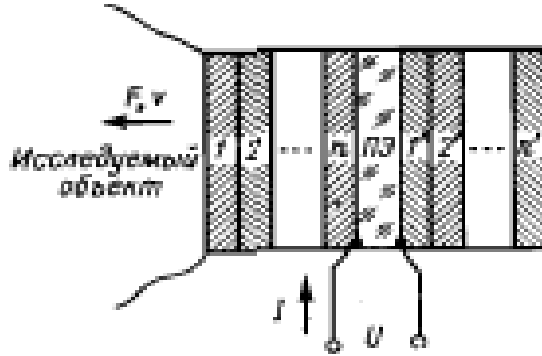


Рис.3.1 Узагальнена структурна схема електроакустичного перетворювачого елемента

В реальних конструкціях перетворювачів, найчастіше використовується тільки один перехідний шар - між електроакустичним активним елементом і досліджуваним об'єктом, а демпфер безпосередньо контактує з іншою поверхнею цього елемента. В електроакустичних перетворювачах як електроакустичних активних елементів, як правило, використовуються п'єзоелектричні елементи. Для простоти в подальшому будемо називати електроакустичні активні елементи п'єзоелементами. У функціональному сенсі п'єзоелектричні перетворювачі є сполучними ланками між об'єктами лікування і електронними блоками. Тому їх можна розглядати як чотиріполюсники, вхідними величинами яких є електричні сигнали, а вихідними - акустичні сигнали. При аналізі акустичних систем широко використовуються електромеханічні аналогії: між електричною напругою  $U$  та силою  $F$ , електричним струмом  $I$  і коливальної швидкістю  $v$ . Тому еквівалентний чотиріполюсник п'єзоелектричного перетворювача має вигляд показаний на рис. 3.2, а рівняння, що описує цей ПП, можна представити таким чином:

$$\begin{aligned}
 U &= A_{11}F + A_{12}v \\
 I &= A_{21}F + A_{22}v
 \end{aligned}
 \tag{3.2}$$

У матричній формі це рівняння записується у вигляді:

$$\begin{vmatrix} U \\ I \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} A_{11} & A_{12} \\ A_{21} & A_{22} \end{vmatrix} \begin{vmatrix} F \\ v \end{vmatrix}$$
(3.3)



Рис.3.2. Еквівалентний чотирьохполюсник п'єзоелектричного перетворювача

При такому поданні п'єзоелектричних перетворювачів для математичного опису їх характеристик, в першу чергу, необхідно визначити коефіцієнти еквівалентних чотирьохполюсників. При відомих коефіцієнтах еквівалентних чотирьохполюсників з використанням рівнянь (3.2) - (3.3) можуть бути визначені передавальні функції, а також електричні і акустичні імпеданс розглянутих перетворювачів. Даний розрахунок більшості характеристик п'єзоелектричних перетворювачів буде розглядатися з допущенням рівномірного розподілу амплітуд коливань по активній поверхні, тобто випадки так званих «одновимірних перетворювачів». Таке припущення для п'єзоелементів, можливо за таких умов: для п'єзоелемента, що коливається по товщині паралельно вектору електричного поля, геометричні розміри активної поверхні повинні бути значно більше товщини, а для п'єзоелементів, що здійснюють поздовжні коливання по довжині паралельно або перпендикулярно до вектора електричного поля, довжина п'єзоелемента повинна бути значно більше його поперечних розмірів. При повному описі властивостей п'єзоелектричних перетворювачів необхідно враховувати цілий ряд параметрів, що

характеризують розміри, форму, структуру і фізичні властивості всіх складових елементів перетворювача (п'єзоелемента, перехідних шарів, демпфера), а також властивості робочого середовища, в яку випромінюються або з якої приймаються ультразвукові сигнали. Основними акустичними параметрами будь-якого матеріалу, в тому числі п'єзоелектричного, є швидкість  $z$  і коефіцієнт поглинання відповідного типу ультразвукових хвиль, а також хвильове акустичний опір  $z = \rho c$ , де  $\rho$  - щільність розглянутого матеріалу. П'єзоелементи в загальному випадку характеризуються матрицями пружних п'єзоелектричних і діелектричних постійних.

### 3.2. Одномірні математичні моделі п'єзоелементів

Основною метою математичного опису п'єзоелементів є визначення зв'язків між вхідними електричними і вихідними акустичними величинами. При поданні п'єзоелементів еквівалентними чотиріполюсниками це опис зводиться до визначення матриць еквівалентних чотиріполюсників. З використанням електромеханічних аналогій електрична напруга-сила і струм - коливальна швидкість розглянемо еквівалентні чотиріполюсники п'єзоелементів, показаних на рис. Будемо вважати, що п'єзоелементи навантажені з одного боку питомою акустичним імпедансом  $z_1$  а з іншої  $z_2$  при цьому імпеданс напруги активної частини п'єзоелемента, тобто імпедансом робочої середовища, вважається  $z_2$ . Забігаючи наперед відзначимо, що для конструкції нашого перетворювача  $z_1 = 0$ . Величина активної поверхні позначається  $A_0$ . Приймається, що в режимі вивчення на електроди п'єзоелемента подається напруга  $U_1$ , з частотою  $f$  і через нього протікає струм  $I_1$ , а на активній поверхні при цьому розвивається акустична сила  $F_2$ , і коливальна швидкість  $v_2$ .

Розглянемо роботу п'зоелемента у вигляді пластинки, що здійснює позовжні коливання по товщині. Еквівалентний чотиріполюсник випромінює пьзоелемента наведено на рис. 7.

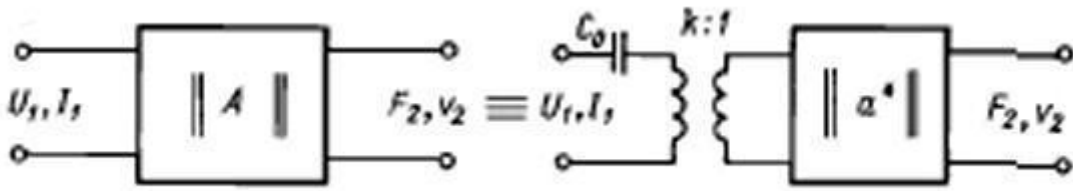


Рис.3.3 Еквівалентний чотиріполюсник випромінює пьзоелемента

Для визначення коефіцієнтів, що описують еквівалентний чотиріполюсник цього пьзоелемента. скористаємося рівняннями з урахуванням другого закону Ньютона (рівняння п'зоефекту) може бути переписано наступним чином:

$$\frac{\partial^2 T_3}{\partial z^2} + \gamma_0^2 T_3 = -\gamma_0^2 T_3 \frac{e_{33}}{c_{33}^D} D_3, \tag{3.4}$$

де  $\gamma_0 = \alpha_0 + j\omega / c^D = \alpha_0 + j2\pi / \lambda$ .

Виходячи з граничних умов, які формуються наступним чином:

$$\begin{aligned} \frac{p_1}{v_1} &= \frac{-T_3 \big|_{z=0}}{v_1} = -z_1 \\ \frac{p_2}{v_2} &= \frac{-T_3 \big|_{z=l_0}}{v_2} = z_2 \end{aligned}, \tag{3.5}$$

де  $p_1, p_2$  и  $v_1, v_2$  - відповідно тиск і коливальна швидкість на поверхні п'зоелемента при  $z=0$  и  $z=l_0$ . Зврахуванням того, що  $D_3 = I_1 / j\omega A_0$  та  $p_2 = F_2 / A_0$ , рішення рівняння (3.4) дає зв'язок струму  $I_1$ , що протікає через

п'єзоелемент, з силою  $F_2$  та коливальною швидкістю  $v_2$ :

$$I_1 = A_{21}F_2 + A_{22}v_2 = (a_{21} / k)F_2 + (a_{22} / k)v_2,$$

Звідси:

$$k = \frac{h_{33}}{\omega A_0 z_0} = \frac{e_{33}}{\omega e_{33}^s A_0 z_0} \quad (3.6)$$

$$a_{21} = \frac{j}{A_0 z_0} \frac{k_1 + cth(\gamma_0 l_0)}{k_1 + th(\gamma_0 l_0 / 2)} \quad (3.7)$$

$$a_{22} = j \frac{1 + k_1 cth(\gamma_0 l_0)}{k_1 + th(\gamma_0 l_0 / 2)}, \quad (3.8)$$

де  $k_1 = \frac{z_1}{z_0}$ ;  $z_0 = \rho \cdot c^D$  - хвильовий акустичний опір п'єзоелемента.

З урахуванням формули (3.6) і системи (3.2) інше рівняння чотириполюсника приводиться до наступного вигляду:

$$U = (ka_{11} + \frac{a_{21}}{j\omega C_0 k})F_2 + (ka_{12} + \frac{a_{22}}{j\omega C_0 k})v_2 \quad (3.9)$$

Тут:

$$C_0 = \frac{A_0 \epsilon_{33}^s}{l_0} \quad (3.10)$$

$$a_{11} = \frac{j}{k_1 + th(\gamma_0 l_0 / 2)} \quad (3.11)$$

$$a_{12} = jA_0 z_0 \frac{k_1 + 2th(\gamma_0 l_0 / 2)}{k_1 + th(\gamma_0 l_0 / 2)} \quad (3.12)$$

Таким чином, матричне рівняння описують еквівалентний чотириполюсник випромінює п'єзоелемента, має вигляд:

$$\begin{vmatrix} U \\ I \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} A_{11} & A_{12} \\ A_{21} & A_{22} \end{vmatrix} \begin{vmatrix} F_2 \\ v_2 \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} ka_{11} + \frac{a_{21}}{j\omega C_0 k} & ka_{12} + \frac{a_{22}}{j\omega C_0 k} \\ a_{21} / k & a_{22} / k \end{vmatrix} \begin{vmatrix} F_2 \\ v_2 \end{vmatrix}, \quad (3.13)$$

де

$$\begin{vmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} \frac{j}{k_1 + th(\gamma_0 l_0 / 2)} & jA_0 z_0 \frac{k_1 + 2th(\gamma_0 l_0 / 2)}{k_1 + th(\gamma_0 l_0 / 2)} \\ \frac{j}{A_0 z_0} \frac{k_1 + cth(\gamma_0 l_0)}{k_1 + th(\gamma_0 l_0 / 2)} & j \frac{1 + k_1 cth(\gamma_0 l_0)}{k_1 + th(\gamma_0 l_0 / 2)} \end{vmatrix} \quad (3.14)$$

### 3.3. Розрахунок передавальної функції

Передавальні функції п'єзоелектричних перетворювачів визначаються не тільки параметрами п'єзоелемента, але і параметрами перехідних шарів, а також електричних ланцюгів включення. Для аналізу передавальних функцій перетворювачів вони можуть бути представлені у вигляді послідовно з'єднаних чотириполюсників електричних ланцюгів включення, п'єзоелемента і перехідних шарів. Ця структурна схема п'єзоелектричного перетворювача показана на рис. 3.4. де матрицями  $|A^{(y)}|$ ,  $|A|$ ,  $|C^{(m)}|$  означені відповідно чотириполюсники електричних ланцюгів включення, п'єзоелемента,  $m$ -шарової структури перехідних шарів і перетворювача в цілому.

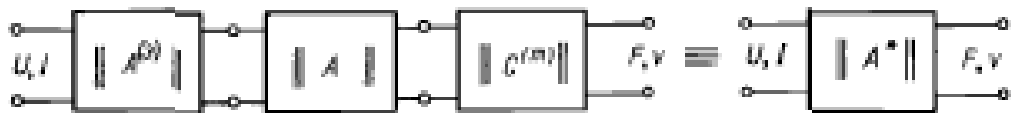




Рис.3.4 Структурна схема п'єзоелектричного перетворювача.

Матриця  $|A|$  для різних типів п'єзоелементів була визначена в попередньому підрозділі, тому додатково потрібно обумовити тільки матриці  $|A^{(y)}|, |C^{(m)}|$ .

Коефіцієнти матриці  $|A^{(y)}|$  визначаються відомими методами теорії чотирьохполосників електричних ланцюгів. У нашому випадку ми будемо використовувати електричну схему наведену на рис. 3.5.

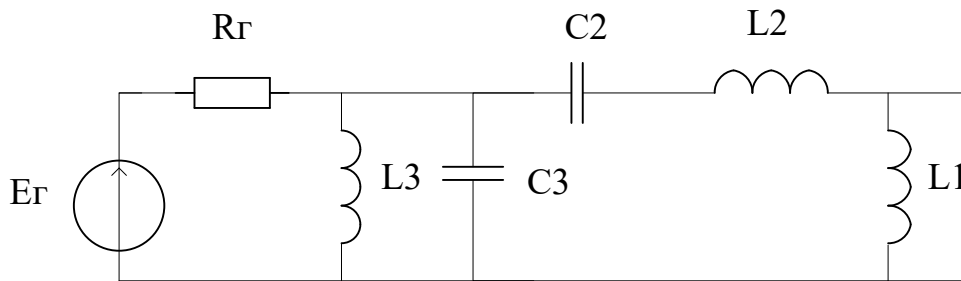


Рис. 3.5 Электрическая схема преобразователя

Виходячи з теорії чотирьохполосників для електричних ланцюгів, трохиспростимо цю схему (Рис.3.6).

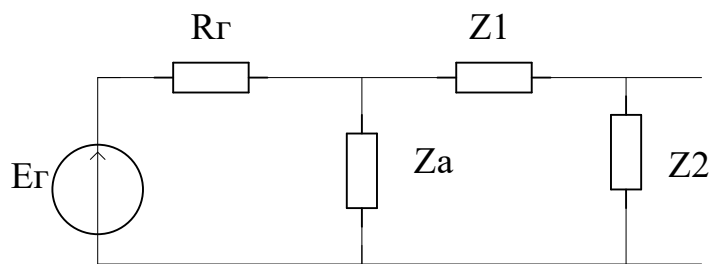


Рис. 3.6. Спрощена електрична схема для нашого перетворювача

Елементи, показані на рис. 3.6 обчислюються наступним чином:

$$\begin{aligned}
 Z_1 &= j\omega L_2 + \frac{1}{j\omega C_2} \\
 Z_2 &= j\omega L_1
 \end{aligned}
 \tag{3.15}$$

$$Z_a = \frac{j\omega L_3 \cdot \frac{1}{j\omega C_3}}{j\omega L_3 + \frac{1}{j\omega C_3}} \quad (3.16)$$

Розрахуємо елементи матриці  $\left| A^{(y)} \right|$ , для схеми, зображеній на рис. 3.6.

$$A_{11}^{(y)} = \frac{(R_{\bar{a}} + Z_a) \cdot (Z_1 + Z_2)}{Z_a Z_1}$$

$$A_{21}^{(y)} = \frac{Z_1 + Z_2}{Z_1 Z_a} + \frac{1}{Z_2}$$

$$A_{12}^{(y)} = \frac{(R_{\bar{a}} + Z_a) \cdot Z_1}{Z_a} + R_{\bar{a}} \quad (3.17)$$

$$A_{22}^{(y)} = \frac{Z_1}{Z_a} + 1,$$

Тоді матриця  $\left| A^{(y)} \right|$  буде мати вигляд:

$$\begin{vmatrix} A_{11}^{(y)} & A_{12}^{(y)} \\ A_{21}^{(y)} & A_{22}^{(y)} \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} \frac{(R_{\bar{a}} + Z_a) \cdot (Z_1 + Z_2)}{Z_a Z_2} + \frac{R_{\bar{a}}}{Z_2} & \frac{(R_{\bar{a}} + Z_a) \cdot Z_1}{Z_a} + R_{\bar{a}} \\ \frac{Z_1 + Z_2}{Z_1 Z_a} + \frac{1}{Z_2} & \frac{Z_1}{Z_a} + 1 \end{vmatrix} \quad (3.18)$$

Плоскопаралельний шар непьезоелектрического матеріалу описується тими ж рівняннями, що і відрізок електричної лінії відповідної хвильової довжини. Тому матрицю коефіцієнтів  $\left| P^k \right|$  для  $k$ -го слою можна записати:

$$|p^k| = \begin{vmatrix} ch(\gamma_k l_k) & A_0 z_k sh(\gamma_k l_k) \\ sh(\gamma_k l_k) / A_0 z_k & ch(\gamma_k l_k) \end{vmatrix} \quad (3.19)$$

Так як в нашому перетворювачі тільки один перехідний шар то і матриця  $|C^{(m)}|$ , яка в загальному вигляді дорівнює  $|C^{(m)}| = |p^{(1)}| |p^{(2)}| \dots |p^{(k)}| \dots |p^{(m)}|$ , буде виглядати таким чином як  $|C^{(m)}| = |p^{(1)}|$

шляхом перемноження матриць  $|A^{(j)}|, |A|, |C^{(m)}|$  знаходимо:

$$\begin{vmatrix} A_{11}^* & A_{12}^* \\ A_{21}^* & A_{22}^* \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} A_{11}^{(j)}(A_{11}C_{11}^{(1)} + A_{12}C_{21}^{(1)}) + A_{12}^{(j)}(A_{21}C_{11}^{(1)} + A_{22}C_{21}^{(1)}) \\ A_{11}^{(j)}(A_{11}C_{12}^{(1)} + A_{12}C_{22}^{(1)}) + A_{12}^{(j)}(A_{21}C_{12}^{(1)} + A_{22}C_{22}^{(1)}) \\ A_{21}^{(j)}(A_{11}C_{11}^{(1)} + A_{12}C_{21}^{(1)}) + A_{12}^{(j)}(A_{21}C_{11}^{(1)} + A_{22}C_{21}^{(1)}) \\ A_{21}^{(j)}(A_{11}C_{12}^{(1)} + A_{12}C_{22}^{(1)}) + A_{22}^{(j)}(A_{21}C_{12}^{(1)} + A_{22}C_{22}^{(1)}) \end{vmatrix} \quad (3.20)$$

Таким чином, матричне рівняння пьезоізнучателя можна записати в такий спосіб:

$$\begin{vmatrix} E_{\dot{a}} \\ I \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} A_{11}^* & A_{12}^* \\ A_{21}^* & A_{22}^* \end{vmatrix} \begin{vmatrix} F_2 \\ v_2 \end{vmatrix}, \quad (3.21)$$

где  $E_{\dot{a}}$ - електрорушійна сила генератора;  $F, v$  – відповідно коливальні сила і швидкість, що розвиваються перетворювачем на кордоні перехідний шар - робоче середовище.

З урахуванням того, що акустичне тиск на виході пьезоізнучателя  $p = F / A_0$  и  $v = p / z_2$ , где  $z_2$  - питомий акустичний опір навантаження рівняння (3.22) визначається передавальна функція.

$$K_{\dot{E}}(j\omega) = \frac{P}{E_{\dot{a}}} = \frac{1}{A_0 A_{11}^* + A_{12}^* / z_2} \quad (3.22)$$

Наведемо модель перетворювача передавальна функція якого була розрахована наведеним вище методом. (Рис. 3.7)

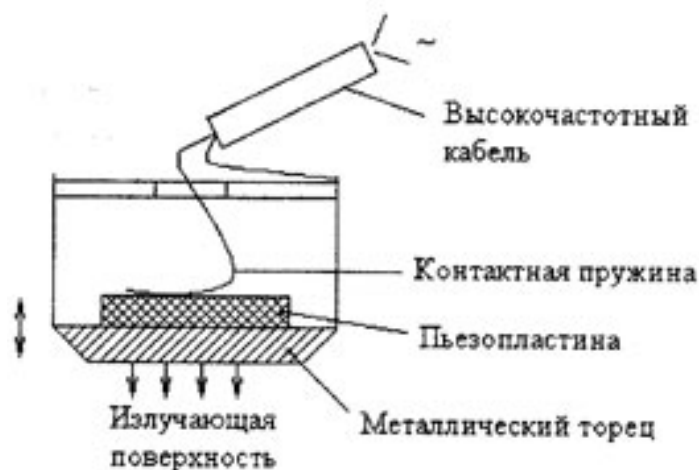


Рис. 3.7. Модель терапевтического перетворювача

Його електрична схема приведена на рис.3.5. В якості активного елементу виступає кругла попуволнової п'єзокерамічним пластинка з високодобротних п'єзокераміки PZT-8. В якості перехідного шару виступає титан, товщина якого дорівнює чверті довжини хвилі. Параметри необхідні для розрахунку:

Розраховувати будемо для двох резонансних частот, 1МГц і 3МГц. Дані частоти найчастіше використовуються в високочастотної ультразвукової терапії. Ефективна площа випромінювача візьмемо з патентів і існуючих апаратів. Виходячи з цього  $A_0 = 1\tilde{n}i^2$ ,  $A_0 = 4\tilde{n}i^2$ .

Номінали елементів електричної схеми оптимізуємо таким чином, щоб значення нашої передавальної функції було максимальним. Для цього нами було проведено аналіз кінцевого виду передавальної функції з формули 3.22. Для того щоб дана функція була максимальною, її знаменник повинен прагне до нуля. Врахувавши всі компоненти, які входять в знаменник, можна сказати що елементи  $A_{11}^{(y)}$ ,  $A_{12}^{(y)}$ , повині бути номінальними.

Ваховуючи, що 
$$A_{11}^{(y)} = \frac{(R_a + Z_a) \cdot (Z_1 + Z_2)}{Z_a Z_2} = \left(1 + \frac{R_a}{Z_a}\right) \left(1 + \frac{Z_1}{Z_2}\right)$$
, робімо

висновок що опір  $Z_a \rightarrow \infty$  и  $Z_2 \rightarrow \infty$ , а також опір нашого генератору

$R_{\bar{a}} \rightarrow 0$ . Другий елемент  $A_{12}^{(y)} = \frac{(R_{\bar{a}} + Z_a) \cdot Z_1}{Z_a} + R_{\bar{a}} = \left(1 + \frac{R_{\bar{a}}}{Z_a}\right) \cdot Z_1 + R_{\bar{a}}$ . Для того

щоб,  $A_{12}^{(y)}$  був мінімальним,  $Z_a \rightarrow 0$ , а  $Z_1 \rightarrow 0$ . Беручи до уваги дані викладені вище, були обрані параметри елементів електричної схеми зазначеної на рис. 3.5. Параметри матеріалів титану і п'єзокераміки PZT-8 візьмемо з довідників і книги [22] Даний розрахунок буде проведений за допомогою програмного комплексу Matlab. Сама програма для розрахунку наведена в додатку 1.

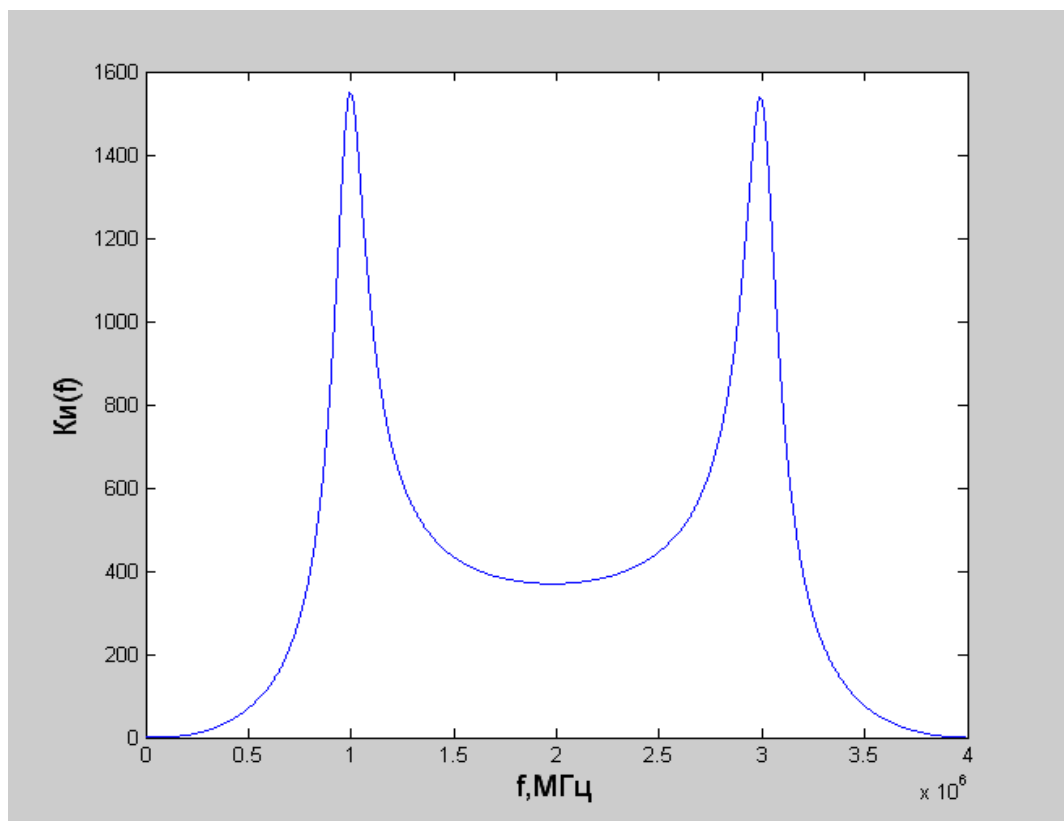


Рис. 3.8. Передавальна функція з смугою 1-3 МГц. Площа випромінювача 1см

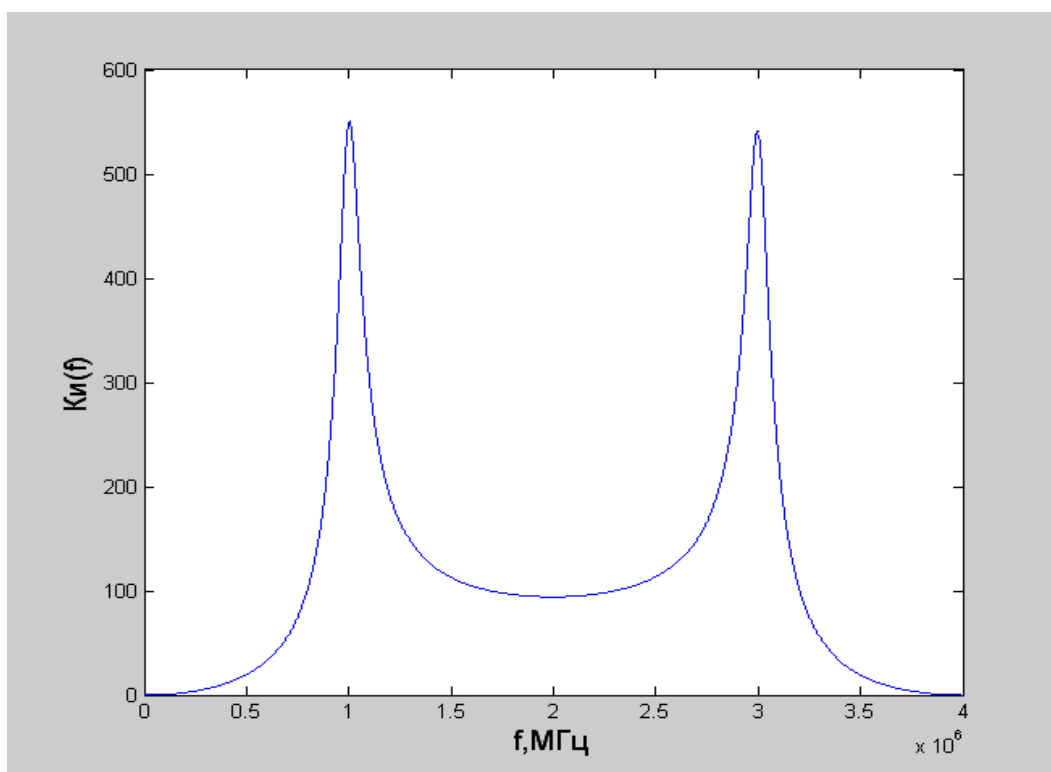


Рис. 3.9. Передавальна функція з смугою 1-3 МГц. Площа випромінювача 4 см

Після запуску програми отримали наступні графіки передавальної функції (рис. 3.8-3.9)

### 3.4 Висновки до розділу

Виходячи з отриманих графіків, можна прийти до висновків, що нам вдалося досягти нормального вигляду передавальної функції для високочастотного ультразвукового перетворювача. Дана передавальна функція відповідає двох частотному терапевтичному перетворювача. Цей факт позитивно позначається на протидію виникненню стоячих хвиль в біологічному об'єкті, а також на біологічному впливі, яке, як відомо з глави 1, має найбільш виражену дію саме на цих частотах.

Також важливо відзначити той факт, що ми маємо хоч і кратність частот, але при цьому передавальна функція рівна на обох частотах. Ця

особливість була досягнута шляхом побудови правильної моделі нашого перетворювача.

Виходячи з формули (3.1) було розраховано напруга яка необхідно нашому перетворювача для того щоб розвивати необхідну інтенсивність. Інтенсивність була взята з діапазону використаних з урахуванням максимальності. Тому вибрали інтенсивність  $3 \text{ Вт/см}^2$ . Виходячі з формули (3.1) Було розраховано напругу, яке необхідне нашому перетворювачу для того щоб розвивати необхідну інтенсивність. Тому, була обрана інтенсивність  $1 \text{ см}^2$ . Тоді напруга, яку слід подати на перетворювач становить  $2.5\text{В}$ . Для перетворювача з площею випромінювання рівній  $4 \text{ см}^2$ , напруга яку необхідно подати на нього становить  $5\text{В}$ . Як бачимо напруги відрізняються в два рази. Якщо ж працювати не на пікових, а на проміжних частотах то напруга необхідна перетворювачу (площею випромінювання  $1\text{см}$ ) коливається в межах від  $2 \text{ В}$  до  $30\text{В}$ .

## РОЗДІЛ 4 РОЗРАХУНОК СХЕМИ ВИСОКОЧАСТОТНОГО ЗБУДЖЕННЯ ЕЛЕМЕНТІВ

### 4.1 Структурна схема ультразвукового терапевтичного апарату

Структурна схема високочастотного ультразвукового апарату представлена на рис. 2.1.

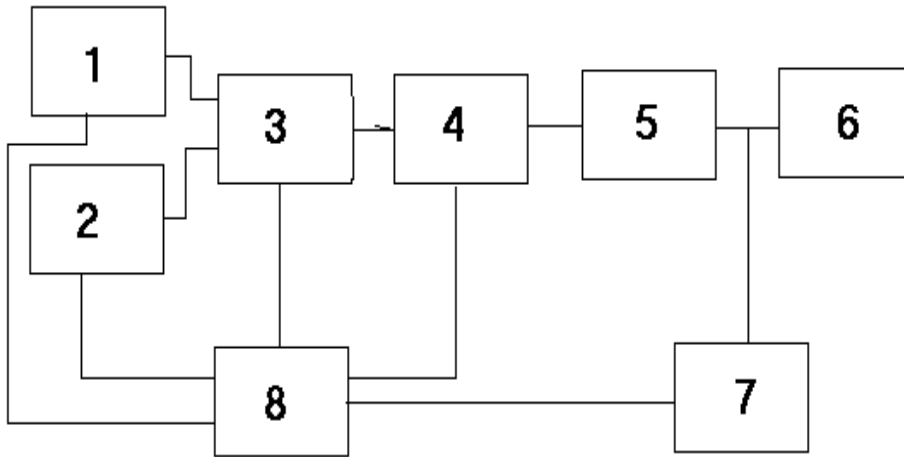


Рис.4.1 Структурна схема високочастотного ультразвукового  
терапевтичного апарату.

На рисунку 4.1, номерами позначені наступні блоки:

- 1-Високочастотний генератор
- 2-Низькочастотний генератор
- 3-Модулятор
- 4-Підсилювач потужності
- 5-Фільтр
- 6-УЗ випромінювач
- 7-Схема контролю
- 8-Блок живлення



Високочастотний генератор необхідний для генерації п-імпульсів несучої частоти рівною 2 МГц, що відповідає резонансній частоті випромінювача. З виходу В.Ч. генератора коливання ультразвукової частоти надходять на вхід модулятора.

Низькочастотний генератор (частота дорівнює 100 Гц) призначений для формування пачок високочастотних імпульсів. Вихідний сигнал даного генератора також надходить на вхід модулятора.

У пункті 2.2 приведена можлива схема реалізації двох генераторів. Вони виконані на наборі різних кмоп процесорах, а також резисторів і конденсаторів.

У модуляторі відбувається модуляція сигналу високої частоти (2МГц) сигналом низької частоти (100 Гц) і на виході модулятора можна спостерігати імпульси низької частоти з високочастотним заповненням.

З модулятора сигнал надходить на вхід підсилювача потужності, в якому він посилюється до необхідного значення.

З виходу підсилювача сигнал надходить на вхід фільтра. Фільтр перетворює високочастотні прямокутні імпульси в коливання синусоїдальної виду.

З фільтра сигнал надходить на пьезоіслучатель і схему контролю вихідного сигналу, яка в свою чергу відстежує наявність вихідного сигналу, а також контролює наявність стоячих хвиль в біологічному об'єкті. Також в загальному випадку, дана схема контролю перевіряє наявності контакту випромінювача з тілом пацієнта. У разі відсутності сигналу або контакту з тілом, а також поява стоячих хвиль схема сигналізує про це або автоматично припиняє роботу апарату.

На рисунку 2.2 представлена частина електричної принципової схеми ультразвукового приладу (задають генератори і модулятор).

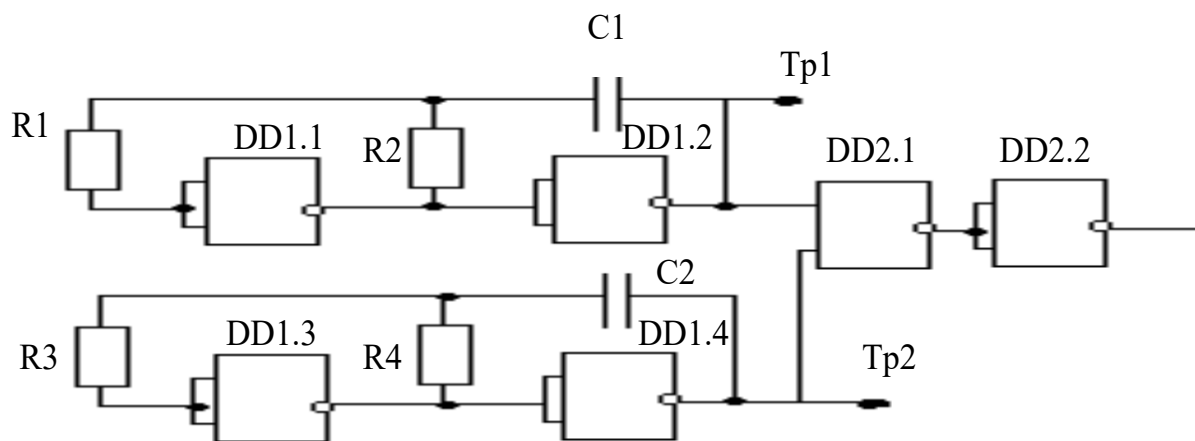


Рис. 4.2 Схема побудови високочастотного і низькочастотного генератора, а також підсилювача і модулятора.

На даному малюнку представлена частина електричної принципової схеми ультразвукового приладу (задають генератори і модулятор). Високочастотний генератор зібраний на елементах DD1.1, DD1.2, R1, R2, C1 за класичною схемою. DD1.1, DD1.2 є активними елементами. Резистор R1 призначений для самозбудження генератора. R2, C1 є времязадающей ланцюжком визначальною частоту вихідного сигналу.

Дана схема є найбільш стабільною, при відсутності резонаторів, в порівнянні з аналогічними схемами на двох активних елементах.

За аналогічною схемою на елементах DD1.3, DD1.4, R3, R4, C2 зібраний низькочастотний генератор. Основна відмінність генераторів в номіналах времязадаючих ланцюгів.

Вихідні сигнали з генераторів надходять на вхід модулятора утвореного на логічному елементі "I-HE" DD2.1 (DD2.2 є буферним ланкою між модулятором і підсилювачем).

Контрольні точки TP1 і TP2 необхідні для контролю працездатності схеми. Далі наведено приклад розрахунку елементів входять до високочастотний генератор. В даному приладі використані класичні схеми задаючих генераторів. Такі схеми є найбільш стабільними.

Так як в схемі використовуються КМОП мікросхеми можна зробити ряд припущень і дещо скоротити розрахунок.

Розрахунок високочастотного генератора ( $f = 2\text{МГц}$ ).

1. Задамо  $R_1$  рівним 2 кОм (за умови, що  $R_1 \ll R_2$ )

2. Задамо  $C_1$  рівним 1 пФ.

3. Резистор  $R_2$  можна знайти з наближеною формули для обчислення частоти генератору:

$$f = \frac{1}{1.4 \cdot R_2 \cdot C_1} \Rightarrow R_2 = \frac{1}{1.4 \cdot f \cdot C_1} = \frac{1}{1.4 \cdot 2 \cdot 10^6 \cdot 10^{-9}}, \quad (4.1)$$

тоді  $R_2 = 357 \text{ Ом}$ .

Розрахунок високочастотного генератора ( $f = 100\text{ГГц}$ ).

1. Задамо  $R_3$  рівним 2 кОм (при умові, що  $R_3 \ll R_4$ )

2. Задамо  $C_2$  рівним 0,5 нФ.

3. Резистор  $R_4$  можна знайти з наближеною формулою для обчислення частоти генератору

$$f = \frac{1}{1.4 \cdot R_4 \cdot C_2} \Rightarrow R_4 = \frac{1}{1.4 \cdot f \cdot C_2} = \frac{1}{1.4 \cdot 100 \cdot 0.5 \cdot 10^{-9}}, \quad (4.2)$$

Тоді  $R_4 = 15 \text{ кОм}$

## 4.2. Електричний розрахунок генератора високочастотних коливань

Оберемо схему генератора високочастотних коливань з ударним збудженням, яка дозволяє отримувати синусоїдальні коливання будь-якої тривалості, що починаються в необхідний момент в певній фазі.

У схемі генератора ВЧ з ударним транзистором (рис. 4.3) VT2, що включено в індуктивну трьох точкову схему, коливальний контур якої  $C_2 \cdot (L_1 + L_2)$  у вихідному стані шунтований відкритим транзистором VT1, у результаті чого умова балансу амплітуд, необхідна для генерації, не виконується. Коливання відсутні, а через індуктивність комутатора протікає постійний струм I.

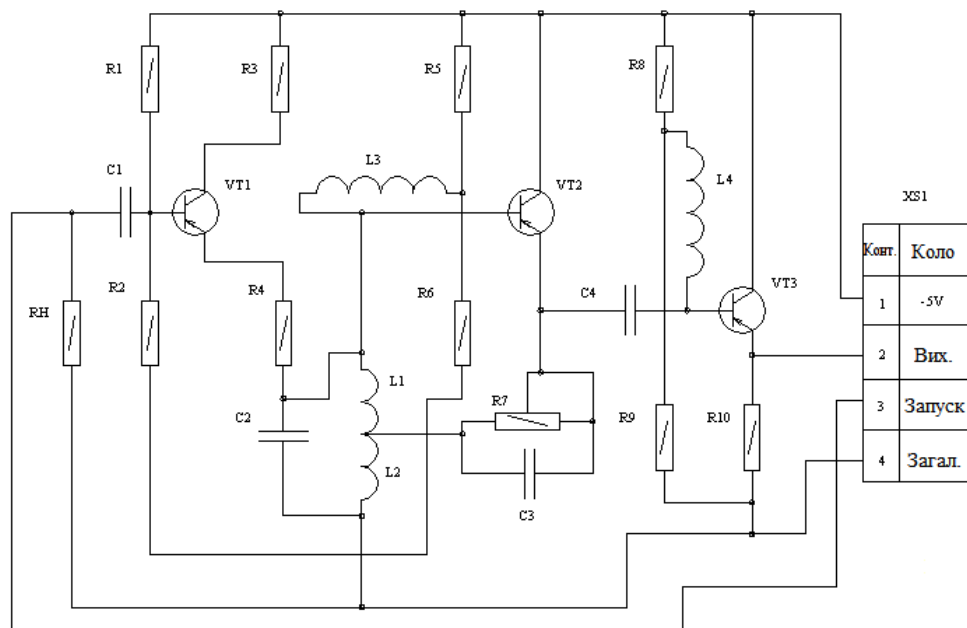


Рис.4.3. Схема ВЧ генератора з ударним збудженням

В момент запирання VT1 в контурі виникають синусоїдальні коливання, що викликані різким припиненням струму. Вони завжди починаються з нульової фази та мають амплітуди першої хвилі:

$$U_m = I \sqrt{\frac{L_1 + L_2}{C_2}}, \quad (4.3)$$

що впливає із закону збереження енергії в контурі:

$$\frac{LI^2}{2} = \frac{C_2 U_m^2}{2}$$

Якщо режим генератора розрахувати так, щоб це значення  $U_m$  у точності відповідало значенню амплітуди установлених коливань, то отримаємо протягом всього отпираючого імпульсу незгасаючі коливання.

Транзистор VT3 є емітер ним повторювачем та забезпечує режим роботи п'єзовипромінювача з генератором напруги.

Вихідними даними для розрахунку є частота та амплітуда коливань. Як вказано вище,  $U_m = 1,5$  В,  $f_0 = 2$  МГц. Для компенсації втрат у комутаторі прийом-передача оберемо  $U_m = 2$  В.

Проведемо розрахунок елементів схеми генератора.

1. Насамперед обираємо транзистори VT1 та VT2, щоб обійтись без додаткового підсилювача напруги після VT2.

З умови:

$$I \sqrt{\frac{(L_1 + L_2)}{C_2}} = I_I R_{ep} = I_I \sqrt{\frac{(L_1 + L_2)}{C_2}} Q \quad (4.4)$$

де  $I_I$  – амплітуда першої гармоніки струму емітера VT2,

$$Q = \sqrt{\frac{(L_1 + L_2)}{C_2 R}} \quad \text{– добротність контуру,}$$

$R$  – опір контуру,

отримуємо:  $I = I_I \cdot Q$

Тому у якості VT2 обираємо транзистор малої потужності р-п-р типу ВСУ49 с  $P_{\text{кдоп}} = 15$  мВт, а в якості VT1 транзистор середньої потужності того ж типу – ММ2614 с  $P_{\text{кдоп}} = 250$  мВт.

Оскільки генератор на VT2 працює в імпульсному режимі з великою скважністю імпульсів, обираємо режим роботи транзистора класу А. Напругу джерела живлення обираємо рівним  $E_{\text{пит}} = -5 \text{ В}$  таке, що  $|E_{\text{пит}}| < E_{\text{кдоп}} = 15 \text{ В}$ .

Визначаємо постійну складову струму  $I_{\text{к0}}$  з умови:

$$P_{\text{к}} = I_{\text{к0}} \cdot E_{\text{п}} \leq P_{\text{кдоп}} = 15 \text{ мВт}, \text{ звідси:}$$

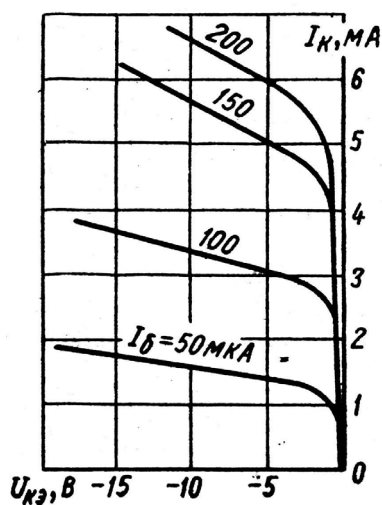
$$I_{\text{к0}} = \frac{15 \cdot 10^{-3}}{5} = 3 \text{ мА}$$

На вихідній характеристиці транзистора знаходимо значення струму, що відповідають робочій точці  $U_{\text{к0}} = 5 \text{ В}$ ,  $I_{\text{к0}} = 3 \text{ мА}$ ; воно рівне  $I_{\text{б0}} = 100 \text{ мкА}$  (рис. 4.2).

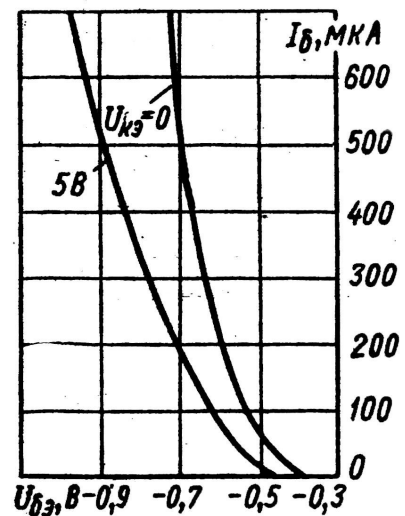
З вихідних характеристик транзистора знаходимо значення  $U_{\text{б0}}$  в цій точці; воно рівне за рис. 4.4, а:  $U_{\text{б0}} = -0,62 \text{ В}$ .

Будуємо наскрізну характеристику транзистора  $I_{\text{к}} = f(U_{\text{бэ}})$  та визначаємо її кривизну в робочій точці:

$$S_0 = \frac{\delta I_{\text{к}}}{\delta I_{\text{бэ}}} = \frac{6 - 0}{0,72 - 0,57} = 40 \frac{\text{мА}}{\text{В}}$$



(а)



(б)

Рис. 4.4. Вихідна (а) та вхідна (б) характеристики транзистора ВСУ49

Оскільки узгодження з навантаженням здійснюється за допомогою емітерного повторювача, задамо добротність контуру  $Q = 60$  та обираємо  $R_{\text{зр}} = 2 \cdot 10^3$  Ом. Тоді отримаємо:

$$\rho = \sqrt{\frac{L_1 + L_2}{C_2}} = \frac{R_{\text{зр}}}{Q} = \frac{2 \cdot 10^3}{60} = 33,3 \text{ Ом}$$

Визначимо коефіцієнт зворотного зв'язку  $K_{\text{ос}} = \frac{L_1}{L_2}$  з умови  $K_{\text{ос}} \cdot K = 1$ ,

где  $K_{\text{ос}} = \frac{U_{\text{ВЫХ}}}{U_{\text{ВХ}}} = S_0 R_{\text{зр}}$  :

$$K = 40 \cdot 10^{-3} \cdot 2 \cdot 10^3 = 80, \text{ отримуємо:}$$

$$K_{\text{ос}} = \frac{L_1}{L_2} = \frac{1}{K} = \frac{1}{80} = 0,0125$$

Визначимо величину постійного струму емітера VT1 з рівності:

$$I = \frac{U_{\text{ВЫХ}}}{\sqrt{\frac{L_1 + L_2}{C_2}}} = \frac{2}{33,3} = 0,06 \text{ мА}$$

Відповідно:  $I_1 = \frac{I}{Q} = \frac{60 \cdot 10^{-3}}{60} = 1 \text{ мА}$

Визначимо  $(L_1 + L_2)$  та  $C_2$  з системи рівностей:

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{(L_1 + L_2)C_2}} \cdot \sqrt{\frac{L_1 + L_2}{C_2}} = \rho \tag{4.5}$$

Маємо:

$$C_2 = \frac{1}{\omega_0 \rho} = \frac{1}{2\pi \cdot 2 \cdot 10^6 \cdot 33,3} = 0,00239 \cdot 10^{-6} \text{ Ф} = 2,39 \text{ нФ}$$

$$(L_1 + L_2) = \frac{\rho}{\omega_0} = \frac{33,3}{2\pi \cdot 2 \cdot 10^6} = 2,64 \cdot 10^{-6} \text{ Гн} = 2,64 \text{ мкГн}$$

Визначимо опір втрат у контурі:

$$R = \frac{\rho}{Q} = \frac{33,3}{60} = 0,56 \text{ Ом}$$

$$L_1 = L_2 \cdot 0,0125, L_2 = \frac{2,64 \cdot 10^{-6}}{1,0125} = 2,6074 \cdot 10^{-6} = 2,6074 \text{ мкГн}$$

$$L_1 = 3,26 \cdot 10^{-8} = 32,6 \text{ нГн}$$

Визначимо параметри резисторів, що задають робочу точку на характеристики транзистора VT2 ( $I_{\text{бo}} = 100 \text{ мкА}$ ,  $U_{\text{бзo}} = -0,62\text{В}$ ,  $I_{\text{кo}} = 3 \text{ мА}$ ).

Опір резисторів розділювача R5 та R6 обираємо таким, щоб розділення напруги практично не залежало від величини струму  $I_{\text{бo}}$ , тоді візьмемо:

$$I_{\text{дел}} = \frac{E_{\text{п}}}{R_5 + R_6} \gg I_{\text{бo}} = 10^{-4} \text{ А}, \text{ нехай } I_{\text{дел}} = 3 \cdot 10^{-4} \text{ А}$$

$$\text{звідси: } R_5 + R_6 = \frac{5}{3 \cdot 10^{-4}} = 16,7 \cdot 10^3 \text{ Ом}$$

$$\text{З рівності } U_{\text{бзo}} = I_{\text{дел}} \cdot R_6 - I_{\text{кo}} R_7, \text{ оберемо, як зазвичай, } I_{\text{кo}} R_7 = 0,1 E_{\text{п}}$$

знаходимо:

$$R_6 = \frac{0,62 + 0,5}{3 \cdot 10^{-4}} = 3,733 \cdot 10^3 \text{ Ом}$$

$$R_7 = \frac{0,5}{3 \cdot 10^{-3}} = 166,7 \text{ Ом}$$

$$R_5 = 16,7 \cdot 10^3 - 3,733 \cdot 10^3 = 12,967 \cdot 10^3 \text{ Ом}$$

Визначимо значення  $L_3$  з умови:  $\omega_0 L_3 \gg R_{\text{зр}}$ , тобто

$$\omega_0 L_3 = 10 R_{\text{зр}} = 2 \cdot 10^4 \text{ Ом; маємо}$$

$$L_3 = \frac{2 \cdot 10^4}{2\pi \cdot 2 \cdot 10^6} = 1,59 \cdot 10^{-3} \text{ мГн}$$

Визначимо значення  $C_3$  з умови:



$$\frac{1}{\omega_0 C_3} = 0,1 R_7, \quad \text{звідки}$$

$$C_3 = \frac{1}{0,1 \omega_0 R_7} = \frac{1}{0,1 \cdot 2\pi \cdot 2 \cdot 10^6 \cdot 166,7} = 4,77 \text{ нФ}$$

Визначимо параметри емітерного повторювача. Врахуємо, що величина опору навантаження:

$$R_H = R_{\text{вих}} + R_{\text{ком}} = 264,4 + 130 = 394,4 \text{ Ом}$$

Вихідний опір повторювача

$$R_{\text{вих}} = \frac{R_i \cdot R_H}{R_i + R_H} = R_H, \quad \text{так як } R_i \gg R_H.$$

Для отримання амплітуди  $U_m = 2 \text{ В}$  необхідний струм з амплітудою:

$$I_m = \frac{2}{394,4} = 5,07 \text{ мА}$$

Оберемо  $I_{\text{ко}} = 5 \text{ мА}$ , чим забезпечимо режим роботи в класі А.

Відповідно

$$U_{\text{кзо}} = 5 - 5 \cdot 10^{-3} \cdot 394,4 = 3 \text{ В}, \quad I_{\text{зо}} = 180 \text{ мкА},$$

$$(R_8 + R_9) = \frac{E_{\text{п}}}{I_{\text{дел}}} = \frac{5}{5,4 \cdot 10^{-4}} = 0,92 \cdot 10^4 = 9,2 \cdot 10^3 \text{ Ом}$$

$$I_{\text{дел}} \cdot R_9 = U_{\text{зо}} + I_{\text{ко}} \cdot R_H = 0,7 + 5 \cdot 10^{-3} \cdot 0,394 \cdot 10^3 = 2,67 \text{ В}, \quad \text{звідси:}$$

$$R_9 = \frac{2,67}{5,40 \cdot 10^{-4}} = 4,944 \cdot 10^3 \text{ Ом}$$

$$R_8 = 9,2 \cdot 10^3 - 4,944 \cdot 10^3 = 4,256 \cdot 10^3 \text{ Ом}$$

Опір резистора  $R_{10}$  оберемо рівним 2 кОм:  $R_{10} = 2 \text{ кОм}$ .

Визначимо амплітуду запираючого імпульсу, що подається в коло бази транзистора VT1, беручи до уваги, що максимально припустиме значення напруги емітерного переходу при запираючому зміщенні рівне

$U_{\text{эб max}} = -4\text{В}$ . При від'ємному значенні амплітуди коливальної напруги контура на емітері:

$$U_{\text{эб}} = U_{\text{u}} + U_{\text{m}}.$$

З рівності  $U_{\text{эб}} = U_{\text{эб max}}$  маємо:

$$U_{\text{u}} = U_{\text{эб max}} - U_{\text{m}} = 4 - 2 = 2\text{ В}.$$

При цьому, при позитивному значенні амплітуди:

$$U_{\text{эб}} = U_{\text{u}} - U_{\text{m}} = 2 - 2 = 0.$$

Так що транзистор буде залишатися закритим.

Визначимо значення резистора  $R_4$ , призначеного для температурної стабілізації струму контуру I, а, відповідно, та амплітуди коливань, з співвідношення:

$$IR_4 = 0,1 E_n = 0,1 \cdot 5 = 0,5\text{ В}.$$

При розрахованому значенні  $I = 60\text{ мА}$ :

$$R_4 = \frac{0,5}{60 \cdot 10^{-3}} = 8,33\text{ Ом}$$

Оскільки змінний струм через закритий транзистор не проходить, то шунтуючий резистор  $R_4$  конденсатор не потрібен.

Визначимо значення резистора  $R_3$  з умови:

$$[E_{\text{п}} - I \cdot (R_3 + R_4)] \cdot I \leq P_{\text{кдоп}} = 0,25\text{ Вт},$$

(4.6)

$$R_3 = \frac{E_{\text{п}}}{I} - \frac{P_{\text{к}}}{I^2} - R_4.$$

Підставивши значення  $E_{\text{п}} = 5\text{ В}$ ,  $I = 60\text{ мА}$ ,  $P_{\text{к}} = 0,25\text{ Вт}$  та  $R_4 = 8,33\text{ Ом}$  отримаємо:

$$R_3 = 5,56\text{ Ом}.$$

Визначимо  $C_4$  з умови:

$$\frac{1}{\omega_0 C_4} \ll \omega_0 L_4, \text{ чи } \frac{1}{\omega_0 C_4} = \omega_0 L_4, \quad (4.7)$$

$$C_4 = \frac{10}{\omega_0^2 L_4} \quad (4.8)$$

Оскільки індуктивність  $L_4$  виконує таку ж саму функцію, що й  $L_3$  то їх значення рівні:

$$L_4 = 1,59 \cdot 10^{-3} \text{ мГн.}$$

Визначимо вхідний опір VT3. При відсутності від'ємного зворотного зв'язку в схемі з загальним колектором за рис. 4.3, а:

$$R_{\text{вх}} = \frac{dU_{\text{бэ}}}{dI_{\text{б}}}} = \frac{0,7 - 0,56}{180 \cdot 10^{-6}} = 777,78 \text{ Ом}$$

(У робочій точці  $I_{\text{ко}} = 5 \text{ мА}$ ,  $U_{\text{ко}} = 3 \text{ В}$ ,  $I_{\text{б0}} = 180 \text{ мкА}$ ). При наявності від'ємного зворотного зв'язку:

$$R_{\text{вхоос}} = R_{\text{вх}} (1 + \beta \cdot k),$$

$\beta$  – коефіцієнт зворотного зв'язку,  $k$  – коефіцієнт підсилення без зворотного зв'язку, для емітерного повторювача  $\beta = 1$ .

Із наскрізної характеристики транзистора VT3:

$$S_0 = \left. \frac{\delta I_{\text{к}}}{\delta U_{\text{бэ}}} \right|_{U_{\text{к}} = \text{const}} = 40 \text{ мА/В}, \text{ а}$$

$$K = S_0 \cdot R_{\text{н}} = 40 \cdot 10^{-3} \cdot 400 = 16, \text{ при } R_{\text{н}} = 400 \text{ Ом.}$$

Таким чином:

$$R_{\text{вхоос}} = 778,78 \cdot 17 = 13 \text{ кОм} \gg R_{\text{эп}} = 2 \text{ кОм.}$$

Відповідно нехтування опором  $R_{\text{вх оос}}$  при розрахунку виправдано.

Определим значение входных параметров транзистора VT1 (КТ313А) в рабочей точке:

$$I_{\text{ко}} = 60 \text{ мА}, U_{\text{ко}} = 4 \text{ В.}$$

$$\text{З характеристик: } I_{\text{б0}} = 1 \text{ мА}, U_{\text{б0}} = 0,8 \text{ В.}$$

$$R_6 = \frac{U_{6o}}{I_{6o}} = \frac{0,8}{10^{-3}} = 800 \text{ Ом.}$$

Оберемо опір резистора  $R_2 \ll R_6$ .

Струм ділителя визначимо з умови:

$$U_{6o} = I_{дел} \cdot R_2 - I_{ко} R_4, \text{ звідки:}$$

$$I_{дел} = \frac{U_{6o} + I_{ко} R_4}{R_2} = \frac{0,8 + 60 \cdot 10^{-3} \cdot 8,33}{400} = 3,25 \cdot 10^{-3} \text{ А.}$$

$$\text{Визначимо } (R_1 + R_2) \text{ з умови } \frac{E_n}{R_1 + R_2} = I_{дел},$$

звідси:

$$R_1 + R_2 = \frac{E_n}{I_{дел}} = \frac{5}{3,25 \cdot 10^{-3}} = 1,538 \text{ кОм,}$$

$$R_1 = 1,138 \text{ кОм.}$$

Визначимо ємність  $C_1$  з умови:

$$\frac{1}{\omega_0 C_1} = 0,1 R_2 \ll R_2,$$

звідси:

$$C_1 = \frac{10}{\omega_0 R_2} = \frac{10}{2\pi \cdot 2 \cdot 10^6 \cdot 400} = 19,89 \cdot 10^{-10} \text{ Ф.}$$

Приведемо нижче усі розраховані в даному розділі номінали резисторів та конденсаторів:

$$R_1 = 1,1 \text{ кОм,}$$

$$R_2 = 400 \text{ кОм,}$$

$$R_3 = 5,56 \text{ кОм,}$$

$$R_4 = 8,33 \text{ кОм,}$$

$$R_5 = 13 \text{ кОм,}$$

$$R_6 = 3,7 \text{ кОм,}$$

$$R_7 = 167 \text{ кОм,}$$

$$R_8 = 4,3 \text{ кОм},$$

$$R_9 = 4,9 \text{ кОм},$$

$$R_{10} = 2 \text{ кОм},$$

$$C_1 = 1,98 \text{ нФ},$$

$$C_2 = 2,39 \text{ нФ},$$

$$C_3 = 4,77 \text{ нФ},$$

$$C_4 = 0,25 \text{ нФ}.$$

Номінали індуктивностей:

$$L_1 = 32,6 \text{ нГн},$$

$$L_2 = 2,6 \text{ мкГн},$$

$$L_3 = 1,59 \text{ мкГн},$$

$$L_4 = 1,59 \text{ мкГн}.$$

Використані транзистори:

VT1 – ММ2614,

VT2 – ВСУ49,

VT3 – ВСУ49.

### 4.3 Висновки до розділу

Двома основними проблемами, які виникають при розробці ультразвукової терапевтичної апаратури, є перевірка наявності контакту перетворювача з біологічним об'єктом, а також можливість виникнення стоячих хвиль.

Використання ефекту широкополосності дозволяє уникнути виникнення стоячій хвилі. При розгляді широкополосності було встановлено, що вона приносить більш позитивний вплив при наданні процедур, посилюючи різні дії. При подальшому проектуванні перетворювача, для високочастотного ультразвукового апарату, була врахована ця особливість.

Розрахунок перетворювача для високочастотного терапевтичного апарату, проводився методом чотирьох полюсника. Перевага даного методу полягає в тому, що в разі зміни ситуації або моделі, немає необхідності перераховувати

всі рівняння взаємозв'язку. Досить змінити параметри матриць, які їх описують.

Виходячи з отриманих графіків, можна зробити висновок, що ми маємо двох частотний перетворювач. Для досягнення найбільш якісної роботи перетворювача нам слід працювати на пікових частотах, в нашому випадку це 1МГц і 3МГц. Відмінністю від інших перетворювачів є те, що наша передавальна характеристика має рівне значення на кратних пікових частотах і тому вимагає подачі однакової напруги при роботі на частотах 1МГц і 3МГц.

У разі роботи на даних частотах, необхідну напругу для досягнення максимальної інтенсивності дорівнює 2.5В. Конструкція перетворювача проста в реалізації. Він складається з п'єзоелектричного диска, товщиною 1 мм, а також перехідного титанового шару, який контактує через рідину з тілом. Товщина титанового шару становить 0.7 мм.

## РОЗДІЛ 5. РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ

### 5.1 Опис ідеї проекту

Спериуючись на розглянуті в попередніх розділах принципи та особливості побудови ультразвукових зображення при дослідженні стану людини та вплив ультразвуку на біологічні тканини, ми можемо створити ультразвуковий апарат з можливістю підключення до смартфона. У цьому розділі буде проаналізовано стартап-проект по темі «Портативний ультразвуковий апарат». Ідея проекту – компактний ультразвуковий апарат з можливістю керування зі смартфона

5.1 Таблиця показує вміст і можливі потенційні ринки в середині якого необхідно шукати групу клієнтів.

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди користувача
Створення компактного апарату УЗД, який взаємодіє зі смартфоном	1. Домашня діагностика.	Виключення ряду захворювань, до звернення у лікарню
	2. Попередня діагностика для працівників швидкої допомоги.	Використання можливе медичними працівниками, без спеціальних навичок роботи з апаратами УЗД.

Аналіз потенційних техніко-економічних переваг порівняно з пропозиціями конкурентів передбачає:

- визначення переліку техніко-економічних властивостей та характеристик;
- визначення попереднього кола конкурентів або товарів-замінників чи товарів-аналогів, що вже існують на ринку, та проведення збору інформації щодо значень техніко-економічних показників для ідеї власного проекту та проектів конкурентів;

- проведення порівняльного аналізу показників: для власної ідеї визначаються показники, що мають а) гірші значення (W, слабкі); б) аналогічні (N, нейтральні) значення; в) кращі значення (S, сильні) (табл. 5.2).

Таблиця 5.2 – Визначення характеристик ідеї проекту

№ П/ П	Техніко- економічні характеристик и ідеї	Потенційні товари/концепції конкурентів		W (слабка сторона)	N (нейтральн а сторона)	S (сильна сторона)
		Запропон ований метод	Загально вживани й метод			
1.	Портативність апарату УЗД	Дає змогу	Не дає змогу	Розробка та встановлення нового обладнання трудомісткий та дорогий процес	Портативні чіпи сканування, що вже існують на ринку технологій	Рішення є більш ефективним відносно інших
2.	Програмне забезпечення з моментальною розшифровкою	Дає змогу	Не дає Змогу	Не надається 100% гарантія точності, потребує додаткового звернення до спеціалісту	Потребує додаткових досліджень і обчислень, а також підбір обладнання	Можливість на початкових стадіях виявити патології



Визначений перелік слабких, сильних та нейтральних характеристик та властивостей ідеї потенційної пропозиції, що є підґрунтям для формування його конкуренто спроможності.

## 5.2 Технологічний аудит ідеї проекту

Було проведено аудит технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею проекту. Визначення технологічної здійсненності ідеї проекту передбачає аналіз таких складових (табл.5.3):

- за якою технологією буде виготовлено товар згідно ідеї проекту;
- чи існують такі технології, чи їх потрібно розробити/допрацювати;
- чи доступні такі технології авторам проекту.

Таблиця 5.3 – Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Портативний апарат для досліджень	Чіп з ємнісними ультразвуковими перетворювачами	Наявна	Доступна
2	Моментальна обробка даних	Програмне забезпечення	Наявна	Доступна

## 5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проекту, дозволяє спланувати напрями розвитку проекту із урахуванням стану ринкового середовища, потреб потенційних клієнтів та

пропозицій проектів- конкурентів. Спочатку проводиться аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку (табл. 4.4).

Таблиця 5.4 – Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1.	Кількість головних гравців, од	3
2.	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
3.	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Немає
4.	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	ГСТУ,СТТУ,ТУ У
5.	Середня норма рентабельності в галузі або по ринку,%	81%

Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку) порівнюється із банківським відсотком на вкладення. За результатами попереднього оцінювання ринок є привабливим для входження.

Надалі визначаються потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та формується орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи (табл. 5.5).

Після визначення потенційних груп клієнтів проведений аналіз ринкового середовища: складені таблиці факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, та факторів, що йому перешкоджають (табл. №№ 5.6...5.7). Фактори в таблиці подані в порядку зменшення значущості.

Таблиця 5.5 – Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п / п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
---------	--------------------------	--	---	-----------------------------

Продовження таблиці 5.5

1	Невідкладна діагностика організму без звернення до лікаря	Люди з захворюваннями, що потребують регулярної діагностики  Працівники швидкої допомоги	особливостей купівлі та експлуатації товару немає	<ul style="list-style-type: none"> <li>– надійність</li> <li>– мобільність</li> <li>– доступність</li> <li>– простота</li> <li>– зручність</li> <li>– швидкість</li> </ul>
---	---	--	---	--

Таблиця 5.6 – Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Висока ціна	Внаслідок використання передових технологій, прилад не може бути доступний кожному	Робота над зниженням початкової ціни приладу
2.	Відсутність 100% точності	Для підтвердження результатів дослідження потрібно звернутися до спеціалісту	Укладання договорів з лікарнями, для подальшого направлення пацієнту до найближчого спеціалісту

Таблиця 5.7 – Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Конкуренція	Спонукає розробляти та виробляти нові продукти, знижувати витрати на їх	Ускладнення структури та функціональної наповненості пропозиції

		виробництво	
--	--	-------------	--

Продовження таблиці 5.7

2.	Попит	Існування стійкого попиту означає, що більшість клієнтів зацікавлені у введенні доступної мобільної діагностики	Рекламна діяльність, просування товару в Інтернеті
----	-------	---	--

Надалі проведений аналіз пропозиції: визначені загальні риси конкуренції на ринку (табл. 5.8).

Таблиця 5.8 – Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства
1. Вказати тип конкуренції – олігополія	На ринку присутня невелика кількість підприємств, що займаються розробкою такого типу апаратів	Підвищувати якість послуг за рахунок використання прогресивних технологій
2. Локальний	Відсутність попиту на даний апарат в окремих ділянках раїнт	Окремий підхід до кожної локальної ділянки
3. Внутрішньогалузева	Одноразова діагностика у лікарні коштує набагато дешевше приладу	Попереднє створення бази даних потенційних покупців

Продовження таблиці 5.8

4. Товарно-видова	Потужність наявних технічних засобів для розгортання удосконаленого інтерфейсу мережі	За необхідності, використання обладнання схожого типу
5. Цінова	Можливість заощадити за допомогою діагностики	Гнучка політика цін
6. За інтенсивністю – марочна	Кожна діагностика має бути стандартизованою	Реклама товару, проведення тендерів

Після аналізу конкуренції проведено більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі (за моделлю 5 сил М. Портера) (табл. 5.9).

Таблиця 5.9 – Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
Складові аналізу	Технологічні постачальники	Необхідність пошуку дилерів з міжнародними зв'язками	Залучення малопопулярних постачальників	Незалежність у прийнятті клієнтських рішень	Надання переваги більш авторитетним технологічним рішенням
Висновки:	Інтенсивність незначна	Можливість виходу на ринок є	Постачальники диктують цінову політику на обладнання	Клієнти диктують вимоги до якості	Обмеження існують лише у разі відмови від діагностики

Для того щоб бути конкурентоспроможним на ринку для розробки товару, потрібно залучати висококваліфікованих спеціалістів у галузі програмування, маркетингу, автоматизації та аналітики.

На основі аналізу конкуренції, наведеного в табл. 5.9, а також із урахуванням характеристик ідеї проекту (табл. 5.2), вимог споживачів до товару (табл. 5.5) та факторів маркетингового середовища (табл. №№ 5.6-5.7) визначається та обґрунтовується перелік факторів конкурентоспроможності. Аналіз оформлюється за табл. 5.10.

Таблиця 5.10 – Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Раціональніший ціновий показник	Можливість більш раціонально використати ресурсів
2	Сервісна підтримка 24/7	Сервісна підтримка апаратної та програмної частини
3	Доступність	Доступна майже на всіх смартфонах
4	Спектр застосувань	Використання для ряду потреб користувачів.

За визначеними факторами конкурентоспроможності (табл. 5.10) проводиться аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту (табл. 5.11).

Таблиця 5.11 – Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

№	Фактор конкуренто-спроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні						
			-3	-2	-1	0	1	2	3
1	Раціональніший ціновий показник	13			+				
2	Надання персональних послуг 24/7	15			+				
3	Доступність	20	+						
4	Спектр застосувань	17		+					

Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та

слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (табл. 5.12) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін (табл. 5.11).

Перелік ринкових загроз та ринкових можливостей складається на основі аналізу факторів загроз та факторів можливостей маркетингового середовища. Ринкові загрози та ринкові можливості є наслідками (прогнозованими результатами) впливу факторів, і, на відміну від них, ще не є реалізованими на ринку та мають певну ймовірність здійснення. Наприклад, зниження доходів потенційних споживачів – фактор загрози, на основі якого можна зробити прогноз щодо посилення значущості цінового фактору при виборі товару та відповідно, – цінової конкуренції (а це вже – ринкова загроза).

Таблиця 5.12 – SWOT-аналіз стартап-проекту

<p>Сильні сторони: створення портативного апарату УЗД, за допомогою якого можна прискорити обстеження людини та визначити небезпечні відхилення на початкових стадіях</p>	<p>Слабкі сторони: мала доступність для будь-якої людини через великий ціну, відсутність 100% точності, необхідність подальшого звернення до спеціалісту</p>
<p>Можливості: попередня діагностика без звернення до лікаря при позитивних результатах</p>	<p>Загрози: незацікавленість клієнтів, цінова конкуренція з одноразовим дослідженням у клініках</p>

На основі SWOT-аналізу розробляються альтернативи ринкової поведінки (перелік заходів) для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок (див. табл. 5.9, аналіз потенційних конкурентів). Визначені альтернативи аналізуються з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів (табл. 5.13).

Таблиця 5.13 – Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1.	Дослідження поведінки споживачів, пошук наукових ресурсів, розробка обладнання, створення реклами, взаємодія з покупцями для перевірки працездатності обладнання	80%	6 міс
2.	Дослідження поведінки споживачів, пошук інвесторів, створення наукових ресурсів, розробка обладнання, тестування	65%	1 рік

Обрано альтернативу № 1.

#### 5.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів (табл. 5.14).

Таблиця 5.14 – Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1.	Швидка допомога	Готові	Високий	Середня	Середня



Продовження таблиці 5.14

2.	Люди, з захворюваннями, що потребують постійних УЗД оглядів	Готові	Низький	Середня	Середня
Які цільові групи обрано цільову групу №1 та №2.					

Для роботи в обраних сегментах ринку необхідно сформувати базову стратегію розвитку (табл. 5.15).

Таблиця 5.15 – Визначення базової стратегії розвитку

№	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
1	Використання альтернативних технологій та обладнання	Встановлення нового стандарту якості	Мобільність та віддаленість роботи	Стратегія диференціації

Обрано стратегію диференціації. Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (табл. 5.16).

Таблиця 5.16 – Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект "першопр охідцем" на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
1.	Ні	Забирати існуючих та шукати нових	Так, основний функціонал	Наслідування лідера

На основі вимог споживачів з обраних сегментів до постачальника (стартап- компанії) та до продукту (табл. 5.5), а також в залежності від обраної базової стратегії розвитку (табл. 5.15) та стратегії конкурентної поведінки (табл. 5.16) розробляється стратегія позиціонування (табл. 5.17), що полягає у формуванні ринкової позиції (комплексу асоціацій), за яким споживачі мають ідентифікувати торгівельну марку/проект.

Таблиця 5.17 – Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап- проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1.	Висока якість послуг	Диферен - ціації	Універсальність запропонованого рішення, гарант якості та продуктивності	Якість, продуктивність, надійність

## 5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Першим кроком є формування маркетингової концепції товару, який отримає споживач. Для цього у табл. 5.18 наведені результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 5.18 – Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Якість	Висока якість, сервісність	Якість
2	Портативність	Малий розмір апаратів	Портативність

Надалі розробляється трьохрівнева маркетингова модель товару: уточнюється ідея продукту та/або послуги, його фізичні складові, особливості процесу його надання (табл. 5.19).

Таблиця 5.19 – Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Якісний товар та послуги, стандартизована якість послуг та обладнання		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Н м	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1. Вартість обслуговування	М	
	2. Сумісність з більшістю обладнання	М	
	3. Висока надійність	М	
	4. Безпечний для користування	М	
Якість: стабільна робота та високопродуктивний функціонал			

Продовження таблиці 5.19

II. Товар у реальному виконанні	Встановлення та налаштування
	Марка: «Home Ultrasound»
III. Товар із підкріпленням	До продажу – послуги портативного дослідження
	Після продажу – попереднє визначення типу захворювання
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: захист інтелектуальної власності	

Після формування маркетингової моделі товару слід особливо відмітити чим саме проект буде захищений від копіювання. Захист може бути організовано за рахунок захисту ідеї товару (захист інтелектуальної власності), або ноу-хау, чи комплексне поєднання властивостей і характеристик, закладене на другому та третьому рівнях товару.

Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на потенційний товар (остаточне визначення ціни відбувається під час фінансово-економічного аналізу проекту), яке передбачає аналіз ціни на товари-аналоги або товари субститути, а також аналіз рівня доходів цільової групи споживачів (табл. 5.20). Аналіз проводиться експертним методом.

Таблиця 5.20 – Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1.	2000-25000 у.о.	–	Високий	Н. 2000 у.о. – В. 25000 у.о. (Товар)

Останнім кроком буде визначення оптимальної системи збуту, в межах якого приймається рішення. Так як налаштування обладнання у кінцевого

користувача потребує певних професійних навиків від персоналу і обладнання налаштовується під кожного клієнта індивідуально, то збут доцільно проводити власними силами без застосування посередників.

## **5.6 Висновки до розділу**

У процесі роботи було здійснено опис ідеї проекту, що полягає в створення портативного апарату УЗД з можливістю підключення до смартфона. Побудова відбувалась за рахунок обрання найбільш оптимальних та підходящих систем для організації усієї роботи, застосування яких на сьогоднішній день є дуже перспективним напрямом розвитку.

Застосування технологій для створення портативного апарату УЗД з можливістю підключення до смартфона дозволить робити попереднє домашнє обстеження без звернення до лікаря або ж обстеження у кареті швидкої допомоги під час поїздки до лікарні.

На сьогодні на українському ринку немає аналогів таких апаратів, а перші прилад відносно нещодавно з'явилися на медичному ринку США, маючи при цьому велику цінну.

Для впровадження стартапу доцільно обрати альтернативу дослідження поведінки споживачів, здійснити пошук наукових ресурсів, розробити необхідне технічне обладнання, налагодити зв'язки з рекламою, постійно взаємодіяти з покупцями для перевірки працездатності обладнання та отримання зворотного зв'язку.

Подальше виконання стартап-проекту вважається доцільним.

## ВИСНОВКИ

Метою дисертаційної роботи було дослідження механізми дії ультразвуку на біологічні тканини, розрахунок широкосмугових перетворювачів, розрахунок схеми високочастотного збудження елементів.

1. Можна підкреслити, що під впливом ультразвуку, відбуваються різноманітні зміни, з боку різних органів і систем, які носять компенсаторно-адаптивний характер і зумовлюють підвищення неспецифічної резистентності організму і його стійкості до несприятливих факторів середовища.
2. Двома основними проблемами, які виникають при розробці ультразвукової терапевтичної апаратури, є перевірка наявності контакту перетворювача з біологічним об'єктом, а також можливість виникнення стоячих хвиль. Використання ефекту широкополосності дозволяє уникнути виникнення стоячій хвилі. При розгляді широкополосності було встановлено, що вона приносить більш позитивний вплив при наданні процедур, посилюючи різні дії. При подальшому проектуванні перетворювача, для високочастотного ультразвукового апарату, була врахована ця особливість.
3. Провівши розрахунок перетворювача для високочастотного терапевтичного апарату методом чотириполюсника можна прийти до висновку, що перевага даного методу полягає в тому, що в разі зміни ситуації або моделі, немає необхідності перераховувати всі рівняння взаємозв'язку. Досить змінити параметри матриць, які їх описують.

## ЛІТЕРАТУРА

1. Применение ультразвука в медицине. Физические основы: Пер. с англ./ Под ред. К.Хилла – М.: Мир, 1989
2. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. М.: Высш. шк., 1996
3. <http://www.blackpantera.ru/fizioterapija/20903/>
4. [www.medrk.ru/shop/](http://www.medrk.ru/shop/)
5. Королев М. В., Карпельсон А. Е. Широкополосные ультразвуковые преобразователи. – М.: Машиностроение, 1982
6. Техника и методики проведения физиотерапевтических процедур (справочник)/ Под ред. проф. В.М. Боголюбова. – М.: Медицина, 1983
7. Курортология и физиотерапия (руководство)/Под ред. проф. В.М. Боголюбова: в 2 томах. Т.1. – М.: Медицина, 1895
8. <http://antiage-clinic.com.ua/>
9. Ермолов И. Н. Электрофизические методы контроля. Часть II. Акустические методы контроля. Раздел I. Теоретические основы. – М.: МЭИ, 1977
10. Меркулов Л. Г., Яблоник Л. М. Работа демпфированного пьезопреобразователя при наличии нескольких промежуточных слоев. — М:Акуст. ж., 1963
11. Сажин В. В., Исаенко Ф. И., Константинов В. А. Механический демпфер для ультразвуковых искателей. //Дефектоскопия, 1971, №3
12. Демин И.Ю., Прончатов-Рубцов Н.В. Современные акустические методы исследований в биологии и медицине. Учебно-методический материал по программе повышения квалификации «Хранение и обработка информации в биологических системах». Нижний Новгород, 2007
13. R.Nooghand. Ультразвуковая терапия
14. Ультразвуковые преобразователи для неразрушающего контроля/Под общ. ред. И. Н. Ермолова.–М.: Машиностроение, 1986
15. Яблоник Л. М. К вопросу о влиянии электрической нагрузки на работу многослойного преобразователя. //Акуст. ж., 1964
16. Залесский В. В. Анализ и синтез пьезоэлектрических преобразователей. Изд. Ростовского университета, 1971
17. Меркулов Л. Г., Яблоник Л. М. Теория акустически согласованного многослойного пьезопреобразователя. //Дефектоскопия, 1966
18. Меркулов Л. Г., Яковлев Л. А. , Яблоник Л. М.. Согласованный пьезопреобразователь с согласованным демпфером. //Дефектоскопия, 1968

19. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей.– М.: Видар, 1999
- 20.Алексеев Б.Н., Дианов Д.Б. О влиянии величины коэффициента электромеханической связи на полосу пропускания стержневых пьезокерамических преобразователей с переходным слоем. // Акуст. ж., 1974
- 21.Касаткин Б.А., Павин Н. Я. Сравнительный анализ и энергетические оценки широкополосных пьезопреобразователей. //Дефектоскопия, 1979
- 22.Касаткин Б.А., Павин Н.Я. Многопараметровая оптимизация и энергетические оценки широкополосных пьезопреобразователей. //Акуст. ж., 1980
- 23.Русаков И. Г. Пьезоэлектрический преобразователь высокой частоты. //ЖТФ, 1943
24. Домаркас В.Й., Кажис Р.-И. Функции передачи пьезопреобразователей в виде пластинок с учетом механических и электрических нагрузок. — “Научн. труды вузов Лит. ССР, Ультразвук”, 1971
- 25.Домаркас В. Й., Кажис Р.И. Контрольно-измерительные пьезоэлектрические преобразователи. – В.: Минск, 1975
- 26.Найда С.А., Дидковская М.В. Широкополосный ультразвуковой терапевтический излучатель // Электроника и связь. -1999. -№6. -Т.2. -С.86-91.
- 27.Диссертационная работа: Нурищенко Наталія Євгенівна. Молекулярні та біофізичні механізми дії ультразвуку на тканини при експериментальному запаленні і хронічному тонзиліті : Дис... д-ра біол. наук: 03.00.02 / Київський національний ун-т ім. Тараса Шевченка. — К., 2004. — 31барк. : рис. — Бібліогр.: арк. 272-16.
- 28.Дидковский В.С., Найда С.А., Самир Гази Фарис Кураан. Анализ широкополосных пьезоэлектрических излучателей // Электроника и связь. - 1999. -№7. -С.37-41.
- 29.Найда С.А. Принципы построения широкополосных ультразвуковых терапевтических излучателей // Электроника и связь. -2002. -№14. -С.35-38.
- 30.Найда С.А. Модель зв'язаних контурів у теорії нових широкосмугових електроакустичних приладів для медицини, і в теорії слуху// Наукові вісті НТУУ “КПІ”.-2004.-№ 1.-С.94-99.
- 31.Дідковський В.С., Найда С.А., Остапенко О.П., Родіонов М.К. Ультразвуковий терапевтичний апарат: Пат. України № 9958, МПК 7 А61Н1/00, 2000



32. Дидковский В.С., Найда С.А. Новые широкополосные электроакустические приборы для медицины // Электроника и связь.-2010.-№ 2.-С.211-216.
33. Найда С.А. Методы построения и оптимизации пластинчатых широкополосных пьезоэлектрических излучателей. –К., 1997. -21 с. -Деп. в ГНТБ Украины 11.11.97, №548-Ук97.
34. Найда С.А., Дидковская М.В. Оптимизация пластинчатых широкополосных пьезоэлектрических излучателей // Труды 4-ой международной научно-практической конференции “Современные информационные и энергосберегающие технологии жизнеобеспечения человека”. - Севастополь, 1998. -Вып.№4. -С.81-84.
35. Дідковський В.С., Найда С.А. П'єзоелектричні перетворювачі медичних ультразвукових сканерів: Навч. Посібник з грифом Міністерства освіти і науки України №2/748 від 18.05.2000 р. -К.: НМЦВО, 2000. -178 с.
36. Косметология Хеджази Л.А. –М.: Итальянский косметологический центр ИНТЕГРЭ, 2005.- 197с., ил.
37. Компания **Мед ТеКо**. Описание аппарата **УЗТ-3.01Ф** [Электронный ресурс]. – режим доступа к материалу: <http://www.rus.medteco.ru/?id=33>
38. Компания **ВТЛ**. Описание аппарата **ВТЛ 5720 Sono** [Электронный ресурс]. – режим доступа к материалу: <http://www.btlmed.ru/p/physiotherapy/ultrasound-therapy/btl-5000-sono/btl-5720-sono-p5720-102v100/>
39. Компания **Bretherton Therapy**. Описание аппарата **GYMNA PULSON 200 Ultrasound** [Электронный ресурс]. – режим доступа к материалу: <http://www.bremed.co.uk/product.php?shopprodid=378>
40. Компания **Physiomed Elektromedizin**. Описание аппарата **PHYSIOSON-Expert** [Электронный ресурс]. – режим доступа к материалу: <http://www.physiomed.de/index.php?id=99&productId=PHYSIOSON-Expert,2>
41. Компания **Nemectroson** . Описание аппарата **Nemectroson 400** [Электронный ресурс]. – режим доступа к материалу: <http://www.nemectron.de/index.php?id=20&L=2>
42. Домаркас Владиславас Йонович, Пилецкас Эугениус Леонидович Ультрозвуковая эхоскопия - Л.: Машиностроение, 1988. - 276 с.
43. Электромедицинская аппаратура. А.Р. Ливенсон.- 5-е изд., перераб. и доп. - М.: Медицина, 1981. - 344 с., ил.
44. Дідковський В.С., Лейко О.Г., Савін В.Г. Электроакустичні п'єзокерамічні перетворювачі. Навчальний посібник. - Кіровоград: Імекс ЛТД, 2006.-448с.

**ДОДАТОК**

$L2=1*10^{-6};$   
 $z2=1540*1000;$   
 $L3=15000*10^{-6};$   
 $C3=0.15*10^{-10};$   
 $R2=500;$   
 $C2=100*10^{-12};$   
 $L1=15000*10^{-6};$   
 $f=2*10^6;$   
 $cp=4580;$   
 $cp1=6200;$   
 $zk=27*10^6;$   
 $Lam1=cp1/f;$   
 $lk=Lam1/4;$   
 $p=7600;$   
 $cd=4580;$   
 $z0=p*cd;$   
 $e33s=8.85*580*(10^{-12});$   
 $f0=1:1000:4*10^6;$   
 $w=2*pi*f0;$   
 $A0=1*10^{-4};$   
 $Lam=cp/f;$   
 $lo=Lam/2;$   
 $C0=A0*e33s/lo;$   
 $e33=29;$   
 $w0=4*pi*10^6;$   
 $Lo=(w/2)/4800000;$   
 $Lk=(w/2)/(25*10^9);$   
 $Lam2=cp./f0;$   
 $jo=Lo+j*2*pi./Lam2;$   
 $k1=0;$

$$\begin{aligned}
Lam3 &= cp1 * pi ./ w; \\
jk &= Lk + j * 2 * pi / Lam1; \\
Z1 &= abs(j * w0 * L2 + 1 / (j * w0 * C2)); \\
Z2 &= abs(j * w0 * L1); \\
Ze &= Z1 * Z2 / (Z1 - Z2); \\
Za &= abs((j * w0 * L3 * 1 / (j * w0 * C3)) / (j * w0 * L3 + 1 / (j * w0 * C3))); \\
Ae11 &= (((R2 + Za) / Za) * (Z1 + Z2) / Z2) + R2 / Z2; \\
Ae21 &= ((Z1 + Z2) / (Z1 * Za)) + 1 / Z2; \\
Ae12 &= ((R2 + Za) * Z1 / Za) + R2; \\
Ae22 &= (Z1 / Za) + 1; \\
Ae &= [Ae11 Ae12; Ae21 Ae22]; \\
k &= e33 / (2 * pi * f * e33s * A0 * z0); \\
jn &= jo * lo / 2; \\
a11 &= j ./ (k1 + tanh(jn)); \\
a12 &= j * A0 * z0 * 2; \\
t1 &= coth(jn * 2); \\
t2 &= tanh(jn); \\
a21 &= (j / (A0 * z0)) * t1 ./ t2; \\
a22 &= j ./ t2; \\
Wk &= j * w * C0 * k; \\
A11 &= k * a11 + a21 ./ (Wk); \\
A12 &= k * a12 + a22 ./ (Wk); \\
A21 &= a21 / k; \\
A22 &= a22 / k; \\
C11 &= cosh(jk * lk); \\
C12 &= A0 * zk * sinh(jk * lk); \\
C21 &= sinh(jk * lk) / (A0 * zk); \\
C22 &= cosh(jk * lk); \\
A11n &= Ae11 * (A11 * C11 + A12 * C21) + Ae12 * (A21 * C11 + A22 * C21); \\
A12n &= Ae11 * (A11 * C12 + A12 * C22) + Ae12 * (A21 * C12 + A22 * C22);
\end{aligned}$$

```
T=A0*A11n+A12n/z2;
```

```
Ki=1./(T);
```

```
plot(f0,abs(Ki));
```