


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

Акустичних та мультимедійних електронних систем  
(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»  
УДК 534-143, 621.3-1/-8

«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: Широкопasmовий п'єзоелектричний перетворювач для медичного ехоскопу з електронним скануванням

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

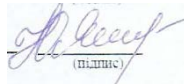
Александрова Катерина Олегівна  
(прізвище, ім'я, по батькові)

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

  
(підпис)

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

Студент   
(підпис)

Київ – 2020 року

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


Інститут/факультет \_\_\_\_\_ Факультет електроніки \_\_\_\_\_  
(повна назва)

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**

Александрова Катерина Олегівна  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Широкосмуговий п'єзоелектричний перетворювач для медичного ехоскопу з електронним скануванням  
науковий керівник дисертації професор Найда Сергій Анатолійович,  
(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. 12. 2020 \_\_\_\_\_

3. Об'єкт дослідження процес перетворення енергії п'єзоелектричного перетворювача в широкій смузі частот

4. Предмет дослідження (Вихідні дані – для магістерської дисертації за освітньо-професійною програмою) п'єзоелектричний перетворювач для медичного ехоскопу з електронним скануванням

5. Перелік завдань, які потрібно розробити Аналіз сучасного стану розвитку методів та засобів; Обґрунтування основ побудови та моделювання роботи системи для ехоскопу; Розрахунок параметрів акустичного та

електроакустичного перетворення; Створення стартап проекту  
впровадження результатів роботи

6. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу презентація

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

8. Дата видачі завдання 1 вересня 2020 р.

### Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Аналіз сучасного стану розвитку методів та засобів	15.09.2020	
2	Обґрунтування основ побудови та моделювання роботи системи для ехоскопу	30.09.2020	
3	Розрахунок параметрів акустичного та електроакустичного перетворення	31.10.2020	
4	Підготовка тексту дисертаційної роботи	30.11.2020	

Студент

  
\_\_\_\_\_  
(підпис)

Александрова К.О.  
(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації

  
\_\_\_\_\_  
(підпис)

Найда С. А.  
(ініціали, прізвище)

## РЕФЕРАТ

Александрова К. О. Ширококутовий п'єзоелектричний перетворювач для медичного ехоскопу з електронним скануванням. : магістр. дисерт. : 171 Електроніка. Київ, КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. 95 с

**Об'єктом дослідження** є процес перетворення енергії п'єзоелектричного перетворювача в широкій смузі частот.

**Метою дисертації** є розробка п'єзоелектричного перетворювача для використання у широкій смузі частот, медичного призначення.

**Результатом дослідження** є розвиток методів розрахунку ширококутових п'єзоелектричних перетворювачів та створених ними акустичних полів і принципів їх побудови.

**Предметом дослідження** є п'єзоелектричний перетворювач для медичного ехоскопу з електронним скануванням.

**Методи дослідження:** теоретичний із застосуванням основних принципів побудови ультразвукових діагностичних приладів, теоретичні та практичні дослідження ґрунтуються на використанні ехографічного методу при дослідженні біологічних тканин.

**Ключові слова:** ультразвукова діагностика, п'єзоелектричний перетворювач, універсальний ехоскоп.

## THE SUMMARY

Broadband piezoelectric transducer for medical echoscope with electronic scanning // Thesis for obtaining the degree of higher education "master". Alexandrova K.O. National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute. Igor Sikorsky », Faculty of Electronics, Department of Acoustic and Multimedia Electronic Systems, DG91mp group. - K .: NTUU "KPI named after Sikorsky", 2020. p. - 95, fig. - 29, table. - 20, source - 21,

Ultrasound diagnostics, p'zoeletric re-treatment, universal echoscope.

**The object** process of converting the energy of a piezoelectric converter in a wide frequency band.

**The purpose** to develop a piezoelectric transducer for use in a wide frequency band for medical purposes.

**The result** development of methods for calculating broadband piezoelectric transducers and the acoustic fields they create and the principles of their construction.

**The subject** piezoelectric transducer for a medical ultrasound scanner.

**Methods of research:** theoretical with the application of the basic principles of construction of ultrasonic diagnostic devices, theoretical and practical research are based on the use of ultrasound in the study of biological tissues.

**Key words:** Ultrasound diagnostics, p'zoeletric re-treatment, universal echoscope.

## ЗМІСТ

РОЗДІЛ 1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ.....	9
1.1 Сучасні стандарти безпеки застосування ультразвуку у медичній діагностиці .....	9
1.1.1 Норми інтенсивності.....	9
1.1.2 Механічний індекс .....	11
1.1.3 Тепловий індекс .....	11
1.1.4 Електробезпека.....	12
1.2 Висновки до розділу 1 .....	33
РОЗДІЛ 2 СУЧАСНІ МЕТОДИ УЛЬТРАЗВУКОВОГО СКАНУВАННЯ	
..... <b>Помилка! Закладку не визначено.</b>	
2.1 Типи датчиків для ультразвукової діагностики <b>Помилка! Закладку не визначено.</b>	
2.2 Загальна конструкція ультразвукового перетворювача..... <b>Помилка! Закладку не визначено.</b>	
2.3 Конструктивні особливості різних типів акустичних перетворювачів .....	<b>Помилка! Закладку не визначено.</b>
2.4 Висновок до розділу 2 .....	<b>Помилка! Закладку не визначено.</b>
РОЗДІЛ 3 ШИРОКОСМУГОВИЙ П'ЄЗОПЕРЕТВОРЮВАЧ.....	39
3.2.1 Акустична система без узгоджувальних шарів, електрично навантажена на індуктивність.....	44
3.2.2 Одношарова акустична система, електрично навантажена послідовно з'єднаною індуктивністю.....	45

3.2.3 Одношарова акустична система, електрично навантажена паралельно приєднаної індуктивністю.....	46
3.2.4 Двошарова акустична система, електрично навантажена послідовно з'єднаної індуктивністю.....	49
3.2.5 Двошарова акустична система, електрично навантажена паралельною індуктивністю. ....	51
3.2.6 Одношарова акустична система, електрично навантажена паралельним контуром. ....	52
3.3 Висновки до розділу 3 .....	56
<b>РОЗДІЛ 4 ШИРОКОСМУГОВИЙ П'ЄЗОПЕРЕТВОРЮВАЧ МЕДИЧНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО ЕХОСКОПА .....</b>	<b>57</b>
4.1 Одношарова акустична система .....	59
4.2 Двошарова акустична система.....	61
4.3 Висновки до розділу 4 .....	64
<b>РОЗДІЛ 5 РОЗРАХУНОК АКУСТИЧНОГО ПОЛЯ БАГАТОЕЛЕМЕНТНОГО П'ЄЗОПЕРЕТВОРЮВАЧА З ЕЛЕКТРОННИМ СКАНУВАННЯМ .....</b>	<b>65</b>
5.1 Циліндричний нескінченний хвильовий фронт.....	65
5.1.1. Геометрія та наближення задачі.....	65
5.1.2. Розподіл амплітуди тиску на осі і в фокальній площині хвильового фронту.....	67
5.2 Акустичні фокусуєчі лінзи.....	69
5.3. Циліндрична фокусуєча система кінцевої довжини .....	70
5.4. Розрахунок характеристик лінійної матриці плоских п'єзоелементів	72
5.4.1. Геометрія задачі: .....	72

5.5 Висновки до розділу 5 .....	77
<b>РОЗДІЛ 6 РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ .....</b>	<b>78</b>
6.1. Опис ідеї проекту .....	78
6.2. Технологічний аудит ідеї проекту.....	79
6.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту.....	80
6.4. Розроблення ринкової стратегії проекту .....	86
6.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту.....	88
6.6 Висновки до розділу 6 .....	90
<b>ВИСНОВКИ.....</b>	<b>92</b>
<b>СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ .....</b>	<b>93</b>



## РОЗДІЛ 1

### АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

#### 1.1 Сучасні стандарти безпеки застосування ультразвуку у медичній діагностиці

Застосування ультразвуку у медичній діагностиці має обмеження з точки зору безпеки, для людського організму. Ряд таких обмежень викладено у двох частинах нормативних документів: ДСТУ EN 60601-2-5:2019 Вироби медичні електричні. Частина 2-5. Додаткові вимоги щодо безпеки апаратів для ультразвукової фізіотерапії та ДСТУ EN 60601-2-37:2019 (Вироби медичні електричні. Частина 2-37. Додаткові вимоги щодо безпеки та основних робочих характеристик ультразвукового медичного обладнання для діагностики та контролю). Ці вимоги гармонізовані з міжнародними та європейськими нормативними документами, та вступили в силу з 01.01.2020 року.

Норми інтенсивності описані такими значеннями та мають відповідати визначеним нормам [1].

##### 1.1.1 Норми інтенсивності

Максимальна (пікова) інтенсивність  $I_{SPTP}$  визначається потужністю, що відповідає максимальній на півхвилі імпульсу (на рис. 1 заштрихована дрібним штрихуванням). Аббревіатура SPTP значить spatial peak, temporal peak ( пікова у просторі, пікова у часі ), характеризує максимальну потужність у акустичному полі, створеному в результаті випромінення.  $I_{SPTA}$  (рис. 1 крупна штриховка) характеризує максимальну просторову інтенсивність ультразвукового імпульсу.

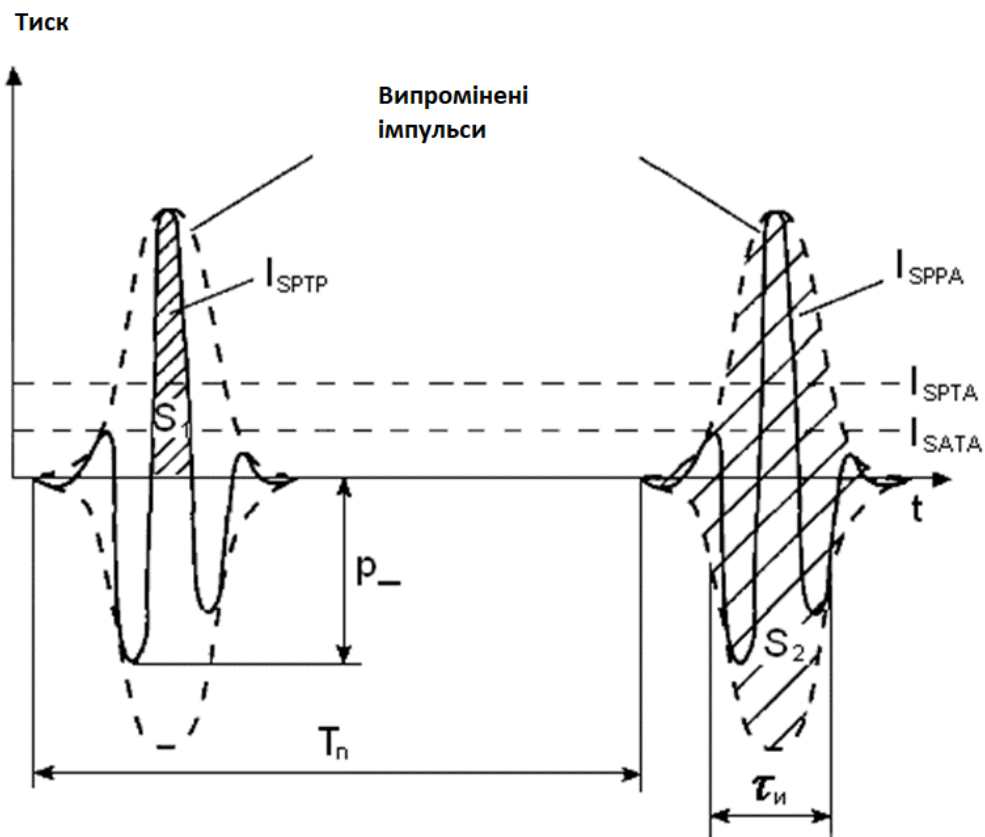


Рис.1.1 Визначення інтенсивностей ультразвукового сигналу.

Максимальна у просторі, середня у часі інтенсивність  $I_{SPTA}$  визначається за формулою (1.1), усереднене значення  $I_{SPPA}$  (пікова у просторі, середня по імпульсу) за час, рівний періоду повторення імпульсів  $T_n$  у межах довжини імпульсу  $\tau_i$ .

$$I_{spta} \approx I_{sppa} \frac{\tau_i}{T_n} \quad (1.1)$$

Виробник УЗ діагностичних приладів може бути звільнений від обов'язкового представлення чисельної інформації про вихідні акустичні характеристики, якщо у всіх режимах роботи і для всіх датчиків максимально можливі значення акустичних характеристик задовольняють наступні вимоги.

$$p_- < 1 \text{ МПа};$$

$$I_{ob} < 20 \text{ мВт/см}^2;$$

$I_{SPTA} < 100 \text{ мВт/см}^2$ , а для офтальмологічних ультразвукових апаратів – не більше  $50 \text{ мВт/см}^2$  [2].

, де піковий негативний тиск -  $p$ ; вихідна інтенсивність випромінювання в промені  $I_{ob}$ ; максимальна в просторі, середня в часі інтенсивність  $I_{SPTA}$ .

### 1.1.2 Механічний індекс

Другим показником можливої пошкоджуючої дії ультразвуку є механічний індекс (МІ), що використовується для оцінки нетермічних процесів, зокрема кавітації. МІ вказує оператору амплітуду тиску ультразвукових імпульсів, що впливають зараз на тканини. Застосування цього індексу засноване на існуванні порогового акустичного тиску, який потрібен, щоб викликати кавітацію і, отже, нанести потенційне пошкодження.

При досить високих рівнях інтенсивності і в безперервному режимі випромінювання (режим доплерографії) небезпека виникнення кавітації пов'язана з механічним впливом виникаючих ударних хвиль на клітинні мембрани (можливий, наприклад, розрив мембрани), а також з хімічними реакціями, ініційованими вивільненням водню і гідроксильних іонів. При малих інтенсивностях ультразвуку вказані ефекти відсутні [3, 4]. За рекомендаціями FDA при ультразвуковому дослідженні органу зору МІ повинен бути не більше 0,23 [5].

Є публікації, які допускають застосування в акушерській практиці при дослідженні плоду ультразвукового випромінювання з МІ 1,9 [4].

### 1.1.3 Тепловий індекс

Тепловий індекс (ТІ) служить для оцінки можливого підйому температури в досліджуваних тканинах в деяких екстремальних (при

поєднанні несприятливих обставин) ситуаціях. Математично ТІ визначається як відношення реально випускається потужності ультразвукового поля до теоретичної потужності, необхідної для нагріву ділянки тканини на  $1^{\circ}\text{C}$ . У деяких випадках найбільше нагрівання в тканинах може виникати безпосередньо під перетворювачем. Тому що відображається значення ТІ показує температуру в більш глибокої досліджуваної області, де температура нижче. Ця умова застосовується до всіх досліджень м'яких тканин, а також для М-режиму і імпульсної доплерографії при використанні перетворювача малого діаметра. Існують три варіанти теплового або температурного індексу: ТІS - використовується при обстеженні м'яких тканин, ТІС - враховуються при дослідженні кісткових структур (наприклад, при транскраніальному доплерівському обстеженні). Згідно з рекомендаціями міжнародної професійної організації FDA (Food and Drug Administration) теплової індекс ТІS повинен бути не більше 1,0 [5]. А для дослідження кісткових структур, що актуально для абдомінального дослідження в кінці II і протягом III триместру вагітності ТІС не має перевищувати 0,4[7].

#### **1.1.4 Електробезпека**

Апарат ультразвуковий терапевтичний повинен відповідати загальним вимогам безпеки згідно ДСТУ 3798 (частина 1). Залежно від способу захисту пацієнта і обслуговуючого персоналу від ураження електричним струмом ультразвукові апарати відповідають класу захисту II, тип захисту В. Струм витоку на корпус, струм витоку на доступні для дотику частини і струм витоку на робочу частину (випромінювач, індуктор) мають відповідати нормам допустимих значень як у нормальному стані, так і при одиничному порушенні при робочій температурі  $+35^{\circ}\text{C}$  і після попередньої дії вологою. Електрична міцність ізоляції при робочій температурі  $+35^{\circ}\text{C}$  і після попередньої дії вологи відповідає вимогам до ізоляції: А-а2; В-а.

Максимальна температура зовнішніх поверхонь корпусу апарату при температурі навколишнього середовища 25°C після шести годин роботи не більше 60°C, корпусу випромінювача не більше 50°C, індуктора і хвилеводу – не більше 41°C.

По пожежобезпеці і захисту від надмірних температур апарат має відповідати вимогам ДСТУ 3798. Мережевий трансформатор апарату обов'язково має бути захищений від перегріву ізоляції при короткому замиканні будь-якої вихідної обмотки.

Коректований рівень випромінюваної звукової потужності на робочому місці апарату не перевищує 55 дБ [6].

## **1.2 Основні методи сканування**

Ультразвукові пристрої для сканування в загальному випадку включають сукупність електроакустичних, електромеханічних і електронних елементів, що виконують одночасно функції електроакустичних перетворювачів і акустичних антен, які концентрують випромінюється акустичну енергію у вузькому промені вздовж заданого напрямку і здійснюють пространствєнну селекцію ехосигналів за цим же напрямом. Крім того, за допомогою скануючих пристроїв здійснюється акустичний контакт між електроакустичним перетворювачем і досліджуваним об'єктом в процесі введення і виведення ультразвукової енергії, а також посилення ехосигналів і узгодження їх з пристроями обробки і відображення інформації. До ультразвуковим скануючим пристроїв звичайно пред'являються високі вимоги в плані забезпечення просторової спрямованості і швидкості сканування при мінімальних енергетичних витратах, масогабаритних параметрах і складності управління. Важливими показниками також є розміри області ультразвукового огляду, частота сканування, можливість динамічного управління параметрами ультразвукового променя.

Залежно від способу реалізації зміни напрямку ультразвукового променя, скануючі пристрої діляться на дві основні групи: з механічним і з електричним керуванням. Скануючі пристрої незалежно від способу управління ще поділяють з вигляду сканування, функціональним призначенням, способом створення акустичного контакту з існуючим об'єктом або за конструктивними ознаками, наприклад портативні або стаціонарні, і т.д.

У скануючих пристроях з механічним управлінням напрямком ультразвукового променя застосовується механічний або електромеханічний привід зміни положення електроакустичного перетворювача щодо досліджуваного об'єкта. При цьому для надійного введення-виведення акустичної енергії в процесі сканування досліджуваного об'єкта постійний акустичний контакт з ним підтримується шляхом використання спеціального гелю або мінеральних масел, якими змочуються робоча поверхня електроакустичного перетворювача і поверхню досліджуваного об'єкта. Часто в пристроях з механічним управлінням напрямком променя для цієї мети застосовується додаткова проміжна середовище - рідина. Невід'ємною складовою частиною механічних скануючих пристроїв є також блок формування координатних сигналів, що характеризують просторове положення напрямки ультразвукового променя при скануванні. Координатні сигнали надалі використовуються для формування луна-зображень і вимірювання їх топологічних параметрів. Тому при побудові механічних скануючих пристроїв вельми важливим є забезпечення високої точності відповідності напрямки ультразвукового променя параметрам координатних сигналів, що формуються в скануючому пристрої. У пристроях з механічним приводом управління напрямком ультразвукового променя, як правило, застосовуються одномірні п'єзоперетворювачі з робочою апертурою, в кілька десятків разів перевищує довжину ультразвукової хвилі в досліджуваному середовищі. Це дозволяє досягти високої просторової концентрації акустичної

енергії при скануванні і забезпечити гарне просторове дозвіл при візуалізації, яке залежить від кутового напрямку. Загальною характеристикою скануючих пристроїв з електричним керуванням положенням ультразвуково-го променя є відсутність будь-яких механізмів в конструкції пристрою. В даному випадку формування ультра-звукового променя і зміна його спрямованості в просторі, так само як і формування координатних сигналів, осуще-ствляється електричним шляхом. З цією метою в електричних скануючих пристроях застосовуються малогабаритні (сумірні з довжиною ультразвукової хвилі в досліджуваному середовищі) п'єзоелектричні елементи, групуються в лінійні решітки або матриці. Побудовані таким чином багатоеlementні п'єзоперетворювачі дозволяють управляти ультразвуковим променем двома основними способами: Фазування багатоканальної системи випромінювання і прийому і комутацією каналів. Залежно від способу реалізації електричного сканування ультразвукового променя подібні пристрої діляться на фазіруемие і комутовані, т. Е. З фазованими і комутованими матрицями або ґратами п'єзоелементів. Фазіруемие і комутовані скануючі пристрої вимагають включення в їх склад, окрім багатоеlementних матриць п'єзоелементів, відповідних елементів керування променем. Такими елементами можуть бути електрично керовані лінії затримки сигналів, електронні комутатори каналів і схеми управління. Як правило, в скануючих пристроях з електричним приводом формування керуючих сигналів поєднується з формуванням коорді-натних сигналів. Завдяки такому поєднанню забезпечується висока точність формування луна-зображень і спрощується конструкція скануючих пристроїв. Однак багатоканальні пристрої більш чутливі до похибок управління, порушення ідентичності характеристик каналів і т. д., що диктує необхідність застосування в їх складі високостабільних функціональних вузлів ускладненою структури і конструкції. Крім того, в порівнянні з одновимірними пьезопреобразователь до п'єзоелементів, використовуваним в електрично керованих матрицях, особливо мегагерцового діапазону

ультразвукових частот, пред'являються більш жорсткі вимоги по точності їх виготовлення. З іншого боку, скануючі пристрої з електричним керуванням дозволяють досягти значно більш високій швидкості ультразвукового сканування, ніж механічні пристрої, а можливість гнучкого управління променем забезпечує досягнення відносної постійності роздільної здатності в значній області ультразвукового огляду. Незважаючи на відносну простоту конструкції і дешевизну ультразвукових пристроїв механічного сканування, останнім часом їх витісняють більш складні ультразвукові перетворювачі з електричним скануванням променя. Це пов'язано, по-перше, з тим, що електричні системи управління забезпечують значно більші можливості фокусування і сканування ультразвукового променя, а по-друге, з постійним зниженням цін на інтегральну електроніку. Крім того, електрично керовані ультразвукові перетворювачі не потребують застосування іммерсійних середовищ акустичного узгодження перетворювальних елементів з робочим середовищем, забезпечують високу швидкість сканування, надійність і довговічність експлуатації, що є найважливішою їх перевагою.

### **1.3 Режими відображення інформації**

Загальні принципи формування луна-зображень внутрішньої структури об'єктів в системах імпульсної ультразвукової ехоскопії вельми схожі з відомими в радіо- і гідролокації принципами і алгоритмами отримання інформації. Що досліджується тут опромінюється (зондується) короткими імпульсами акустичної енергії, сконцентрованої вздовж вузького променя. Відображена і розсіяна структурними неоднорідностями середовища енергія повертається до джерела зондування у вигляді ехо-сигналів, затриманих щодо випромінювання на час, пропорційне глибині залягання неоднорідностей. При цьому в якості корисної інформації приймається тільки та частина відбитої енергії, яка знаходиться в межах зондіруемой ультразвукового променя в



досліджуваному просторі здійснюється послідовне ультразвукове сканування його обсягу. Отримана багатовимірна сукупність ехосигналів і становить еквівалент ультразвукового луна-зображення, перетворюється далі в електричний багатовимірний сигнал, який, в свою чергу, піддається відповідній обробці, візуалізації і вимірювання радіотехнічними методами.

У системах медичної ультразвукової діагностики, для відображення міститься в луна-сигнали інформації, зазвичай застосовують три різних режиму представлення даних (існує і четвертий режим, однак він використовується значно рідше). Найпростішим видом інформації, що відображається, для отримання якої не потрібно сканування, є А-режим. Зондування здійснюється при незмінному напрямку акустичного променя, і на екрані монітора відображається А-ехограма у вигляді амплітудних значень ехосигналів від неоднорідностей, що знаходяться на різних глибинах в межах променя. А-ехограма і відповідний їй А-режим роботи отримали своє позначення від слова *amplitude* (амплітуда). Амплітуди фіксуються як функції часу  $t$  або глибини  $L$ , що дозволяє інформувати дослідника не тільки про глибину розташування структур, а й про рівень луна-сигналів від них. До недавнього часу А-режим використовувався як додатковий у всіх приладах двовимірного зображення, представляючи можливість аналізу амплітудної інформації в обраному промені (акустичної рядку) крім яркостної інформації про луна-сигнали. Зараз в більшості двомірних сканерів А-режим не використовується. Однією з причин цього є те, що дінмічеській діапазон яскравості сигналів в В-режимі на екрані сучасного приладу цілком достатній для аналізу рівня луна-сигналів, що досягається за рахунок великого числа градацій яскравості (градацій «сірої шкали»). А-режим застосовується як самостійний в ряді спеціалізованих діагностичних приладів, які використовуються в офтальмології, при транскраніальних дослідженнях головного мозку, а також для обстеження носових і лобних пазух.

Розвитком А-режиму є М-режим, який використовується для реєстрації зміни просторового положення рухомих структур в часі. Звідси і назва режиму - від слова motion - рух (іноді ТМ - від слів time motion - рух в часі). Найбільш часто режим використовується для дослідження руху структур серця.

В М-режимі зондування періодично повторюється в одному і тому ж напрямку акустичного променя. За допомогою М-ехограми можна кількісно оцінювати геометричне зміщення рухомих структур і вимірювати зміна взаємного положення різних структур (наприклад, просвіт в клапанах серця, зсув розміру шлуночка і т. д.).

М-режим широко використовується в кардіології, як правило, разом з В-режимом. У процесі сканування в В-режимі дослідник вибирає необхідний ракурс спостереження, потім за допомогою курсорною лінії на В-ехограмі вибирається напрямок зондування (напрямок осі ультразвукового променя) для М-режиму, після чого положення датчика фіксується рукою і включається режим М. Спеціальні датчики для М-режиму в сучасних приладах не використовуються, і отримання М-ехограм забезпечується датчиками, що застосовуються для в-режиму.

Як правило, використовуються наступні режими відображення М-ехограми на екрані приладу:

- М - режим відображення тільки М-ехограми;
- В + М - режим одночасного відображення двомірної В-ехограми і М-ехограми.

У деяких приладах замість серошкального яркостного відображення амплітудних значень ехосигналів використовується колірне кодування сигналів різного рівня (кольорова М-ехограма).

З усіх можливих способів отримання діагностичної інформації про біологічні структури за допомогою ультразвуку найбільшого поширення має спосіб отримання двовимірного зображення, який називається В-режим. Все луна-сигнали, прийняті і перетворені приладом, відображаються на моніторі

на акустичних рядках, кожна з яких відповідає своєму променю. В результаті утворюється яркостне зображення, звідси і назва В-режим (від слова brightness - яскравість). Інше позначення для В-режиму - 2D-режим (від слова two-dimensional - двомірний).

У приладах високого класу використовується режим В + В, в якому друге зображення є збільшена в масштабі частина першого зображення, виділена дослідником. Режим збільшення в масштабі виділеної частини зображення називається zoom.

В даний час зображення В-типу є основним в абдомінальній ультрасонографії.

Нарешті, найменш відомим і рідко використовуваних режимом відображення є С-режим (або режим реєстрації з фіксованою глибини). При цьому за допомогою тимчасового стробування електронних ланцюгів виділяється певна частина сигналу А-ехограми, яка потім використовується для модуляції яскравості променя дисплея в точці, що відповідає положенню ультразвукового пучка на фіксованій відстані від площини перетворювача. Завдяки цьому методу можна використовувати перетворювачі з гострою фокусуванням і великою апертурою і отримувати зображення в площині фокусування. В принципі він дозволяє візуалізувати та інші недоступні площині сканування з оптимальним просторовим дозволом. Основні недоліки цього методу полягають в тому, що на рівень прийнятих ехосигналів можуть впливати поглинають ультразвук структури, локалізовані поза обраної площині. Крім того, накопичення необхідних даних вимагає значного часу. Проте, представляється досить доцільним в майбутні конструкції тривимірних сканерів закладати можливість вибору такого режиму відображення, який еквівалентний розглянутому експериментальному режиму С-сканування.

### **1.3. Акустичні параметри біологічних тканин**

Основними акустичними параметрами середовищ, що визначають можливість ультразвукової ехоскопії при їх дослідженні, є питома акустичний імпеданс, швидкість поширення і коефіцієнт поглинання ультразвукових хвиль. Питома акустичний імпеданс, рівний для плоских хвиль хвильовому акустичному опору середовища  $Z$  виражається як добуток швидкості акустичних хвиль  $c$  на щільність середовища  $\rho$ , т. Е.  $Z = \rho c$  в разі плоских хвиль для нескінченних середовищ дорівнює вхідному питомій акустичному опору цих середовищ  $Z_{вх} = p / v$ , де  $p$  і  $v$ -відповідно вхідні акустичний тиск і коливальна швидкість. Неоднородностями хвильового акустичного опору досліджуваних середовищ визначаються їх відображають і розсіюють властивості.

У ультразвукової ехоскопії в залежності від властивостей досліджуваних середовищ використовуються різні типи пружних хвиль: в дефектоскопії - поздовжні, поперечні (зсувні) і поверхневі ультразвукові хвилі, в біомедичної ехоскопії - переважно поздовжні пружні хвилі, так як біологічні середовища (за винятком кісткової тканини) мають досить слабо вираженою сдвиговою пружністю.

Поздовжні ультразвукові хвилі мають найбільш високою швидкістю поширення, яка визначається адіабатичній сжимаемостью  $\beta$  і щільністю  $\rho$  середовища:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\beta \cdot \rho}} \quad (1.1)$$

Для твердих середовищ замість адіабатичне стискання частіше використовується зворотна їй величина - модуль об'ємної пружності  $B$ . Тоді вираз (1.1) модифікується в такий спосіб:

$$c = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad (1.2)$$

Для переважної більшості середовищ швидкість поздовжніх ультразвукових хвиль є частотно незалежною величиною.

Швидкість звуку залежить від температури, причому температурний коефіцієнт швидкості позитивний для тканин і органів, що не містять жир, і негативний для жирової тканини. З усіх м'яких тканин лише в жирі швидкість звуку менше, ніж у воді. Виняток становить тканину легкого, швидкість звуку, в якій близька до швидкості звуку в повітрі і залежить від ступеня наповнення легенів повітрям. У м'яких тканинах, за винятком жиру і легких, спостерігається зворотна залежність між швидкістю звуку і процентним вмістом води. Однак швидкість звуку зростає зі збільшенням вмісту структурного протеїну (колагену), що і обумовлює досить високу швидкість звуку для сухожилів і хрящів. З урахуванням того, що ехоскопії зазвичай працюють у вузькому температурному діапазоні, температурної залежністю швидкості ультразвуку в багатьох випадках можна знехтувати.

Для анізотропних середовищ швидкість ультразвукових хвиль залежить від напрямку поширення цих хвиль. Значна структурна анізотропія характерна для більшості біологічних середовищ, проте, стосовно швидкості поширення ультразвукових хвиль вона проявляється тільки в кістковій тканині [8]. У м'яких біологічних тканинах і рідинах швидкість ультразвукових хвиль практично не залежить від напрямку їх поширення.

Швидкості поздовжніх ультразвукових хвиль для різних матеріалів і хвильові акустичні опору, що мають такий типу хвиль, наведені в табл. 1.1 для температури + 20 ° С.

Як видно з табл. 1.1, швидкість поширення поздовжніх ультразвукових хвиль в різних біологічних тканинах і органах розрізняється незначно (за винятком кістки) і близька до швидкості ультразвуку в морській воді. У м'яких

тканинах швидкість поздовжніх ультразвукових хвиль становить в середньому близько 1540 м / с з варіаціями  $\pm 6\%$ . Ці варіації, які настільки малі, що ними нехтують в стандартних методах реконструкції зображень, обумовлені головним чином флуктуаціями пружності середовища, а не її щільності. Саме на значення швидкості хвиль 1540 м / с і калібруються ультразвукові біомедичні ехоскопі.

Таблиця 1.1 Швидкість поширення ультразвукових хвиль в різних біологічних середовищах

Середовища	Швидкість поширення поздовжніх ультразвукових хвиль С, м / с	Хвильовий акустичний опір Z, 108 Н*с / м <sup>3</sup>
Жирова Тканина	1350-1470	1.40
Мозок	1520-1570	1.60
Кров	1540-1600	1.61
М'які тканини (середнє значення)	1540	1.64
Серце	1568	1.66
Нирка	1561	1.68
Селезінка	1566	1.69
Печінка	1550-1610	1.70
М'яз	1560-1620	1.70
Камені Печінки	1400-2200	1.3-2.4
Очний Кришталік	1620	1.8
Кістка черепа	3660-4080	6.2

Поширюючись в пружних неоднорідних середовищах, ультразвукові хвилі зазнають заломлення траєкторії поширення, а також відбиваються від поверхонь розділу двох середовищ з різною питомою акустичним імпедансом. Акустичний імпеданс середовища в загальному випадку є комплексною величиною і визначається не тільки хвильовим акустичним опором, але і співвідношеннями геометричних розмірів відображають структур середовища і довжини ультразвукової хвилі.

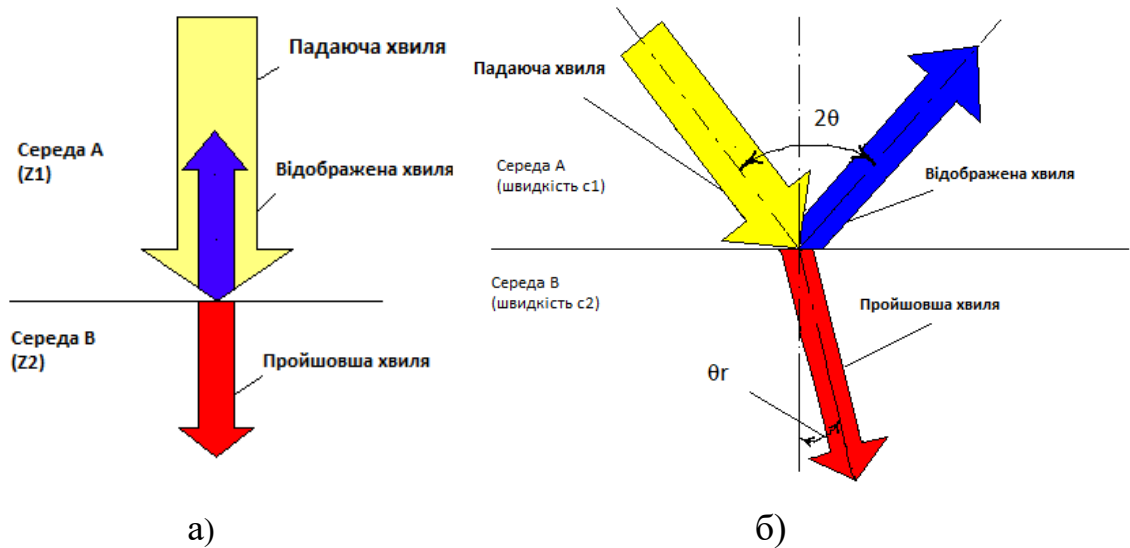


Рис.1.1. Заломлення і віддзеркалення ультразвуку на межі двох середовищ з різним акустичним опором

При нормальному падінні плоскої ультразвукової хвилі на межу розділу середовищ з питомими акустичними Імпеданс  $z_1$  і  $z_2$  (рис.1.1) коефіцієнт відображення по амплітуді, т. Е. Ставлення амплітуди тиску або швидкості коливань відбитої ультразвукової хвилі до відповідних величинам, що характеризує падаючу хвилю, визначається виразом

$$K = \left| \frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1} \right| \quad (1.3)$$

Тут  $z_2$  і  $z_1$  - акустичні опору межують середовищ, знак модуля ( $| \ |$ ) показує, що береться абсолютна величина (завжди позитивна) обчисленого відносини.

Ця формула дозволяє дуже наочно проілюструвати характер формування відбитих сигналів на кордоні середовищ і пояснити особливості і

обмеження, властиві ультразвуковим методам досліджень.

У табл. 1.2 представлені абсолютні значення коефіцієнтів відбиття ультразвукових хвиль по амплітуді на кордонах біологічних середовищ. Значення обчислені на основі вищенаведеної формули в припущенні, що падаюча ультразвукова хвиля поширюється перпендикулярно плоскій границі середовищ. Дане припущення на практиці майже ніколи не виконується, але дозволяє проілюструвати основні закономірності відображення.

З табл. 1.2 випливає, що для м'яких тканин коефіцієнт відображення по амплітуді не перевищує 10%, знижуючись іноді до нуля, якщо є сусідами тканини не відрізняються по акустичному опору. В останньому випадку їх межа не може бути виявлена ( $K_{\text{відобр}} = 0$ ).

Таблиця 1.2 Коефіцієнт відображення ультразвукових хвиль на кордонах біологічних середовищ

Межа середовищ	$K_{\text{відобр}}$ , %
Кров-мозок	0.3
Кров-м'яз	1.5
Кров-нирка	2.1
Кров-печінку	2.7
Кров-жир	7.9
Печінка-камені печінки	0-17.0
М'яз-жир	10.0
М'яз-кістка	64.0



Мозок-кістка черепа	66.0
Вода-м'які тканини	2.9-6.6
Вода-кістка черепа	68.4
Вода-мозок	3.2
Повітря-м'які тканини	99.95

Через досить низькі рівні відображення на межах різних біологічних середовищ велика частина ультразвукової енергії проходить через розділи цих середовищ, і це дозволяє візуалізувати внутрішні структури, що знаходяться на різній глибині.

Сильне відображення ультразвукових коливань від кордонів розділу м'яка тканина - повітря або м'яка тканина - кістка обмежує застосування ультразвукової ехоскопії для дослідження легенів, кишково-шлункового тракту, головного мозку і деяких інших органів.

При похилому падінні плоскої ультразвукової хвилі на межу розділу середовищ кут відображення не залежить від акустичних імпедансів середовищ і дорівнює куту падіння  $\theta$  (рис. 1.1, б). Кут проходження ультразвуку  $\alpha_n$  залежить від відношення швидкостей ультразвуку у дотичних середовищах:

$$\sin \theta_n = \left( \frac{c_2}{c_1} \right) \sin \theta , \quad (1.4)$$

де  $c_2, c_1$  швидкості ультразвуку в цих середовищах.

У біологічних середовищах, де зміни швидкості ультразвуку незначні, кут проходження практично збігається з кутом падіння ультразвукової хвилі, що і використовується для формування ехозображень. Слід також зазначити, що для формування ехоізоображень в основному використовуються тільки нормально відображені і назад розсіяні акустичні сигнали, напрям поширення яких назад руху падаючої хвилі. Амплітуда цих ехосигналів визначається відношенням акустичних імпедансів межують середовищ, а також формою і

розмірами відображають структурних неоднорідностей. Можна виділити три типи відбивачів, які визначаються співвідношенням їх розмірів з довжиною зондуючого ультразвукової хвилі. До першого типу відносяться поодинокі відбивачі, розміри яких значно менше довжини хвилі. Такі структури відображають ультразвукові хвилі відповідно до релеєвської теорією дифузного розсіяння. При цьому коефіцієнт відображення (зворотного розсіювання) залежить від відношення діаметру відбивача до довжини хвиль в четвертого ступеня і має широке кутовий просторовий розподіл. Амплітуда ехосигналів від дифузних відбивачів, як правило, досить незначна. Коли розміри відображають структур стають порівнянними з довжиною ультразвукової хвилі, залежність коефіцієнта відбиття від відношення діаметру відбивача до довжини хвилі стає квадратичною, амплітуда луна-сигналів від таких відбивачів дещо підвищується, однак кутова ширина відображення залишається великий. І, нарешті, коли розміри поверхні, що відбиває значно перевищують довжину ультразвукової хвилі, відображення має значну спрямованістю і залежить не тільки від співвідношення акустичних імпедансів на розділі середовищ, але і від просторової орієнтації відбиває кордону. При цьому коефіцієнт відображення стає незалежною від частоти. Подібні плоскі відбивачі називаються дзеркальними. Амплітуда ехосигналів, отриманих від дзеркальних відбивачів, розташованих нормально падаючій хвилі, значно перевищує амплітуду дифузних відображень.

У реальних біологічних середовищах зазвичай спостерігається поєднання всіх зазначених типів відбивачів. Наприклад, протяжні кордону органів і тканин, поверхні судин, порожнин переважно відносяться до дзеркальних відбивачам, що відрізняються один від одного силою відображення в залежності від шорсткості поверхні. Внутрішні структури органів і тканин відносяться до дифузним відбивачам першого і другого типів.

Глибина проникання, а також якість формованих луна-зображень

істотно залежить від загасання ультразвукових хвиль при їх поширенні в досліджуваному середовищі.

Основними причинами загасання ультразвукових хвиль є розбіжність ультразвукового променя, розсіювання і поглинання цих хвиль. Зі збільшенням відстані  $r$  через розбіжності ультразвукового променя збільшується хвильова поверхня, і в той же час зменшується енергія, відповідна одиниці площі цієї поверхні, т. Е. Інтенсивність ультразвуку. Для сферичних хвиль тиск зменшується обернено пропорційно  $r^2$ , для циліндричних хвиль - обернено пропорційно  $r$ . Розсіювання ультразвуку, як було зазначено вище, відбувається на неоднорідностях середовища, розміри яких порівнянні з довжиною хвилі. Загасання через розсіювання визначається геометричними розмірами, фізичними властивостями і щільністю просторового розподілу цих неоднорідностей. Поглинання ультразвуку в різних середовищах може бути зумовлене різними факторами: в'язкістю і теплопровідністю, тепловими коливаннями кристалічних решіток і т. Д. В залежності від відстані (глибини) амплітуда тиску ультразвукової хвилі через розсіювання і поглинання зменшується за експоненціальним законом, т. Е.

$$p = p_0 \cdot e^{-\alpha x} \quad (1.5)$$

де  $x$  - відстань, пройдена ультразвуковою хвилею,  $p_0$  - початкова амплітуда тиску (при  $x = 0$ ),  $p$  - амплітуда тиску на відстані  $x$ ,  $\alpha$  - коефіцієнт загасання.

У загальному випадку  $\alpha = \alpha_p + \alpha_n$ , де  $\alpha_p$ ,  $\alpha_n$  - коефіцієнти загасання, відповідно розсіювання і поглинання ультразвуку.

Частотна залежність коефіцієнта поглинання ультразвуку в кістковій і м'яких біологічних тканинах різна. Встановлено, що в біологічних тканинах залежність коефіцієнта поглинання від частоти ступенева  $f_m$ , де  $1 \leq m \leq 2$ . Для більшості м'яких тканин внутрішніх органів показник ступеня

$m \approx 1,2$ , а для кісткової тканини  $m \approx 2$ . На значення поглинання ультразвукових хвиль в анатомічних структурах впливає також функціональний стан органів (стану скорочення або розтягування, збудження або пригнічення) і зовнішні умови (температура, тиск, вологість і т. д.).

Розсіювання ультразвуку в неоднорідних середовищах визначається двома основними факторами: пружною анізотропією і наявністю зважених часток (розсіяних включень), порівнянних з довжиною хвилі.

Розсіювання ультразвуку в біологічних середовищах у великій мірі визначається їх структурою і гістологічними властивостями, причому основний внесок в ступінь розсіювання ультразвукових хвиль в біологічних середовищах вносить акустична гетерогенність біосередовищ на мікроструктурному рівні. Існує також певна залежність між величиною загасання ультразвукової енергії в м'яких біологічних тканинах і макроструктурою останніх. У тканинних структурах, що володіють складною клітинної архітектонікою (текстурою), подібних тканин нирок, ультразвукові хвилі затухають в значно більшому ступені, ніж в тканинах з менш складною клітинної організацією (жирова тканина, печінка). Мабуть, ці відмінності виникають в основному за рахунок зміни коефіцієнта розсіювання ультразвукових хвиль, який в тканинах складної текстури великий. З цієї причини в упругоізотропних тканинах, наприклад печінки, розсіювання не відіграє суттєвої ролі і загасання ультразвукових хвиль в основному визначається поглинанням. Тому для тканини здорової печінки можна наближено вважати  $\alpha \approx \alpha_p$ . Однак, при патологічних змінах, наприклад при циррозних ущільненнях, коефіцієнт  $\alpha_p$  становиться істотним і його значення може служити діагностичним ознакою захворювання.

Коефіцієнт загасання ультразвукових хвиль при фіксованій частоті зазвичай виражається в логарифмічних одиницях - децибелах або Непером

на одиницю відстані. У табл. 1.3 наведені середні значення коефіцієнта загасання ультразвуку в біологічних середовищах на частоті 1МГц.

Таблиця 1.3 Коефіцієнт загасання ультразвуку в біологічних середовищах

Тканина	$\alpha$ , дБ/см
Сироватка	0.03
Кров	0.09
Жирова Тканина	0.6
Мозок	0.9
Печінка	1.0
Стінки Прямої Кишки	1.2
М'язи	0.7-1.4
Серцева М'яз	2.0
Нирка	2.5
Шкіра	3.5
Кістка	Більше 8.0
Тканина Легкого	30.0

Для біологічних середовищ важливим параметром акустичних хвиль є також гранична допустима інтенсивність ультразвуку, при якій не виявляються які пошкоджують біоефектов. Численними дослідженнями встановлено, що безпечними для біологічних об'єктів є середня інтенсивність ультразвуку менш  $0.1 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$  і енергія опромінення, що не перевищує  $50 \text{ Дж} \cdot \text{см}^{-2}$ .

### 1.5 Сучасні динамічні ультразвукові сканери

У 1990 році в Москві відбулася виставка «Охорона здоров'я - 90», на якій було представлено 60 приладів ультразвукової діагностики 22 фірм. Характеристики цих приладів і деякі тенденції їх розвитку дані в статті [9]. У більшій частині, де вони збігаються з нашим аналізом функціональної структури сканерів, вони викладені нижче.

Ультразвукова діагностична апаратура, призначена для отримання акустичних зображень внутрішніх структур організму, займає провідне місце в сучасній медичній діагностичній техніці.

За функціональним призначенням ультразвукову апаратуру можна розділити на дві основні групи: прилади універсального типу і спеціалізовані прилади. Більшість відомих приладів відноситься до універсального типу. До спеціалізованих відносяться прилади для серцево-судинної діагностики, прилади для застосування в офтальмології, прилади для обстеження молочних залоз, імерсійним томографи.

Основні види сканування - секторний, лінійне, опукле.

Способи сканування - механічний (роторного або капає типу); електронний.

Типи вживаних зондів розрізняються залежно від виду і способу сканування, призначення та області медичного застосування, а також робочої частоти ультразвукового сигналу.

Відповідно до призначення можна назвати наступні типи зондів: зовнішні, дуплексні (дозволяють отримувати одночасно двомірне акустичне зображення та інформацію про швидкостях кровотоку в перетинах судин і серця в площині зображення), доплеровские, внутріопераційні, офтальмологічні, внутрішньопорожнинні (ректальні, вагінальні, трансуректальні і езофагеальні (стравоходу) зонди).

Частота кадрів становить, майже для всіх типів зондів не менше 16 Гц і в залежності від глибини зондування досягає 30-50 Гц.

Робочі частоти ультразвуку можуть змінюватися від 2 до 15 МГц. Найбільш часто використовувані номінали частот: 3,5; 5.0 і 7.5 МГц. Відповідні цим частотам діапазони глибин наведені в таблиці 1.4.

Таблиця 1.4 Застосовувані частоти і відповідні їм діапазони глибин

Частота, МГц	Діапазон глибин, мм	Поздовжня роздільна здатність, мм
3.5	180 – 240	0.6 – 1.2
5	100 – 120	0.4 – 0.9
7.5	50 - 60	0.3 – 0.7

У кращих зарубіжних приладах поперечна роздільна здатність збігається з поздовжньою, але вона істотно залежить від глибини.

Для поліпшення якості зображення застосовуються такі способи:

1. Динамічна фокусування на прийом по глибині;
2. Зміна апертури пьезопреобразователя і смуги прийому з урахуванням глибини;
3. Перемикання зони фокуса в режимі випромінювання;
4. Управління рівнем потужності випромінюваного імпульсу;
5. Зміна масштабу зображення;
6. Незалежне регулювання посилення для компенсації загасання в окремих інтервалах по глибині;
7. Аналогові і Постпроцессорние зміна кривої амплітудою характеристики приймального тракту;
8. Підкреслення контурів зображення і віднімання згладженого рівня шумів;
9. Підсумовування ряду послідовних зображень з метою зменшення перешкод і шумів;

У приладах високого рівня число зон динамічної фокусування 5-7 і більше, в інших приладах 2-3 зони або динамічна фокусування зовсім відсутній. Число зон регулювання посилення по глибині в кращих приладах складає 6-8, в простих приладах - 2.

Істотно впливають на якість зображення параметри пристроїв цифрової обробки приладу. Обсяг пам'яті для одного кадру зображення становить в більшості випадків не менше 512x512 елементів при 5-8 розрядах, в простих приладах може використовуватися обсяг пам'яті 256x256 елементів при 4-5

розрядах. У складних приладах в ряді випадків практично весь приймальний тракт реалізується у вигляді цифрового пристрою. У простих приладах застосовується мікропроцесорні контролери на базі однокристальної мікро-ЕОМ, що виконують обмежені завдання управління процесом отримання зображення. У приладах середнього застосовуються універсальні 8 - або 16 - розрядні процесори (можливість вибору режиму роботи, розрахункові програми, графічні функції). Більш досконалі прилади оснащені мультипроцесорними системами з високопродуктивним центральним процесором для виконання певних завдань.

Практично всі прилади допускають підключення додаткових моніторів для відображення одержуваної інформації в більшому масштабі.

Як засоби реєстрації ультразвукових зображень використовуються поляроїдні камери, відеопринтери, що використовують термобумагу, і відеомагнітофон.

Обсяг закупівель зарубіжних приладів не зменшується, що зумовлено насамперед відсутністю вітчизняної техніки аналогічної якості. Тільки один прилад ЕТС-ЕЛ-01 (Вільнюський завод радіовимірювальних приладів) - є сканующим приладом, решта ж відносяться до більш простим одновимірним приладів. Зарубіжними фірмами одномірні прилади в даний час майже не випускаються.

Незважаючи на зростаюче використання в ультразвукової діагностики електронних способів сканування, зонди з механічним секторним скануванням дотепер широко застосовуються в приладах таких фірм, як «Siemens» (ФРН), «Kretz» (Австрія), «Brüel and Kjaer» (Данія), «Kontron instruments» (Франція), «Hewlett Packard» (США), «ATL» (США), «Interspec» (США), «Diasonics» (США), «ESAOTE« Biomedica »» (Італія), «Ausonics» (Австралія). В основному це зонди, в яких ультразвукової перетворювач виконаний у вигляді кільцевої решітки, що дозволяє застосовувати динамічне фокусування на прийом в режимі реального часу.



Провідні японські фірми «Aloka», «Toshiba», «Hitachi», «Shimadzu», а також фірма «General Electric» (США) традиційно використовують в цих приладах зонди з електронним скануванням: лінійні, опуклі, секторні. Багато з провідних фірм ( «Kontron Instruments», «ATL», «Kretz», «Siemens») випускають моделі з зондами, які використовують механічне секторний і електронне сканування.

Висока якість зображення забезпечують прилади з електронним скануванням RT - 4000 і RT - 6800 фірми "General Electric", а також прилади "Apogee" фірми "Interspec" (США) і SPA - 1000 фірми "Diasonics" (США).

Прилади фірм «Siemens» (ФРН), «Kretz» (Австрія), «Brüel and Kjaer» (Данія), «Kontron instruments» (Франція), в яких використовуються зонди з механічним скануванням, мають високі характеристики, але трохи нижче, ніж названі вище прилади.

Практично таку ж якість зображення забезпечують прилади з електронним скануванням японських фірм "Aloka" і "Shumadzu". Наближаються до них за якістю зображення прилади фірм "ESAOTE Biomedica" (Італія), "Fukuda" (Японія). Особливо слід виділити переносний сканер "Aloka - 500" з електронним скануванням.

## **1.5 Висновки до розділу 1**

Було розглянуто актуальні норми безпеки для медичних електричних приладів та електричних приладів, виходячи з нормативних актів ДСТУ EN 60601-2-5:2019 та ДСТУ EN 60601-2-37:2019. Додаткові вимоги щодо безпеки та основних робочих характеристик ультразвукового медичного обладнання для діагностики та контролю) та ДСТУ 3798.

У розділі вище представлені числові значення норм інтенсивності, механічного індексу, теплового індексу та показники, що обумовлені нормами електробезпеки для ультразвукових діагностичних приладів.

1. Застосування ультразвукових скануючих приладів є одним з основних напрямків інструментального забезпечення медичної діагностики в передових країнах.

2. Кількість відносних моделей з малими функціональними можливостями зменшується.

3. Йде розвиток сучасних приладів з кольоровим відображенням доплеровської інформації.

4. Зростає кількість типів застосовуваних зондів.

5. Положення з розробкою і виробництвом вітчизняної ультразвукової діагностичної апаратури незадовільно і вимагає різкого підвищення рівня розробки, а також пошуку нових конструктивних і технологічних рішень.

## РОЗДІЛ 2

### ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ НА РОЗРОБКУ ПРОДУКЦІЇ

#### 2.1. Призначення і область застосування розробленого ультразвукового електронного сканера

Розроблюваний прилад призначений для ультразвукової діагностики внутрішніх хвороб (печінки, нирок, підшлункової залози та ін.) При обстеженнях в багатопрофільних і спеціалізованих медичних установах. Розгляд всієї черевної порожнини виходить за рамки дипломного проекту, тому виберемо об'єкт спостереження - жовчний міхур.

Дамо опис об'єкта спостереження.

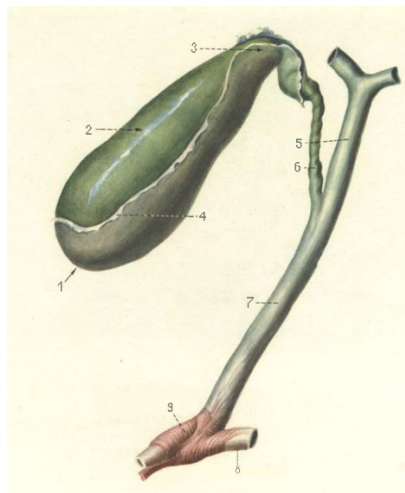


Рис. 2.1. Жовчний міхур і жовчні протоки

1 - дно, 2 - тіло, 3 - шийка, 4 - серозна оболонка, 5 - загальний печінковий протік, 6 - міхуровопротока, 7 - загальний жовчний протік, 8 - протока підшлункової залози, 9 - сжімачель печінково-шлункової ампули

Жовчний міхур являє собою резервуар для вироблюваної в печінці жовчі. Він має подовжену форму з одним широким, іншим вузьким кінцем,

причому ширина міхура від дна до шийки зменшується поступово. Довжина жовчного міхура коливається від 8 до 14 см, ширина - 3-5 см, ємність його досягає 40-70 см<sup>3</sup>. Він має темно-зелене забарвлення і відносно тонку стінку.

У жовчному міхурі розрізняють дно, саму дистальну і широку його частину, тіло - середню частину і шийку - периферичну вузьку частину, від якої відходить міхуровопротока, повідомляє міхур із загальним жовчним протокою.

Жовчний міхур лежить на вісцеральній поверхні печінки в ямці жовчного міхура, яка відділяє передній відділ правої частки від квадратної. Дно його направлено вперед до нижнього краю печінки в місці, де розташована однойменна вирізка, і виступає з-під неї. Шийка спрямована в бік воріт печінки і залягає разом з протоки міхура в дупликатуре печінково-дванадцятипалої зв'язки. На місці переходу тіла жовчного міхура в його шийку зазвичай утворюється вигин, тому шийка виявляється лежить до тіла під кутом.

Жовчний міхур розташований мезоперитонеально: перебуваючи в ямці жовчного міхура, він прилягає до неї своєю верхньою, позбавленою очеревини поверхнею і з'єднується за допомогою пухкої клітковини з волокнистою оболонкою печінки. Вільна його поверхня, звернена вниз, в порожнину живота, покрита серозним листком вісцеральної очеревини, що перейшла на міхур з прилеглих ділянок печінки. У деяких випадках жовчний міхур може лежати інтраперитонеально і навіть мати брижі. Зазвичай виступає з вирізки печінки дно міхура покрито очеревиною з усіх боків.

Стінка жовчного міхура складається з трьох шарів (за винятком верхньої внебрюшинніе стінки): серозної, м'язової і слизової оболонок. Під очеревиною стеку міхура покриває тонкий пухкий шар сполучної тканини - подсерозної основа жовчного міхура. На поза черевні поверхні вона розвинена сильніше.

М'язова оболонка жовчного міхура утворена одним круговим шаром гладких м'язів, серед яких є також пучки поздовжньо і косо розташованих

волокон. М'язовий шар слабше виражений в області дна і сильніше - в області шийки, де він безпосередньо переходить в м'язовий шар протоки.

Слизова оболонка жовчного міхура тонка і має протягом тіла і шийки підслизову основу жовчного міхура. Слизова оболонка утворює численні дрібні складки, які надають їй вид сітки. В області шийки слизова оболонка утворює кілька йдуть одна за одною, розташованих косо спіральних складок. Ці спіральні складки є також в протоки міхура. Слизова оболонка жовчного міхура вистелена однорядним циліндричним епітелієм. В області шийки в підслизовій основі є залози.

Кровопостачання жовчного міхура здійснюється від міхурово артерії, гілки печінкової артерії.

## **2.2. Медико-технічні вимоги**

### **2.2.1. Склад продукції**

Діагностичний прилад складається з блоку живлення, блоку управління, перетворювального блоку, індикатора і УЗП.

### **2.2.2. Показники призначення:**

- Потужність, споживана приладом від мережі при номінальній напрузі 250 Вт;
- Чутливість регулюється в межах 3-5 мкВ / па;
- Глибина зондування від 10 до 180 мм;
- Робоча частота 3.5 МГц;
- "Мертва" зона приладу не більше 0.5 мм;
- Поздовжня роздільна здатність 1.5 мм;
- Поперечна роздільна здатність 1.5 мм;
- Інтенсивність 50 мВт / см<sup>2</sup>;

- Тривалість зондуючого імпульсу 0.65 мкс;
- Динамічний діапазон сигналів не менше 80 дБ;
- Смуга пропускання приблизно 1.5 МГц;
- Інформація у вигляді растрової картинки на моніторі;

### **2.2.3. Умови експлуатації робочі:**

- Температура навколишнього середовища від 10 до 35 ° С;
- Відносна вологість повітря до 28% при температурі 25 ° С.

Граничні умови транспортування?

- Температура навколишнього середовища від -50 до + 50 ° С;
- Відносна вологість повітря 100% при температурі 25 ° С.

Граничні умови зберігання:

- Температура навколишнього середовища від -50 до + 40 ° С;
- Відносна вологість повітря до 98% при температурі 25 ° С.

Безпека: відповідає стандарту IEC601-1 "Медичне електрообладнання" (EN60601-1), UL2601, CSAC22.2N601.1.

Електромагнітна сумісність: відповідає вимогам для пристроїв А класу IEC601-1-2 (EN60601-1-2).

### **2.3. Висновок до розділу 2**

У розділі представлено технічне завдання та характеристики розроблюваного пристрою. Вказані нормативні величини температур неормальні для використання приладу та показники, що потрібно брати до уваги під час вимірювання. Особливості та основна ціль розробки.

## РОЗДІЛ 3

### ШИРОКОСМУГОВИЙ П'ЄЗОПЕРЕТВОРЮВАЧ

#### 3.1 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 виробках 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 та 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.

#### **3.4. 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'єзопластини 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.

### **3.1.1 Використання коригуючих 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 корегуючі 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 коригуючих електричних кіл значно більше, ніж при

механічному чи електричному демпфуванні. АЧХ, отримані шляхом коригуючих 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.

### **3.1.2 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.

Методам граничних можливостей розширення смуги пропускання присвячено велику кількість робіт. Наприклад, слід відзначити роботу [37], 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 [10, 11].

Для розширення смуги пропускання авторами [38] запропонована система (рис. 3.1), для застосування в режимі випромінення.

Представлена система (рисунок 3.1) 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.  $U_G$  та внутрішнім опором  $R_G$  під'єданого до п'єзоелемента через  $N$ -ланковий пасивний електричний чотириполюсник. Акустичне навантаження задано хвильовим опором  $Z_m$ , а п'єзоелемент – хвильовим опором  $Z_j$  [36].

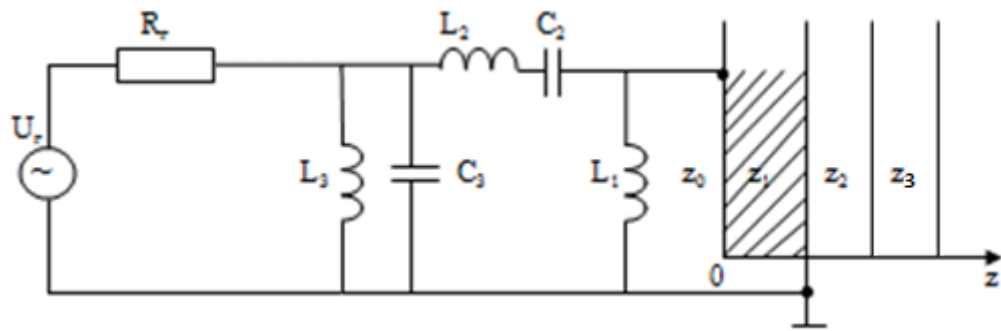
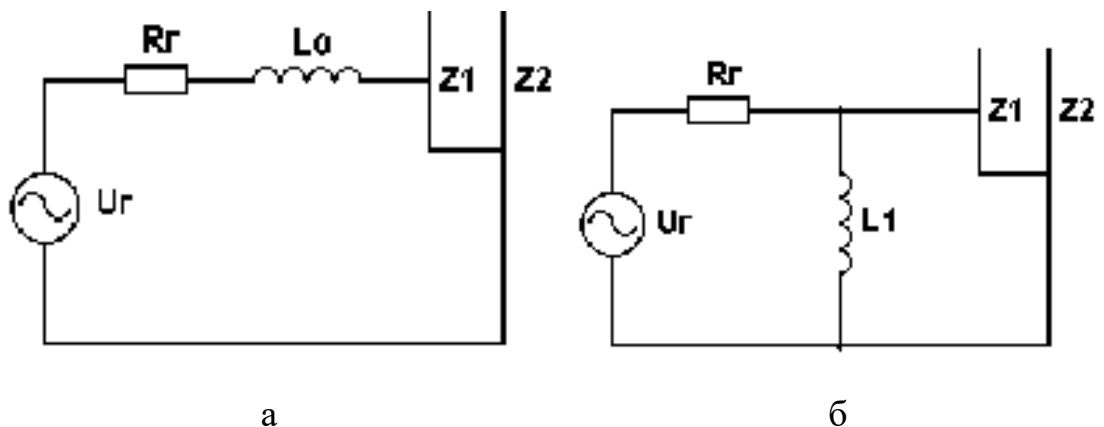


Рис. 3.1 Схема для розширення смуги пропускання

### 3.2 Аналіз варіантів побудови широкосмугової системи

#### 3.2.1 Акустична система без узгоджувальних шарів, електрично навантажена на індуктивність

Рис. 3.1.а,б Варіанти розташування: а) Послідовно з  $C_0$  з'єднана індуктивність  $L_0$ ; б) Паралельно до  $C_0$  приєднана індуктивність  $L_1$ .

Еквівалентна схема системи являє собою послідовні і паралельні з генератором напруги зв'язані контури. Як відомо з теорії кіл, коефіцієнт зв'язку контурів дорівнює:

$$K_{св} = \frac{1}{\sqrt{\frac{C_0}{C_d} + 1}} = \frac{2\sqrt{2\beta}}{\pi} \approx 0.9\sqrt{\beta}. \quad (3.1)$$

Власна частота п'єзоелемента (еквівалентного складного контуру) у відсутності навантаження дорівнює  $f_0$ , частоту електричного контуру

вибираємо в разі: а) рівною  $f_0$ , а у випадку б) рівною  $f_1$ , так що  $L_0 = \frac{1}{\omega_0^2 C_0}, L_1 = \frac{1}{\omega_1^2 C_0}$ . Електричні добротності контуру дорівнюють а)  $Q_s = \frac{1}{\omega_0 C_0 R_r}$ , б)  $Q_s = \omega_0 C_0 R_r$ , так як  $\omega_1 \approx \omega_0$ . Акустична добротність п'єзопластини без шарів, навантажена на воду, і добротність системи пов'язаних контурів рівні:

$$Q_a = \frac{\pi z_1}{2z_m}; \quad \text{а) } Q_{cs} = \sqrt{Q_s Q_a}, \quad \text{б) } Q_{cs} = \frac{Q_s}{1 + \frac{Q_s}{Q_a}} \quad (3.2)$$

АЧХ симетрична відносно  $f_0$  або  $f_1$  і стає двогорбою, якщо фактор зв'язку:

$$A = k_{cs} Q_{cs} > 1. \quad (3.3)$$

З рівняння  $A=1$  отримуємо:

$$Q_{cs} = \frac{1}{k_{cs}} \approx \frac{1.1}{\sqrt{\beta}}. \quad (3.4)$$

При цьому відносна смуга частот системи дорівнює

$$\frac{\Delta f}{f_0} \approx 1.3\sqrt{\beta}. \quad (3.5)$$

### 3.2.2 Одношарова акустична система, електрично навантажена послідовно з'єднаною індуктивністю.

Як у випадку 3.1а) (рис. 3.2); відносна хвильова товщина шару на частоті  $f_0$   $n_2=0.25$  (четвертьхвильовий).

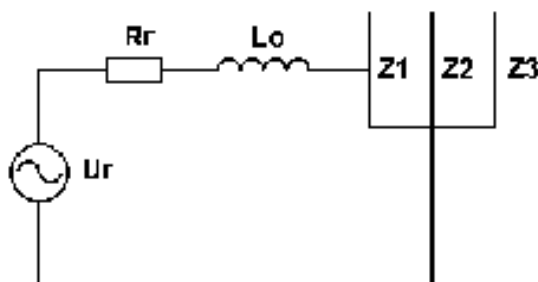


Рис.3.2. Схема розташування

Оптимізуючим параметром є хвильовий опір шару, віднесений до хвильового опору п'єзопластини,  $\alpha_{21} = \frac{z_2}{z_1}$  і  $Q_3$ .

$$Q_a = \frac{\pi}{2} \left( \frac{z_1}{z_2} \right)^2 \frac{z_3}{z_1}, \quad (3.6)$$

де  $z_3$  - питомий акустичний імпеданс узгоджувального шару.

Приймаючи, у відповідності з теорією пов'язаних контурів,  $Q_3 = Q_a = Q_{opt}$  і використовуючи (3.4) отримуємо:

$$\alpha_{21} = \sqrt{\frac{z_3}{z_1} \sqrt{2\beta}}. \quad (3.7)$$

Для п'єзокераміки ЦТС-19 і  $\frac{z_3}{z_4} = 0.5$  приведена АЧХ (крива 1) на рисунку 3.3, яка являється одногорбою і  $\Pi_u = 1$ . На кривій 2 отримана АЧХ моделі біноміального трансформатора [17], яка забезпечує найгіршу АЧХ.

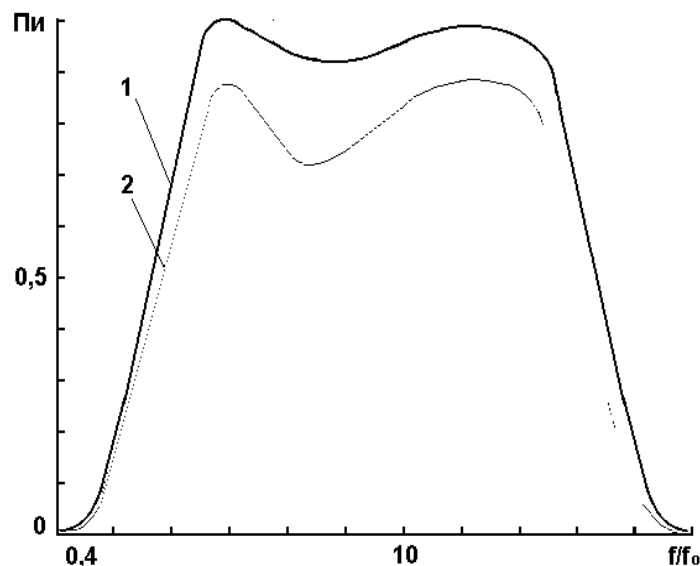


Рис. 3.3. Приклад АЧХ п'єзокераміки

**3.2.3 Одношарова акустична система, електрично навантажена паралельно приєднаній індуктивності.**

Як у випадку 3.1б) (рис. 3.4).

Ідея методу розширення смуги частот, яка визначається (3.5), полягає в тому, що резонансну частоту чвертьволнового узгоджувального шару, розташувати вище межі зазначеної смуги.

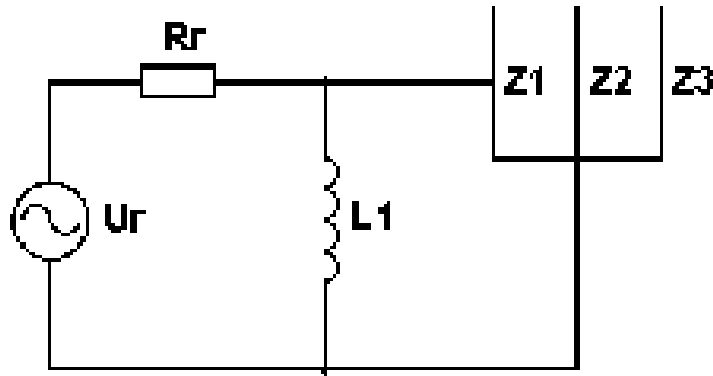


Рис. 3.4. Схема розташування.

Відповідно до теорії пов'язаних контурів, парціальні частоти  $f_{1n}$  і  $f_{2n}$  власні частоти при  $Q=\infty$  визначаються за формулою:

$$f_{1,11}^2 = \frac{1}{2} \left( f_{1n}^2 + f_{2n}^2 \pm \sqrt{f_{1n}^2 - f_{2n}^2 + 4k_{ce}^2 f_{1n}^2 f_{2n}^2} \right).$$

Підставляючи сюди  $f_{1n} = f_{2n} = f_0$  або  $f_{1n} = f_0 \sqrt{1 - k_{cu}^2}$ ,  $f_{2n} = f_0$  отримаємо:

$$\text{а) } f_{1,11} = f_0 \sqrt{1 \pm k_{cu}^2}, \quad \text{б) } f_{1,11} \approx f_0 \sqrt{1 - 0.5k_{cu}^2 \pm k_{ce}} \quad (3.8)$$

при  $k_{ce} \ll 1.2$ . Виберемо частоту шару симетричною до  $f_{11}$  по відношенню до  $f_0$ , тобто:

$$f_{cn}/f_0 = 2 - \frac{f_{11}}{f_0} = 2 - \sqrt{1 - 0.5k_{ce}^2 - k_{ce}} \quad (3.9)$$

На частоті  $f_{cn}$  динамічний опір дорівнює:

$$R_{д} = \frac{\pi}{4\beta} \frac{1}{\omega_0 C_0} \frac{z_2^2}{z_3 z_1}, \quad (3.10)$$

і зменшується в обидві сторони, притому тим крутіше, чим більше відношення  $z_2/z_3$ . Будемо вважати, що на частотах  $f < f_l$  впливом шару на опір

випромінювання можна знехтувати і врахуємо, що  $Q_a > Q_{onm} = \frac{1.1}{\sqrt{\beta}}$ . Отже, відповідно до (3.3):

$$Q_s \approx \frac{Q_{onm}}{1 - \frac{Q_{onm}}{Q_a}} \approx Q_{onm}. \quad (3.11)$$

Далі, на частоті  $f_{cl}$ :

$$P_{II} = 0.51^2 R_d \frac{U_{\Gamma}^2}{8R_{\Gamma}}. \quad (3.12)$$

Розглядаючи еквівалентну схему системи на цій частоті і підставляючи в (3.12) значення  $L_1, R_s, R_2 = \frac{Q_s}{\omega_0 C_0}$ , отримаємо  $P_{II} = \frac{0.8z_3 z_1}{z_2^2}$ .

Для перевірки оптимальності визначення товщини шару розраховувалися АЧХ для товщин (0.18; 0.16; 0.2) на 10% більших і менших від оптимальної (рис. 3.5) відповідні АЧХ позначені числами 1 (2 – для другого  $L1$ ), 3, 4. Оптимальна ширина смуги становить  $\cong 0.5$ .

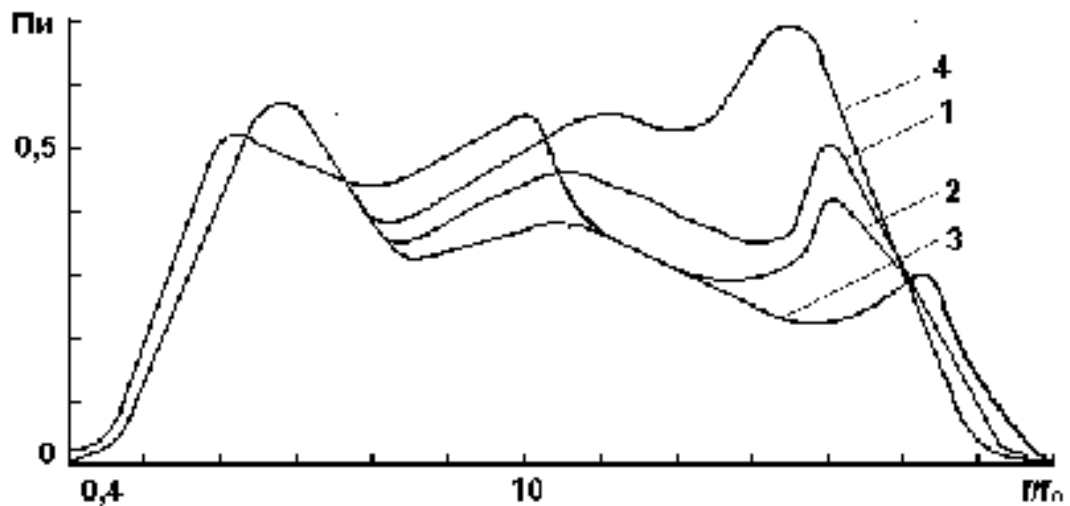


Рис. 3.5. Графік АЧХ для різних товщин.



### 3.2.4 Двошарова акустична система, електрично навантажена послідовно з'єднаної індуктивністю.

Випадок 3.1а) (малюнок 3.6).

В цьому випадку:

$$R_D = \frac{\pi}{4\beta} \frac{1}{\omega_0 C_0} \frac{z_4}{z_1} \left( \frac{z_2}{z_3} \right)^2. \quad (3.13)$$

На відміну від випадку з одним шаром, одне і теж значення  $R_D$  можна отримати при нескінченному ряді пар значень  $z_2$  і  $z_3$ . Оптимальним для пов'язаних контурів є відношення:

$$\frac{z_2}{z_3} = \sqrt{\frac{z_1}{z_4}} \sqrt{2\beta}. \quad (3.14)$$

Воно, як видно, пропорційно кореню квадратному з коефіцієнта електромеханічного зв'язку.

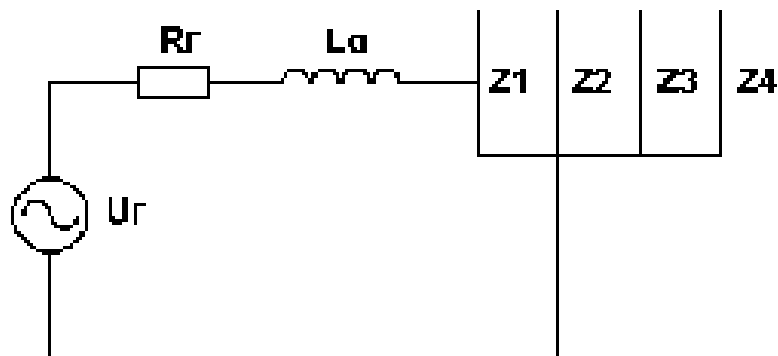


Рис. 3.6. Схема розташування елементів зі збільшенням кількості шарів

З іншого боку, можна розглядати акустичне узгодження, яке не залежить від узгоджуваних. В [17] в якості узгоджуваної системи, що забезпечує максимально широку смугу пропускання, розглядався біномінальної трансформатор. У ньому імпеданси  $n$ -го і  $(n+1)$ -го шарів пов'язані з імпедансом узгоджуваних середовищ співвідношенням:

$$\ln\left(\frac{z_{n+1}}{z_n}\right) = 2^{-N} C_n^N \ln\left(\frac{z_{cp2}}{z_{cp1}}\right), \quad (3.15)$$

де  $N$  - число шарів, а  $C_n^N = \frac{N!}{n!(N-n)!}$  - біноміальний коефіцієнт. При цьому автори використовували еквівалентну схему у вигляді шестиполюсника, в якій електричний джерело розташоване в центрі п'єзоелемента, так що передня його частина є додатковим чвертьхвильовим (на частоті  $f_0$ ) узгоджуваним шаром, завдяки чому, на думку авторів, забезпечується більш широкосмугове узгодження внаслідок великої кількості шарів. В цьому випадку  $z_{cp1} = z_1$ , а  $z_{cp2} = z_m$  (де  $z_m = z_4$ ), а відносний імпеданс навантаження на поверхні перетворювача  $\frac{z_{нов}}{z_1} < 1$ .

Застосувавши формулу (3.15) можна показати (рис. 3.7), що найбільш плоска АЧХ виходить при  $Q_э = Q_a$  (крива 1) і при  $Q_э=5$ ;  $\Pi_{u\ max} = 1$ , і при порівняння оптимальних АЧХ для одного і двох чвертьхвильових на частоті  $f_0$  шарів показує, що вони практично співпадають.

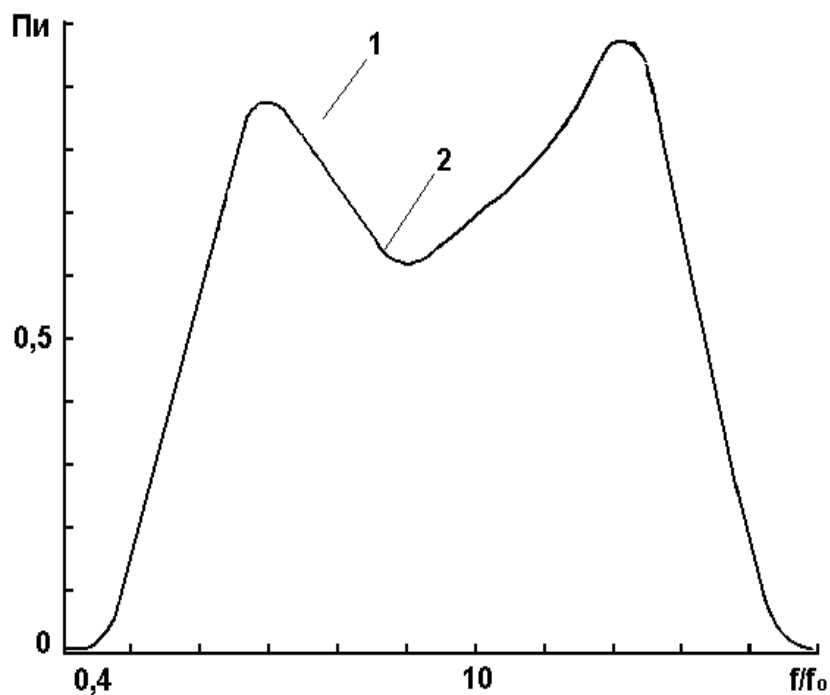


Рис. 3.7. Оптимальна АЧХ

### 3.2.5 Двошарова акустична система, електрично навантажена паралельною індуктивністю.

Утворює з  $C_0$  резонансний контур на частоті  $f_1/2$  (рис. 3.8).

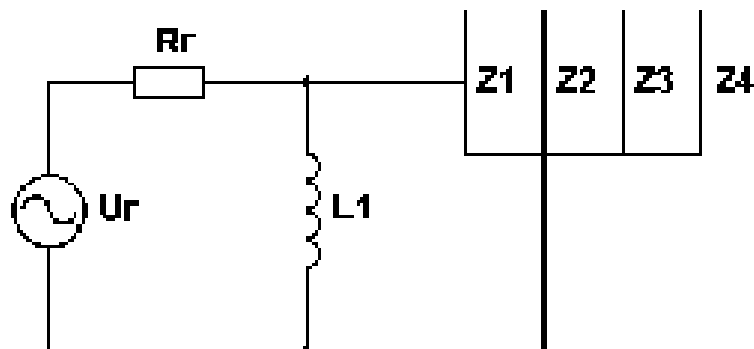


Рис. 3.8. Схема навантажена паралельною індуктивністю.

Резонансні частоти шарів вибираються поблизу частоти  $f_1$ , акустичні імпеданси - близькими до даних за формулою (3.15) для  $z_4/z_1$ . При виборі частоти резонансу паралельного контуру рівний  $f_1/2$  на цій частоті шари виявляються півхвильовими і не змінюють активної складової акустичного імпедансу навантаження  $z_4$ , а отже, і  $Q_a = \frac{\pi z_1}{2 z_4}$ . Щоб ширина смуги

пропускання самого контуру становила  $\frac{2\Delta f}{f_1}$  потрібно щоб  $Q = \frac{Q_{\text{эк}}}{1 + \frac{Q_{\text{эк}}}{Q_a}} \approx Q_{\text{эк}}$  або

на частоті  $f_0$ :

$$Q_s = \omega_0 C_0 R_r.$$

На рис. 3.9 наведені АЧХ для оптимальної відносної частоти  $m_l=0.45$  (крива 1) і частот  $m_l=0.4$  (крива 2) і  $m_3=0.5$  (крива 3). Можна говорити про те, що зміни АЧХ відбуваються на низьких частотах і підняття АЧХ в інтервалі  $0.5 < x < 1.3$ . Зауважимо, що відносні імпеданси  $\alpha_{21}, \alpha_{31}$  не сильно

відрізняються від оптимальних для біномінальних акустичного трансформатора. Змінення  $\alpha_{21}$ ,  $\alpha_{31}$  в більшу сторону так само не призводить до істотної зміни виду АЧХ, розрахованої при інших незмінних параметрах. Порівняння з результатами [12], підрахованих при зовсім однакових параметрах, показує, що  $P_{u \max}$  співпадають, а  $\frac{\Delta f}{f_0}$  помітно менше ніж це показано в [12]. Мабуть, в [12] для цього випадку взято, середню частототу смуги пропускання.

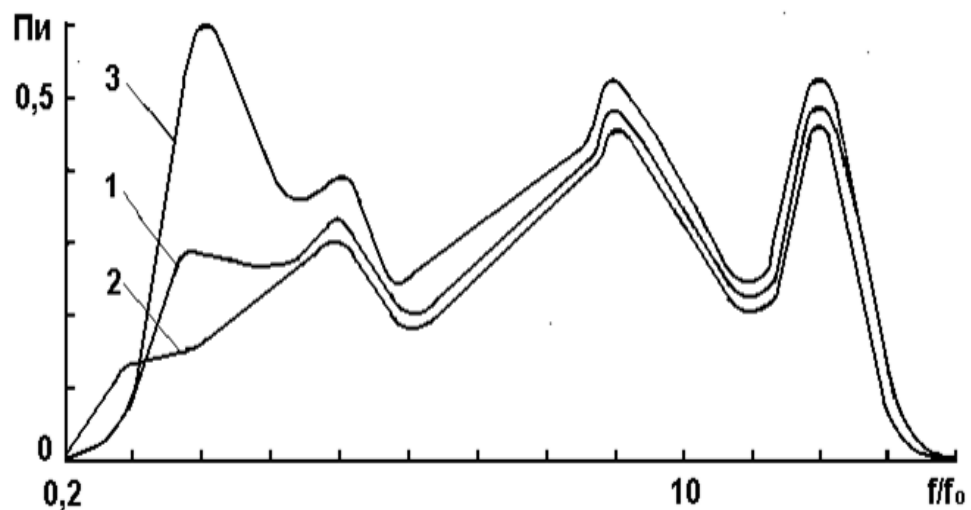


Рис. 3.9. Оптимальні АЧХ різних частот.

### 3.2.6 Одношарова акустична система, електрично навантажена паралельним контуром.

Паралельний контур ( $C_{ш}, L_{ш} = \frac{1}{\omega_1^2(C_0 + C_{ш})}$ ), параметри якої  $R_2, C_{ш}, n_2,$

$\alpha_{21}$  розраховують за теорією поліномінального фільтра Чебишева (рис. 3.10).

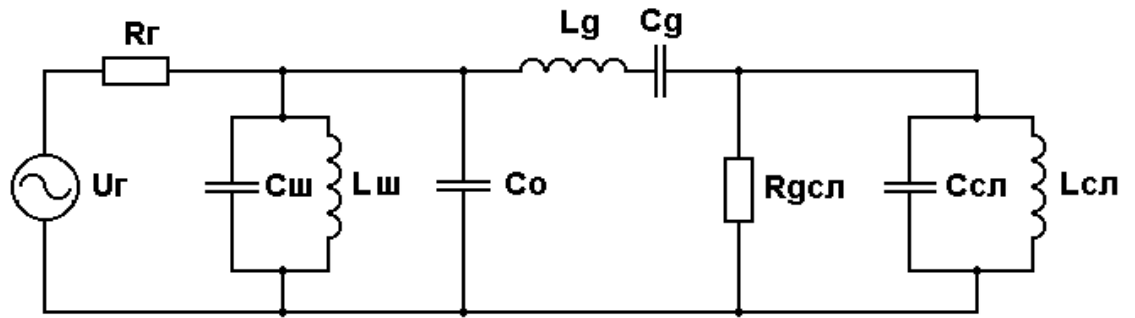


Рис. 3.10. Схема одношарової акустичної системи

Інтерес до розгляду такого широкопasmового перетворювача [26] мотивується тим, що "ширина смуги системи", АЧХ якої описується поліномом Чебишева першого роду, найбільша серед можливих при даному числі ланок ". На еквівалентній схемі шар заміщається паралельним електричним контуром ( $L_3, C_3, R_{\text{д сл}}$ ), при цьому  $R_{\text{д сл}}$  передбачається частотнонезалежним, а всі три контура ( послідовний —  $L_{\text{д}}, C_{\text{д}}$ ) мають резонансну частоту  $f_1$ , утворюючи триланковий фільтр сходового типу. Оскільки в [13] при знаходженні  $\alpha_{21}$  була допущена помилка, а в літературі розрахунок такого перетворювача виявити не вдалося, наведемо коротко процедуру оптимізації параметрів такого перетворювача. Введемо деякі поняття з теорії поліноміальних фільтрів [13]:  $W = 1/\Pi_u$  - функція згасання;  $a_{\text{рб}} = 10 \lg W$ , дБ або  $a_{\text{рб}} = 0.5 \ln W$ , Нп - робоче згасання.

Розрахунок АЧХ нормованого низькочастотного фільтра - прототипу здійснюється за формулою:

$$W = e^{2a_{\text{рб}}} = W_{\text{min}} (1 + hT_n^2(\Omega)), \quad (3.16)$$

де

$$\Omega = \frac{f^2 - f_1^2}{f(f_B - f_H)} \quad , -1 \leq \Omega \leq 1, \quad (3.17)$$

$T_n(\Omega) = \cos(n \arccos \Omega)$  — поліном Чебишева n-го порядку, який при зміні  $\Omega$  у зазначених вище межах змінюється від -1 до+1 переходячи через

нуль  $n$  - раз приймаючи крайні значення  $-1$  або  $+1(n+1)$  раз;  $h$  - амплітудний коефіцієнт. Оскільки  $T_n(\Omega)$  входить в (3.16) в квадраті, то мінімальні значення функції  $W$  (максимальні  $P_u$ ) виходять при  $T_n(\Omega) = 0$ . Таким чином, для  $n=3$ :

$$a_{\min} = 0.51 \ln W_{\min} = 0.51 \ln \frac{1+r_1^2}{4r_1}, \text{ при } \Omega_{\min} = \cos\left(\frac{(2m-1)\pi}{6}\right), m=1,2,3$$

$$a_{\max} = 0.51 \ln(W_{\min}(1+n)), \text{ при } \Omega_{\max} = \cos\frac{(m-1)\pi}{3}, \text{ где } m=1,2;$$

$$r_1 = \frac{R_{\text{д}}}{R_{\text{дсл}}} \text{ — опір генератора в прототипі;}$$

$$\Delta a_{\text{п}\delta} = a_{\max} - a_{\min} = 0.51 \ln(1+n). \quad (3.18)$$

Для розв'язання даної задачі наводиться алгоритм:

1. Зі співвідношення (3.18) визначити амплітудний коефіцієнт  $h$   $\exp(2\Delta a_{\text{п}\delta})$ ;
2. Знайти параметри полінома Чебишева по [13];
3. Визначити елементи прототипу за формулами [13];
4. Використовуючи формули перетворення елементів прототипу  $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$  в елементи фільтра, отримати вирази для характеристичних опорів контурів;

$$5. \text{ Отримати } \Delta\tau = \sqrt{\frac{8}{\pi^2} \frac{z_2}{z_1} \alpha_1 \alpha_3} \text{ — при цьому можна стверджувати, що смуга}$$

частот не залежить від коефіцієнта електромеханічного зв'язку;

$$6. \text{ Підставити в } C_1 = \frac{\alpha_1}{2\pi R_{\text{дсл}} \Delta f} \text{ перетворення елементів прототипу;}$$

7. визначити величину  $Q_3$ .

На рис. 3.11 представлена АЧХ (крива 1) при знайдених параметрах за алгоритмом розв'язання [12, 14]. Вона суттєво відрізняється від чебишовської, розрахованої для схеми з частотно незалежні параметрами. На (кривій 2) наведена АЧХ, для тих же параметрів, але при  $C_{\text{ш}}=0$ . Розраховані за допомогою формул (3.16), (3.17) положення максимумів і мінімумів  $P_u$  не

сильно відрізняються від положення зазначених екстремумів на кривій 2, з урахуванням зміни частоти з кроком 0.1.

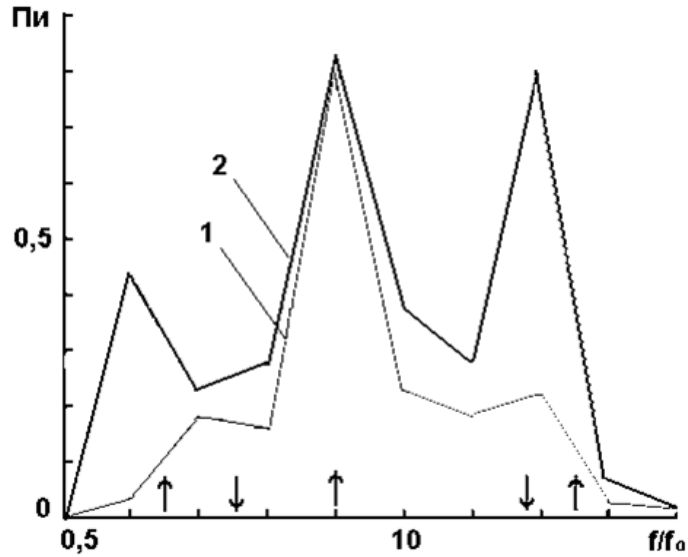


Рис. 3.11. АЧХ за розрахованими параметрами

На рис. 3.12 наведено залежності смуги пропускання  $\frac{\Delta f}{f_0}$  від  $\beta$ : крива 1 -

$\frac{\Delta f}{f_0} = 1/3\sqrt{\beta}$ ; крива 2 - з роботи [12, 14] для системи 2.1; крива 3 - з роботи [12,

14] для системи 2.3; крива 4 - з роботи [12, 14] для системи 2.5.

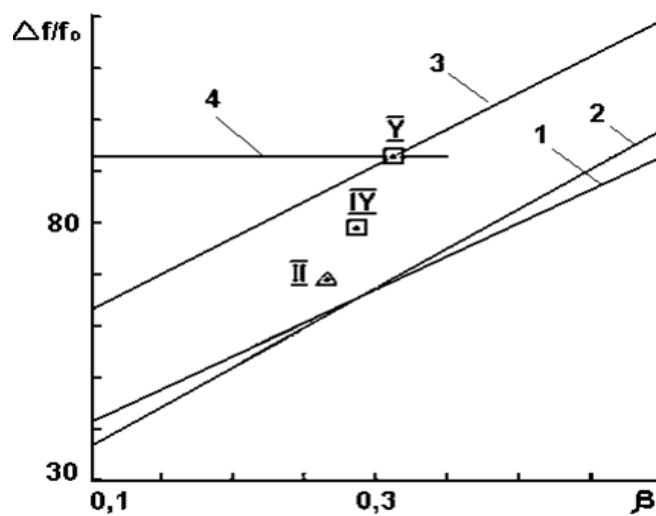


Рис. 3.12. Залежності смуги пропускання

### 3.3 Висновки до розділу 3

1. Максимальна ширина смуги пропускання п'єзоперетворювача без або з одним погоджувачим шаром, і послідовною або паралельною індуктивністю, з резонансними частотами контуру і шару  $f_0$  або  $f_1$ , визначається величиною коефіцієнта електромеханічного зв'язку, яка разом з умовами оптимізації добре узгоджується з теорією пов'язаних контурів;
2. У разі двох шарів з резонансними частотами  $f_0$  або  $f_1$  ширина смуги не залежить від коефіцієнта електромеханічного зв'язку; оптимальні значення імпедансу шарів виявляється близькими до значень для тришарового біноміального акустичного трансформатора, що включає половину товщини півхвильової п'єзопластини;
3. Розширення смуги частот у разі одного шару або двох шарів може бути отримане вибором, певним чином, резонансної частоти шару вище або резонансної частоти контуру нижче за смуги частот пов'язаних контурів.



## РОЗДІЛ 4

### ШИРОКОСМУГОВИЙ П'ЕЗОПЕРЕТВОРЮВАЧ МЕДИЧНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО ЕХОСКОПА

Метою цього підрозділу є узагальнення вищевикладеного та формулювання можливих принципів побудови багатоелементного широкосмугового п'єзоперетворювача для медичного ультразвукового ехоскопа і методів його розрахунку та оптимізації.

Підходящим виявився метод розширення смуги п'єзоперетворювача за допомогою акустичних шарів і електричних ланок найпростішого типу [15]. Останнє особливо важливо для перетворювачів з лінійним скануванням, в яких число елементів досягає сотні, і для вирівнювання їх характеристик використовують елементи підстроювання (зазвичай паралельні з елементами індуктивності).

Перед тим, як розглядати можливі принципи побудови широкосмугового п'єзопреобразователя в луна-режимі, розглянемо характеристики традиційних одночастотних перетворювачів на прикладі ехоскопа ЕТС–ЕЛ–01, параметри УЗ пучка якого експериментально досліджувалися в роботі [14]. Робоча частота  $f_0=3,5$  МГц, тривалість імпульсу  $\tau_{\text{и}} \approx 2$  мкс, пучок формується групою  $N$  п'єзоелементів, переміщенням якої здійснюється лінійне сканування. При фокусуванні в фокус з  $F=70$  мм як при випромінюванні, так і при прийомі,  $N=12$ , а в фокус з  $F=110$  мм -  $N=16$ . Глибина зондування 185 мм. Зауважимо, що якби ехоскоп працював на частоті  $f=10$  МГц, то в результаті збільшення коефіцієнта загасання в біологічних тканинах пропорційно частоті, тобто в 2.85 рази, при незмінних параметрах випромінюючої і приймальної систем глибина зондування в стільки ж разів зменшилася б, тобто 85 мм.

Ширину смуги можна оцінити за формулою:

$$\Delta f/f_0 = 1/\tau_{и} f_0 = 0.14. \quad (4.1)$$

Забезпечується така ширина смуги за допомогою демпфера з тильного боку перетворювача, в результаті чого його чутливість значно знижується. Цього не відбувається, якщо розширення смуги досягається за допомогою двох акустичних шарів, як, наприклад, в ехо-камері SSD 630 фірми АЛОКА.

Істотним недоліком перетворювачів, що складаються з матриці полоскових або кільцевих елементів, є, як відомо, відносно велика величина граткових максимумів (бічних пелюсток). Якщо  $A_1/A_0$  – відношення амплітуди першого і центрального максимумів при безперервному випромінюванні, то при імпульсному його можна оцінити за формулою

$$P_{1 \text{ отн}} = (A_1/A_0)(\sqrt{\pi} \tau f_0/N). \quad (4.2)$$

Для розглянутого вище ЕТС – ЭЛ – 01 коефіцієнт при  $A_1/A_0$  для перетворювача зі смугою від 2.5 до 10 МГц і  $f_0=6.3$  МГц для  $N=10-20$  він дорівнює  $0.14 - 0.07$ , тобто інтенсивність бічних пелюсток значно зменшується.

Прийом в полосі частот 2.5 – 10 МГц через загасання в біологічних тканинах ВЧ частини спектра привів би до її звуження, а, отже, до збільшення тривалості імпульсу у міру збільшення глибини.

Тому обов'язковою умовою прийому луна-сигналу є його фільтрація в більш вузькій смузі, середня частота якої повинна зменшуватись в часі відповідно до глибини зондування. При цьому зменшується і роздільна здатність (ширина пучка збільшується) у відповідності з виразом для ширини полоскового пучка у фокусі:

$$2x_{0.7} = 0.89 \lambda (F/D), \quad (4.3)$$

де  $\lambda$  - довжина хвилі,  $D$  – апертура п'єзоприймальної групи елементів. В ехоскопах SIGMA така фільтрація здійснюється багаточастотним процесором.

Наведемо деякі результати розрахунку передавальних функцій широкосмугових п'єзоперетворювачів (рис.4.1), оптимізованих на основі моделі пов'язаних електро-механічних контурів.

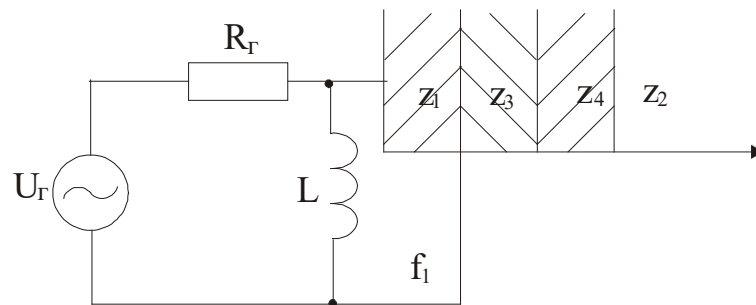


Рис.4.1. Схема п'єзоперетворювача:  $z_0=2.5 \cdot 10^7$  Па с / м;  $z_2=1.5 \cdot 10^6$  Па с / м,  $k_t=0.55$

#### 4.1 Одношарова акустична система

У відсутність шарів така електро-механічна система може розглядатися як два пов'язаних коливальних контура, а її передавальна функція при оптимальному значенні параметра  $Q=\square_0 C_0 R_r$  має майже П-подібну форму зі смугою:

$$\frac{\Delta f}{f_0} = 1 / 3k_t, \quad (4.4)$$

де  $C_0$  – статична ємність п'єзоперетворювача, а  $k_t$  – коефіцієнт електромеханічного зв'язку. При  $k_t = 0.55$ :  $\frac{\Delta f}{f_0} = 71.5\%$ . Ідея методу

розширення цієї смуги в область високих частот полягає в тому, щоб частоту чвертьхвильового резонансу шару розташувати вище межі зазначеної смуги. Вона вибиралася рівною:

$$f_{сл}/f_0 = 1 + (1 - f_{II}/f_0) = 2 - (1 - 0.5k_{св}^2 - k_{св})^{1/2}, \quad (4.5)$$

де  $k_{св} = 1/(1 + \pi^2/8 k_t^2)^{1/2}$ ,  $f_{II}$  – нижня власна частота пов'язаних контурів при відсутності  $R_r$  та акустичного навантаження  $z_2$  для випадку: парціальна частота  $I^{го}$  контуру  $f_1 = f_0(1 - k_{св}^2)^{1/2}$ , а  $II^{го}$  –  $f_2 = f_0$ . Для  $k_t = 0.55$ ,  $f_{сл}/f_0 = 1.39$ , так що хвильва товщина шару на частоті  $f_0$  рівна  $n_{сл} = 0.25(f_{сл}/f_0) = 0.18$ . З умови рівності динамічного опору перетворювача з шаром на частоті  $f_{сл}$  динамічному опору на частоті  $f_0$ , де вплив шару вже не позначається, отримуємо значення  $z_{сл} = z_3 = 0.35z_0$ . Для перевірки оптимальності товщини шару передавальні функції розраховувалися також для значень  $n_{сл} = 0.16$  і  $n_{сл} = 0.20$  на 10% менших і більших  $n_{сл} = 0.18$ .

Результати розрахунку представлені на рис. 4.2 ,а,б кривими 1, 2, 3. Функція  $\varphi_{и}(x)$  при  $n_{сл} = 0.18$  приведена також при  $Q = \infty$  (рис. 3.15,в) з рис.3.15 слідує: 1) значення  $n_{сл} = 0.18$  дійсно являється оптимальним; 2) ширина смуги на рівні  $\varphi_{и}(x) = 0.7 \varphi_{и \max}(x)$  дорівнює 100%, що в 1.39 раз більше 71.5%; 3) передавальна функція п'єзоприймача при  $Q = \infty$  сильно неоднорідна з  $\varphi_{и \max} = 1.13 \gg 0.21$  – максимуму при  $Q_{опт}$ ; 4) максимум  $\varphi = \varphi_{и} \varphi_{п}$  в режимі ехо-сигналу дорівнює 0.023.

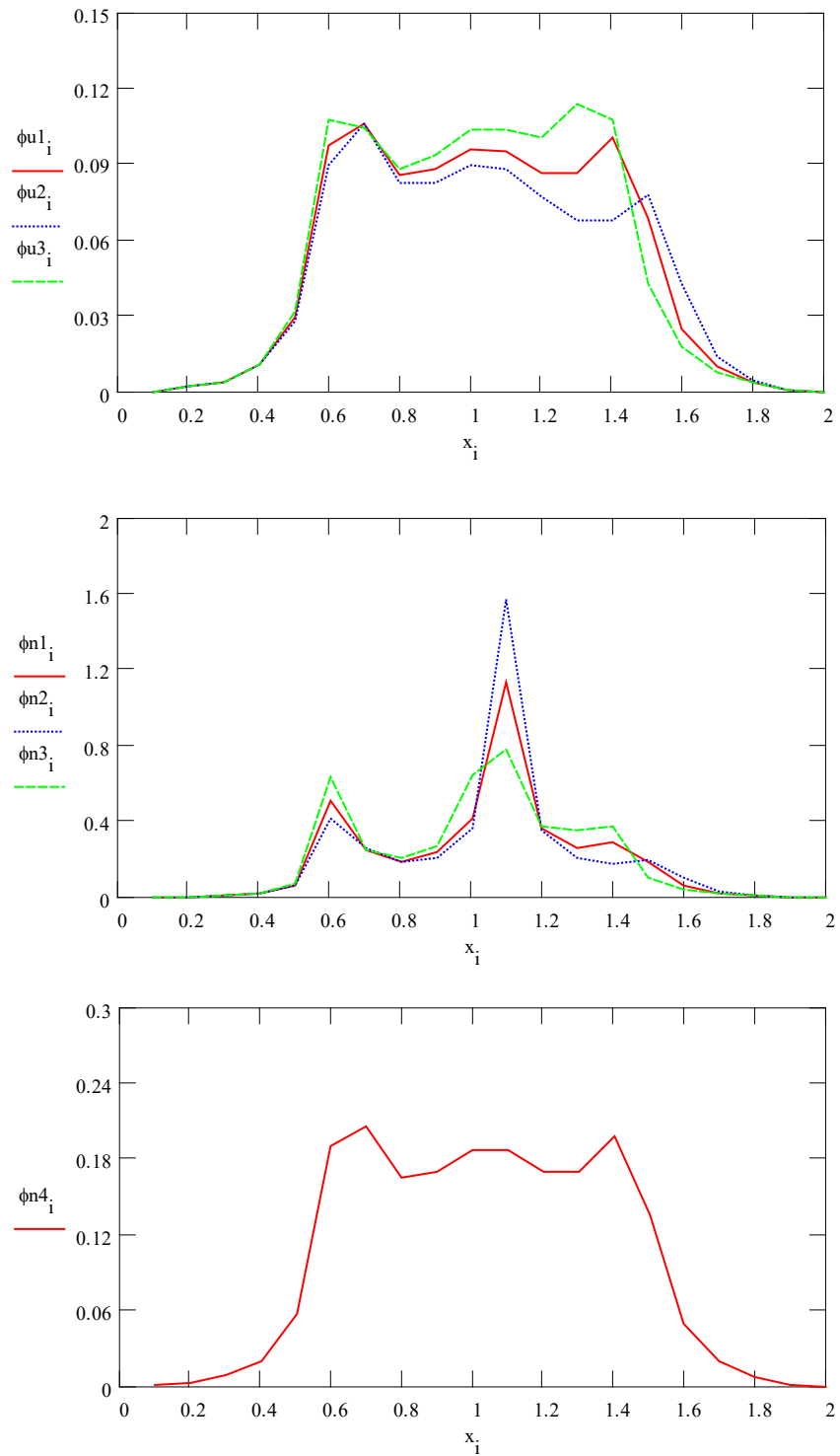


Рис.4.2. Передавальні функції одношарової акустичної системи

## 4.2 Двошарова акустична система

Величина паралельної індуктивності вибирається так, що парціальна частота I контуру дорівнює  $f/f_0=f_1/2f_0=0.45$ , а хвильова товщина четвертьхвильового резонансу шарів близькою до  $f_1$ . На частоті  $0.5f_1$  шари виявляються напівхвильовими і не змінюють імпедансу навантаження перетворювача. Хвильові опори шарів вибираються близькими до опорів біномного трансформатора. Для перевірки оптимальності частот  $0.45f_0$  розраховувалися так само варіанти  $0.4f_0$  і  $0.5f_0$  на 11% менше и більше  $0.45f_0$ .

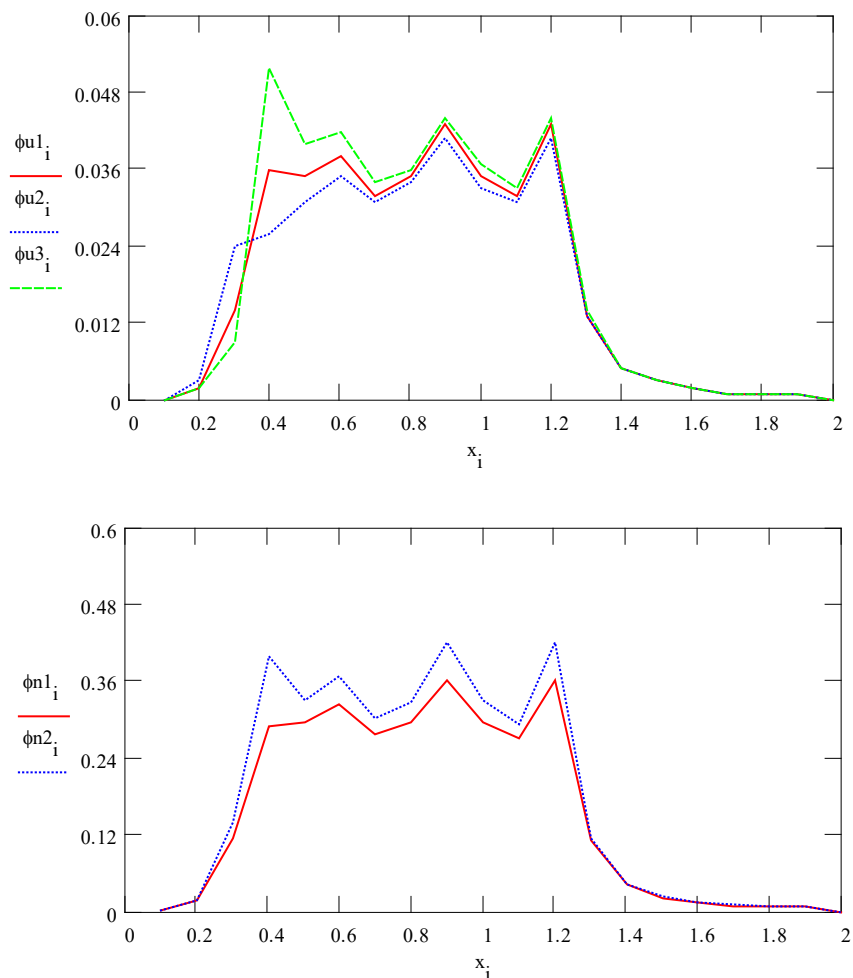


Рис.4.3. Передавальні функції двошарової акустичної системи

Результати розрахунків представлені на рис. 4.3, а, б кривими 1, 2, 3. З рис. слідує: 1) значення  $0.45f_0$  дійсно є оптимальним; 2) ширина смуги на рівні

$\varphi_{и}(x)=0.7 \varphi_{и \max}$  дорівнює 100%, але розширена вона в бік низьких частот; 3) передавальна функція п'єзоприймача майже не залежить від шунтування опором; 4) максимум передавальної функції в режимі ехо-сигналу дорівнює 0.016. При виборі верхньої частоти  $f_{в}=1.29f_0=10.5$  МГц ( $f_0=7.8$  МГц)  $f_{н}=0.29f_0=2.3$  МГц, що майже збігається зі смугою ехоскопів SIGMA 1, SIGMA 21.

Представляє інтерес розглянути також принцип побудови універсального перетворювача на основі середньосмугового з використанням збуджуючих електричних імпульсів спеціальної форми. Цей метод розглядався якісно в [16] для випадку вузькосмугових (недемпфованих) рздільних п'єзовипромінювачів і приймачів. Короткий акустичний імпульс виходив за рахунок збудження в перетворювачах декількох перехідних процесів, частково компенсують один одного. Оптимізація здійснювалася в експерименті підбором форми і тривалості електричного імпульсу. У випадку який нас цікавить потрібно чисельний розрахунок форми акустичного імпульсу або з використанням комплексних спектра збудливого імпульсу і передавальної функції середньосмугового перетворювача і перетворення Фур'є, або форми електричного імпульсу та імпульсної характеристики та інтеграла Дюамеля (згортки цих функцій). Для прийому ехосигналу на середніх частотах в діапазоні частот випроміненого акустичного імпульсу робочий частотний діапазон п'єзоприймача необхідно розширити і підвищити чутливість на частотах, далеких від резонансної. Це можна зробити компенсацією ємності  $C_0$  на кожній робочій частоті паралельної індуктивності, дорівнює  $L_k=1/\omega_k^2 C_0$  ( $C_0$  – ємність затиснутої п'єзопластини). При цьому модуль чутливості на частоті компенсації  $x_k=f_k/f_0$  дорівнює:

$$K_{п}(x_k) = (l_0/e_{33})\Phi_{п}(x_k), \quad (4.6)$$

де:

$$\Phi_{п}(x_k) = 1/ \sqrt{1 + (z_2/2z_0)\text{ctg}(\pi x_k/2)}, \quad (4.7)$$

$z_0, z_2$  – хвильові опори п'єзопластини і біологічних тканин ( $z_2 = 1,5 \cdot 10^6$  Па с/м).  $\Phi_{\text{п}}(x_{\text{к}}) \approx 1$  в діапазоні  $0,1 < x_{\text{к}} < 1,9$  і різко спадає до 0 при  $x_{\text{к}}=0$  і  $x_{\text{к}}=2$ , де ефективність перетворювача нульова. Крім розширення діапазону необхідно розширити до  $\Delta f/f_{\text{к}} \approx 0,2$  смугу прийомних частот ехосигналу. Це можна зробити за допомогою узгоджувальних шарів. Слід зауважити, що тут вираз для  $K_{\text{п}}(x_{\text{к}})$  не є передавальною функцією, так як змінною являється не лише частота  $x_{\text{к}}$ , але й параметр ланцюга  $L_{\text{к}}$ . Передавальна функція при фіксованому  $L_{\text{к}}$  значно вже діапазону  $\Delta x_{\text{к}} \approx 1,8$  і визначає смугу частот, що приймаються.

### 4.3 Висновки до розділу 4

1. Для одношарового п'єзоперетворювача медичного сканера, з умови рівності динамічного опору перетворювача з шаром на частоті  $f_{\text{сл}}$  динамічному опору на частоті  $f_0$ , де вплив шару вже не позначається, отримано оптимальне, з точки зору максимальної смуги частот, значення хвильового опору перехідного штифу:  $z_{\text{шт}}=z_3=0,35z_0$ .

2. Для двошарового п'єзоперетворювача медичного сканера, величина паралельної індуктивності вибирається так, що парціальна частота І контуру дорівнює  $f/f_0=f_1/2f_0=0,45$ , а хвильова товщина чвертьхвильового резонансу шарів є близькою до  $f_1$ . Хвильові опори шарів вибираються близькими до опорів біноміального акустичного трансформатора.



## РОЗДІЛ 5

### РОЗРАХУНОК АКУСТИЧНОГО ПОЛЯ БАГАТОЕЛЕМЕНТНОГО П'ЄЗОПЕРЕТВОРЮВАЧА З ЕЛЕКТРОННИМ СКАНУВАННЯМ

#### 5.1 Циліндричний нескінченний хвильовий фронт

##### 5.1.1. Геометрія та наближення задачі

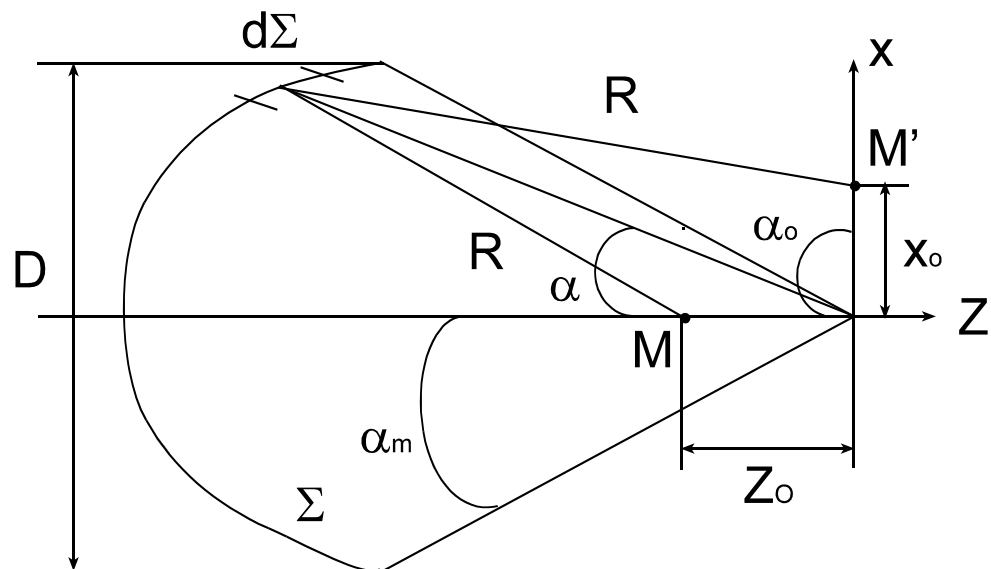


Рис. 5.1. Схема задачі

$\Sigma$  – циліндричний звужуючийся хвильовий фронт;

O – початок координат;

M – точка спостереження, що лежить на осі Z;

f – відстань від  $\Sigma$  до геометричного фокусу O;

$Z_0$  – відстань від O до точки спостереження;

$\xi = kZ_0$  – узагальнена відстань;

$\alpha$  – вугол між прямою від  $O$  до елемента циліндричної поверхні  $d\xi=f d\alpha$   
та  $\vec{Z}_0$

$D$  – апертура хвильового фронту;

$\alpha_m$  – кут розкриття хвильового фронту  $\sin a_m \approx a_m \approx \frac{D}{2f}$ ;

$\vec{n}, \vec{R}$  – кут між нормаллю до поверхні і вектором  $R$ , що з'єднує елемент  
поверхні  $d\Sigma$  і точку спостереження  $M$ .

Введемо позначення:

$v = \frac{\xi \alpha_m^2}{2} = \frac{kz_0 \alpha_m^2}{2}$  – узагальнений аргумент функції розподілу тиску по  
осі;

$K_p$  – коефіцієнт посилення по тиску

$$K_p = \frac{D}{\sqrt{\lambda f}} = \sqrt{\frac{kf}{2\pi}} * 2a_m \quad (5.1)$$

$$h(-kR) = \exp(-ikR) \quad (5.2)$$

Наближення:

1.  $\cos(n, R) = 1$  - Наближення Кірхгофа.

Слідство:  $\sin \alpha = \alpha$ ;  $\cos \alpha = 1 - \alpha^2/2$ ;

2.  $Kr \gg 1$ , функція Ганкеля нульового порядку другого роду  
замінюється асимптотично виразом:

$$H^{(2)}_0(kR) \approx \sqrt{\frac{2}{\pi kR}} * h\left(\frac{\pi}{4} - kR\right) \quad (5.3)$$

$$3. \quad R = (f^2 + z_0^2 - 2fz_0 \cos \alpha)^{\frac{1}{2}} \approx f - z_0 \cos \alpha \quad (5.4)$$

при  $z_0/f \ll 1$

Слідство:

$$\rho = \frac{z_0}{f} = \frac{\hbar z_0 \alpha_m^2 / 2}{\hbar f \alpha_m^2 / 2} = \frac{4v}{\pi k_p^2} \ll 1 \quad (5.5)$$

Будемо розглядати випадок однорідного хвильового фронту, тобто  $v\Sigma = v_0 = \text{const}$ ,

$v\Sigma$  – нормальна складова швидкості коливань на поверхні  $\Sigma$ .

### 5.1.2. Розподіл амплітуди тиску на осі і в фокальній площині хвильового фронту

З урахуванням наближень, вираз для потенціалу швидкості коливань має вигляд:

$$\begin{aligned} F_{\dots} &= -iv_0 \sqrt{\frac{2f}{\pi k}} h\left(\frac{\pi}{4} - kf + \xi\right) \left\{ \left(1 + \frac{\beta}{2}\right) \sqrt{\frac{\pi}{\xi}} [C_2(v) - iS_2(v)] \right\} = \\ &= \left[ \sqrt{\frac{\pi}{\xi}} = \sqrt{\frac{\pi \alpha_m^2}{2v}} = \alpha_m \sqrt{\frac{\pi}{2v}} \right] = \\ &= -iv_0 \sqrt{\frac{2f}{\pi k}} h\left(\frac{\pi}{4} - kf + \xi\right) \left\{ \left(1 + \frac{\beta}{2}\right) \alpha_m \sqrt{\frac{\pi}{2v}} [C_2(v) - iS_2(v)] \right\} \end{aligned} \quad (5.6)$$

Функції  $C_2(v)$  і  $S_2(v)$  пов'язані з інтегралами Френеля:

$$\begin{aligned} C_2(v) &= C\left(\sqrt{\frac{2v}{\pi}}\right) \\ S_2(v) &= S\left(\sqrt{\frac{2v}{\pi}}\right) \end{aligned} \quad (5.7)$$

Розподіл тиску:

$$\left| \frac{P_{\text{фз}}}{P_{\text{фб}}} \right| = \left( 1 + \frac{2v}{\pi k_p^2} \right) \left\{ \frac{\pi}{2v} (C_2^2(v) + S_2^2(v)) \right\}^{\frac{1}{2}} \quad (5.8)$$

Відзначимо, що формула справедлива до:  $v \ll 0.8k_p^2$

Графічно результати розрахунків можна представити в такий спосіб:

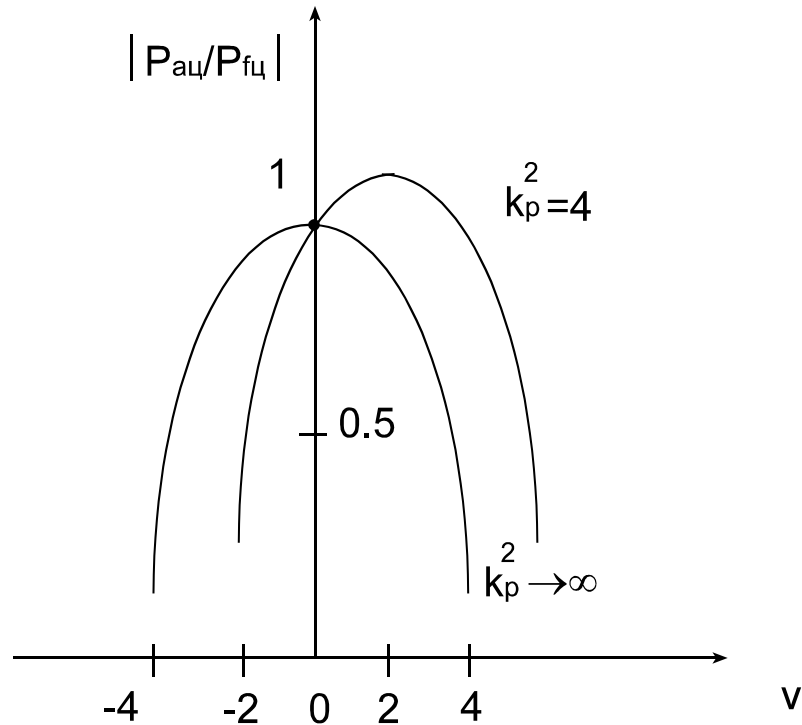


Рис.5.2. Графік розподілу акустичного фокусу.

При зменшенні  $k_p$  акустичний фокус зміщується від геометричного в сторону до перетворювача.

Довжина фокальної зони на рівні 0.707, як впливає з графіка,

$$2\Delta z_0 = 6.9\lambda \left( \frac{f}{D} \right)^2 \quad (5.9)$$

рівна  $2\Delta z_0 = 5.4$ , або  $2\frac{\Delta z_0}{f} = \frac{6.9}{k_p^2}$ , або зсув акустичного фокуса від

геометричного без побудови кривої розподілу тиску в фокальній області:

$$\frac{z_{\text{oa}}}{f} = \frac{4}{\pi k_p^2} (7.15/k_p^2) = \frac{9.1}{k_p^4} \quad (5.10)$$

$Z_{oa}$  – зміщення акустичного фокуса щодо геометричного.

Розподіл тиску в фокальній області фронту:

$$\left| \frac{P_{\epsilon_b}}{P_{f_b}} \right| = \frac{\text{Sin}(kx_o \alpha_m)}{kx_o \alpha_m} \quad (5.11)$$

Ця функція дорівнює 0,707 при  $kx_o \alpha_m = \pm 1.39$

Звідси:

$2x_{0.707} = 0.89\lambda(f/D)$  – розмір фокальної смуги циліндричного фронту нескінченної висоти.

## 5.2 Акустичні фокусуючі лінзи

Можливі дві конфігурації акустичних лінз: плоско-опукла і плоско-увігнута.

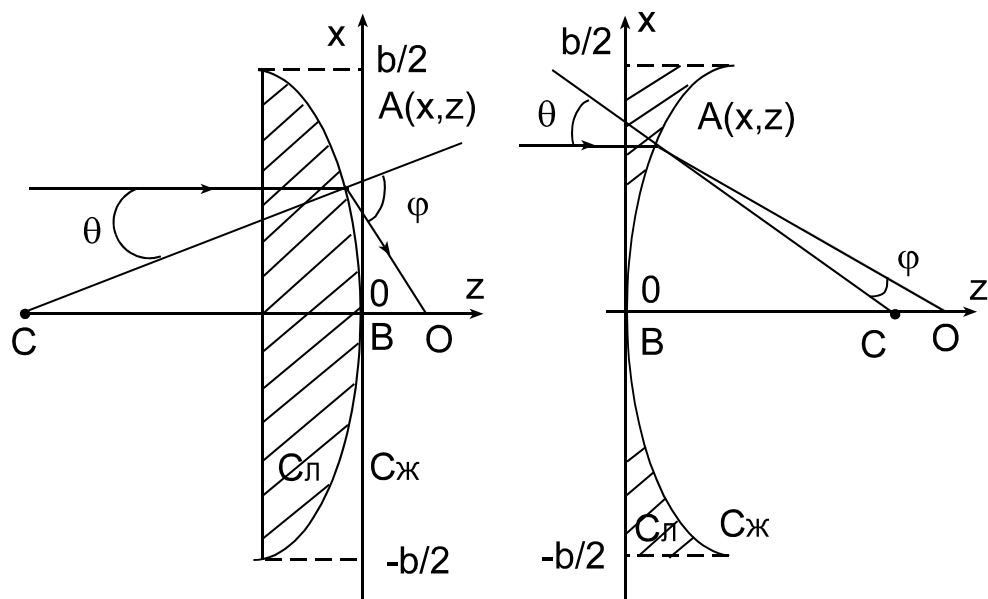


Рис. 5.3. Геометрія задачі:  $C$  – центр кривизни лінзи;  $f(0)$  – фокусна відстань;  $C_{ж}$  – швидкість звуку в середовищі;  $C_{л}$  – швидкість звуку в лінзі;  $n = C_{ж}/C_{л}$  – показник заломлення;  $BC = R_{л}$  – радіус кривизни;

Вираз для фокусної відстані циліндричної (сферичної) збираючої лінзи

$$f(\theta) = \pm R \cdot \left\{ \frac{1}{\cos\theta \left( 1 - \sqrt{1 + \frac{1-n^2}{n^2 \cos^2\theta}} \right)} - 1 \right\} \quad (5.12)$$

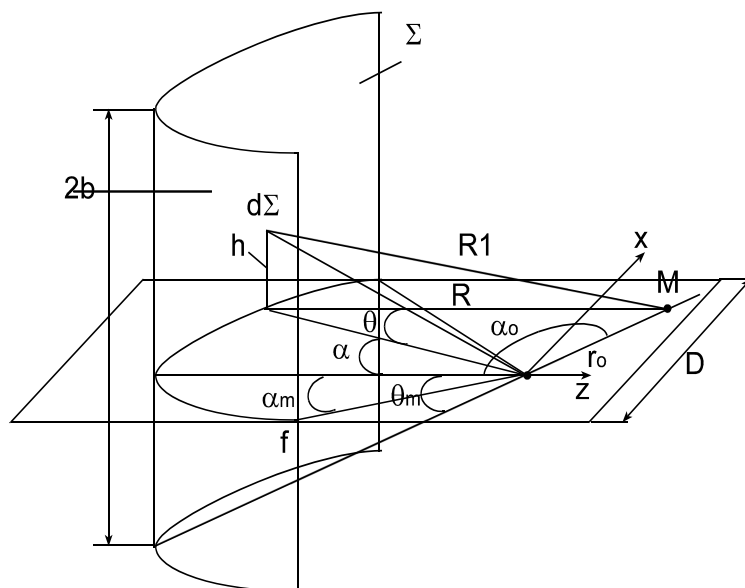
Прийmemo: знак «+» відноситься до опуклої лінзи, а «-» - до увігнутої.

Необхідно прагнути до того, щоб хвильовий опір матеріалу лінзи  $Z_{\text{л}}$  не сильно відрізнялося від хвильового опору робочого середовища  $Z_{\text{ж}}$  і загасання на максимальній товщині лінзи було малим.

### 5.3. Циліндрична фокусуєча система кінцевої довжини

Так як реальні фокусуєчі системи, що створюють сходяться циліндричний фронт, кінцеві, то необхідно досліджувати вплив кінцевої довжини випромінюєчої поверхні на вже отримані результати.

Геометрія задачі та позначення:



$R_1 = f(\text{Sec}^2\theta + \beta^2 - 2\beta\text{Cos}(\alpha - \alpha_m))^2 -$  відстань від точки спостереження М до ділянки поверхні  $d\Sigma$  хвильового фронту ;

$$\beta = \frac{r_0}{f}, \rho = k r_0;$$

$2b$  – висота фронту;

Потенціал для тривимірного випадку:

$$F(\rho, \alpha) = -\frac{v_0 f}{2\pi} \int_{-\theta_m}^{\theta_m} h(-kf * \text{Sec}\theta) * \text{Sec}\theta * d\theta * \int_{-\alpha_m}^{\alpha_m} h(\rho * \text{Cos}\theta * \text{Cos}(\alpha - \alpha_0)) d\alpha \quad (5.13)$$

Для значення потенціалу в середині осі хвильового фронту  $\rho=0$ :

$$F(0) = -2v_0 \alpha_m \sqrt{\frac{2f}{\pi k}} h(-kf) [C_2(\omega) - iS_2(\omega)] \quad (5.14)$$

Потенціал у фокусі для нескінченного циліндричного фронту:

$$F_f = -iv_0 \alpha_m \sqrt{\frac{2f}{\pi k}} h(-kf - \frac{\pi}{4}) \quad (5.15)$$

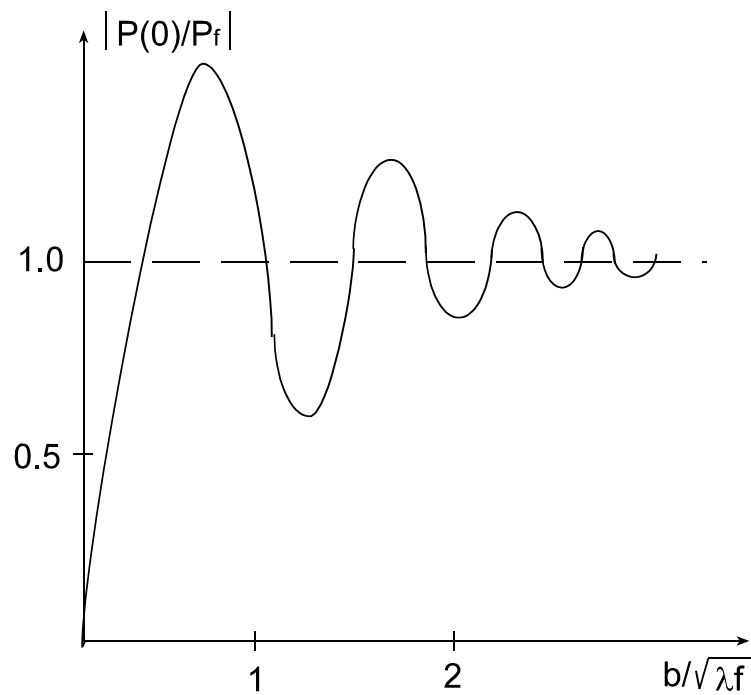
Взявши відношення модулів виразів (5.14) і (5.15), отримаємо:

$$\left| \frac{F(0)}{F_f} \right| = \left| \frac{P(0)}{P_f} \right| = \sqrt{2} * [C^2(\sqrt{2\omega/\pi}) + S^2(\sqrt{2\omega/\pi})]^{1/2} \quad (5.16)$$

, де:

$$\sqrt{2\omega/\pi} = \sqrt{2} * b\sqrt{\lambda f} \quad (5.17)$$

Представимо результати розрахунків по формулі (5.16) графічно:



Видно, що моделю нескінченного циліндричного фронту для розрахунку реальних фокусуючих систем можна користуватися, якщо виконується умова:  $b\sqrt{\lambda f} > 1.5$  (4.18)

#### 5.4. Розрахунок характеристик лінійної матриці плоских п'єзоелементів

##### 5.4.1. Геометрія задачі:



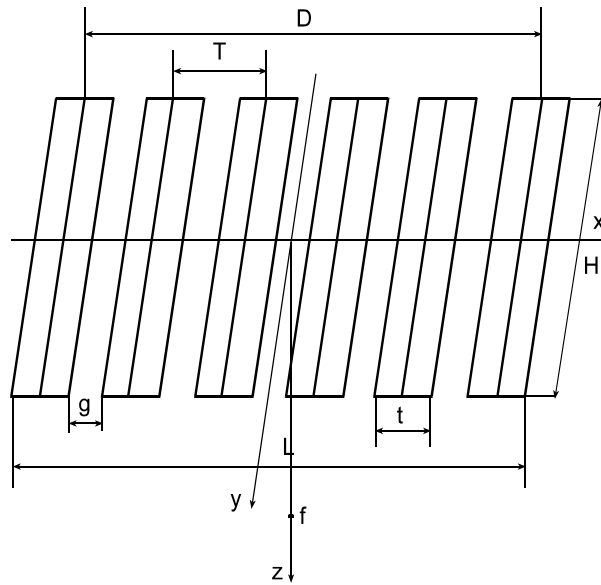


Рис.5.4. Геометричне представлення задачі:  $n$  – кількість синфазно порушуваних елементів в одному каналі;  $N$  – кількість каналів, які беруть участь у формуванні пучка;  $t$  – ширина випромінюючої поверхні одного елемента;  $T$  – відстань між фазовими центрами сусідніх елементів;  $\Delta$  – зазор між елементами;  $L$  – відстань між фазовими центрами крайніх елементів антеною решітки;  $H$  – довжина одного елемента;  $D$  – апертура антеною решітки.

Координата точки спостереження ( $x_M, y_M = 0, z_M$ ):

$$R_j = \sqrt{(x_M - (x_j + x))^2 + y^2 + z_M^2} \quad (5.20)$$

$$x_j = T(2j - N_n - 1)/2$$

$x_j$  – координата середини  $j$ -го елемента.

Тиск на поверхні випромінювача рівно  $P_0$ .

Тиск, що створюється  $j$ -им елементом в точці ( $x_M, z_M$ ) рівно:

$$\frac{P_0}{\lambda} \int_{-t/2}^{t/2} dx * 2 \int_0^{H/2} \frac{e^{i\omega_0(t-t_{kj}-R_j/c)}}{R_j} * e^{-\beta\omega_0(t-t_{kj}-R_j/c)} * \delta(t-t_{kj}-R_j/c) dy \quad (5.21)$$

Сумарний тиск:

$$P = \frac{P_0}{\lambda} \sum_{j=1}^{nN} \int_{-t/2}^{t/2} dx * 2 \int_0^{H/2} \frac{e^{i\omega_0(t-t_{kj}-R_j/c)}}{R_j} * e^{-\beta\omega_0(t-t_{kj}-R_j/c)} * \delta(t-t_{kj}-R_j/c) dy \quad (5.22)$$

Ми розглядаємо випадок, коли амплітудний розподіл по поверхні елемента відсутній:  $A_j = \frac{2P_0}{\lambda}$

$$P = e^{i\omega_0 t} A_j \sum_{j=1}^{nN} e^{(-i\omega_0 t_{kj} - \beta\omega_0(t-t_{kj}))} \int_{-t/2}^{t/2} dx * \int_0^{H/2} \frac{e^{-ikR_j}}{R_j} * e^{\beta k R_j} * \delta(t-t_{kj}-R_j/c) dy \quad (5.23)$$

тут:

$$t_{kj} = \frac{1}{c} (\sqrt{x_N^2 + f^2} - \sqrt{x_j^2 + f^2}) \quad (5.24)$$

затримка за часом, що вводиться в  $j$ -тий елемент,

$f$  – фокусна відстань;

$\delta(t)$  – функція включення;

$\beta = \alpha/\omega_0$ ;

$\alpha$  – коефіцієнт загасання;

$x_N$  – координата середини крайньої групи елементів;

$x_N = \frac{N-1}{2} nT$  (крайній справа);

$x_j = \frac{2J-N-1}{2} nT$  – координати середини  $J$  групи, де  $J = \left[ \frac{j-1}{n} \right] + 1$  – номер

групи ( $J=1$  для крайньої лівої групи).

$H = 12 \cdot 10^{-3}$  м – висота фронту;

$t = 0.22 \cdot 10^{-3}$  м – ширина одного елемента;

$T = 0.28 \cdot 10^{-3}$  м – відстань між фазовими центрами;

$n = 2$  – кількість синфазно порушуваних елементів;

$f_0 = 3.5 \cdot 10^6$  Гц – частота резонанса;

$z_{\max} = 0.2$  м – максимальна глибина зондування;

$z_{\min} = 0.01$  м – мертва зона;

$c = 1540$  м/с – швидкість поширення звуку в біотканині;

$f = 0.2$  м – фокусна відстань;

$x = 1.5 \cdot 10^{-3}$  м – дозволяюча поперечна здатність  $= 2 \cdot 0.707$

$\lambda = 11.6 \cdot 10^{-4}$  м – довжина хвилі

Моделлю нескінченного циліндричного фронту можна користуватися при розрахунку реальних фокусируючих систем, якщо виконується умова:

$$\frac{b}{\sqrt{\lambda f}} > 1.5 \quad (5.25)$$

Де  $f$  – фокусна відстань, яке визначається як  $f = z_{\max}$ ,  $\lambda$  – довжина хвилі

$$b = \frac{H}{2}, \Rightarrow b = 6 \cdot 10^{-3}$$

Розрахуємо відношення  $(\frac{f}{D})$ , де  $D$  – апертура з умови:

$$2 \cdot 0.707 = 0.89 \left( \frac{f}{D} \right) \Rightarrow \left( \frac{f}{D} \right) = \frac{2 \cdot 0.707}{0.89 \lambda} = 1.45$$

в подальшому будемо користуватися позначенням:  $a = \frac{f}{D}$ ;  $a = 1.45$

Розрахуємо протяжність фокальної області:

$$\Delta_{zo} = 6.9 \lambda \cdot a^2$$

$$\Delta_{zo} = 0.017$$

Визначимо кількість зон фокусування  $n_{focus}$

$$n_{focus} = \frac{(z_{\max} - z_{\min})}{2 \cdot \Delta_{zo}}$$

$$n_{focus} = 5.645$$

Таким чином:  $n_{focus} = 6$

Знайдемо в першому наближенні значення фокусних відстаней, зрушення акустичного фокуса від геометричного, значення апертур.

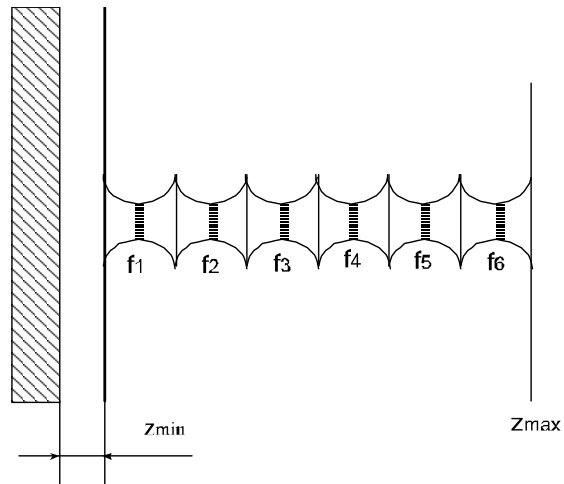


Рис.5.5. Розміщення фокусних відстаней

$$i = 1.6$$

$$f_i = z_{max} - \Delta_{zo} \cdot \frac{2i-1}{2}$$

$$f_i =$$

0.192
0.175
0.158
0.141
0.124
0.107

$$D_i = \frac{f_i}{a}$$

$$D_i =$$

0.132
0.121
0.109
0.097
0.086
0.074

Від значень апертур перейдемо до числа елементів N

$$N_i = \frac{D_i + T - t}{T}$$

$$N_i =$$

472.1
430.651
389.202
347.753
306.303
264.854

Отримані значення округляємо до найближчих цілих чисел. Таким чином отримуємо:

$$N_1=472, N_2=431, N_3=389, N_4=347, N_5=306, N_6=265.$$

### 5.5 Висновки до розділу 5

В магістерській дисертації, для того, щоб ширина скануючого ультразвукового пучка по усій протяжності зондування залишалася постійною, розраховано фокусні відстані для режиму динамічного фокусування ультразвукового пучка медичного сканера. В процесі випромінювання і приймання сигналів відбувається зміна часу затримки сигналів, що подаються на п'єзоелементи багатоелементного п'єзоперетворювача медичного сканера таким чином, що положення фокусу переміщується у просторі. В дисертації поставлене завдання досягнуто послідовним фокусуванням ультразвукового пучка на 6 фіксованих фокусних відстаней від робочої поверхні п'єзоперетворювача.

## РОЗДІЛ 6

### РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ

#### 6.1. Опис ідеї проекту

Проаналізовано та подано в вигляді таблиць:

- зміст ідеї (що пропонується);
- можливі напрямки застосування;
- основні вигоди, що може отримати користувач товару (за кожним напрямком застосування);
- чим відрізняється від існуючих аналогів та замінників.

Таблиця 6.1 – Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди користувача
Ширококутовий п'єзоелектричний перетворювач для медичного ехоскопу з електронним скануванням	1. В медицині аналізу побудови ехографічних зображень	Оптимальність налаштування підсилення, яке дозволить домогтися найкращого зображення відбитого ехосигналу на екрані апарату
	2. При вивченні стану людини дії УЗТ на біологічні тканини	Дає можливість проводити достовірну, об'єктивну, точну оцінку параметрів біологічної тканини
	3. Використання у всіх діапазонах ультразвукової діагностики.	Розширений діапазон використання.

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. 6.2).

Таблиця 6.2 – Визначення характеристик ідеї проекту

№ п/ п	Техніко- економічні характеристики ідеї	Потенційні товари/концепції конкурентів		W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Запропонова ний метод	Загальножи ваний метод			
1.	Можливість динамічного частотного сканування поряд з динамічним фокусуванням	Дає змогу	Не дає змогу	+	-	-
2.	Можливість отримання динамічної картини органів на всій глибині зондування	Дає змогу	Не дає Змогу	+	-	-
3.	Погашення граткових максимумів ультразвукового пучка	Дає змогу	Не дає Змогу	+	-	-

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

### 6.2. 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.6.3):

- 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 6.3 – Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Універсальний спосіб ультразвукового точного дослідження	Використання мобільного пристрою	Наявні (є розробленою)	Доступні (пристрій для ехографії є у вільному доступі)
2	Математичне забезпечення	Методи математичної статистики	Розроблені та методи обрахунку	Доступні (методика описана в літературі)
3	Доступність методики	Клінічна методика	Наявний комплекс	Відносно доступні
4	Розробка апарату, на основі проведених досліджень	Механічна обробка, електричний монтаж елементів	Технологія розроблена	Відносно доступні

### 6.3. 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. 6.4).



Таблиця 6.4 – Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1.	Кількість головних гравців, од	7: <a href="#">Toshiba (Canon)</a> <a href="#">Siemens (Acuson)</a> <a href="#">Sonosite</a> <a href="#">Philips (ATL, HP)</a> <a href="#">Hitachi (Aloka)</a> <a href="#">Samsung (Medison)</a> <a href="#">Ultrasonix</a>
2.	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
3.	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Усунення недоліків якості отримуваних при ультразвуковій діагностиці
4.	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	ГСТУ, Повірка пристрою. Сертифікація дозволу на здійснення медичних досліджень і терапевтичних маніпуляцій. Вимоги щодо безпечності.
5.	Середня норма рентабельності в галузі або по ринку,%	64%

Отже, даний ринок є привабливим для входження за попереднім оцінюванням, за умови наявності сертифікованого дозволу на впровадження медичних досліджень, є привабливим для входження: високий попит споживачів на продукцію вітчизняного виробництва (в зв'язку з її доступністю); відносна відсутність обмежень для входу; середня норма рентабельності більша ніж банківський відсоток.

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. 6.5).

Після визначення потенційних груп клієнтів проведений аналіз ринкового середовища: складені таблиці факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, та факторів, що йому перешкоджають (табл. № 6.6...6.7). Фактори в таблиці подані в порядку зменшення значущості.

Таблиця 6.5 – 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
1	Швидка доступність кожному клієнту	Діагностичні центри	Швидкість діагностики та отримання результату, рентабельність	- запатентована методика - компанія з відомим ім'ям

Таблиця 6.6 – Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1.	Достовірність результатів	Артефакти при зображенні	Застосування більш кваліфікованих кадрів для діагностики зображень
2.	Низький попит	Наявність власних методик у клієнтів	Завоювання ринку покращення сервісу
3.	Технічне обслуговування	Унікальність діагностичного обладнання	Перехід на більш популярні методи

Таблиця 6.7 – Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1.	Потреба в методиці	Низька собівартість	Залучення іноземних партнерів
2.	Підвищення попиту та ціни	Необхідність методики	Відкриття регіональних представництв
3.	Впровадження нових технологій	Якісне покращення основних параметрів продукту	Підвищення попиту та ціни

Надалі проведений аналіз пропозиції: визначені загальні риси конкуренції на ринку (табл. 6.8).

Таблиця 6.8 – Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Вказати тип конкуренції - монополія/олігополія/ монополістична/чиста	монополістична	Підвищувати якість розробленої методики для аналізу зображень
2. За рівнем конкурентної боротьби		Співпрацювати з мережами медичних закладів
- локальний/національний/...	Локальний	
3. За галузевою ознакою - міжгалузева/ внутрішньогалузева	внутрішньогалузева	Створювати міжгалузеві продукти
4. Конкуренція за видами товарів:	товарно-родова	Укріплення штату та дослідження в заданому напрямку
5. За характером конкурентних переваг		Підвищення довіри від клієнтів
- цінова / нецінова	цінова	
6. За інтенсивністю - марочна/не марочна	Не марочна	Пропонування власної методики існуючим гравцям на ринку

Після аналізу конкуренції проведено більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі (за моделлю 5 сил М. Портера) (табл. 6.9).

Таблиця 6.9 – Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
Складові аналізу	Забезпечення однозначності і точності визначення просторових положень та	1. <a href="#">Toshiba(Canon)</a> 2. <a href="#">Siemens(Acuson)</a> 3. <a href="#">Philips(ATL, HP)</a>	ТОВ «Медполісприлад»	Обсяги закупок; Контроль якості; Змінні витрати; Система	Ціна; Змінні витрати; Лояльність лікувальних закладів

	розмірів зображень			інформації; Прибутки;	
Висновки:	При вузькоспеціалізованих сфері конкуренція є високою в боротьбі за найкращі методи діагностування біологічних тканин.	Є можливість входу на ринок при якісній методиці. Строк виходу на ринок обмежується отриманням ліцензії на методику.	Застосування методики на базі приладів постачальників.	Постійна технічна підтримка пристроїв та удосконалення методик.	Без обмежень

За результатами аналізу таблиці 6.9 можна зробити висновок, що в даного проекту є можливості роботи на ринку, враховуючи посередню інтенсивність конкуренції. Також проект якісно відрізняється від проектів-конкурентів (мобільність та доступність споживачам, забезпечується комплексний підхід).

На основі аналізу конкуренції, наведеного в табл. 6.9, а також із урахуванням характеристик ідеї проекту (табл. 6.2), вимог споживачів до товару (табл. 6.5) та факторів маркетингового середовища (табл. №№ 6.6-6.7) визначається та обґрунтовується перелік факторів конкурентоспроможності. Аналіз оформлюється за табл. 6.10.

Таблиця 6.10 – Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Мобільність	Може використовуватися в діагностичних лікувальних закладах
2	Достовірність результатів	Дає можливість проводити достовірну, об'єктивну, точну оцінку параметрів біологічної тканини
3	Комплексний підхід	На основі діагностики можливе точне визначення впливу ультразвуку різних частот та часу впливу на основі універсального терапевтичного впливу на біологічні тканини
4	Доступність	Забезпечується використанням наявних методами діагностик

За визначеними факторами конкурентоспроможності (табл. 6.10) проводиться аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту (табл. 6.11).

Таблиця 6.11 – 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	Точність отриманих результатів	12				+			
2	Можливість аналізу результатів	20							+
3	Доступність пацієнтам	15					+		
4	Технічне обслуговування	15						+	

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. 6.12) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін (табл. 6.11).

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 6.12 – SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: створення більш продуктивного інтерфейсу мобільної мережі, за рахунок цього надання більш швидкого та якісного надання послуг мобільного зв'язку	Слабкі сторони: ступінь задоволення потреб користувача, потреба в розробці додаткового обладнання, що надасть можливість просторово-часового оброблення сигналів в інтерфейсі мобільної мережі
Можливості:	Загрози:

-Низька собівартість -Необхідність методики -Збільшення кількості продажів, підвищення ціни -Якісне покращення основних параметрів продукту -Можливість надання споживачу більш якісної обробки зображення.	-Артефакти при зображенні -Наявність власних методик у клієнтів -Унікальність діагностичного обладнання -Більш нова версія -Низька кваліфікація кадрів -Збільшення конкуренції на ринку
---	--

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. 6.9, аналіз потенційних конкурентів). Визначені альтернативи аналізуються з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів (табл. 6.13).

Таблиця 6.13 – Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1.	Стратегія нейтралізації ринкових загроз сильними сторонами стартапу	77%	1,6 року
2.	Стратегія компенсації слабких сторін стартапу наявними ринковими можливостями	63%	0,8 року

З зазначених альтернатив обираємо стратегію компенсації слабких сторін стартапу наявними ринковими можливостями.

#### 6.4. Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів (табл. 6.14).

Таблиця 6.14 – 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.	Медично-діагностичні установи усіх форм власності	Готові при наявності доказової бази та дозвільних документів	70-80%	Висока інтенсивність	Наявні обмеження
2.	Науково-дослідні установи, зацікавлені у діагностичних дослідженнях	Готові при наявності доказової бази	20-30%	Середня інтенсивність	Наявні обмеження
Які цільові групи обрано цільову групу №1 та №2.					

Для роботи в обраних сегментах ринку необхідно сформуванати базову стратегію розвитку (табл. 6.15).

Таблиця 6.15 – Визначення базової стратегії розвитку

№	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
1	Встановлення низької ціни на новий товар для залучення більшої кількості покупців і завоювання великої долі ринку.	Стратегія диференційованого маркетингу	Комплексний підхід; Доступність лікарям та діагностам; Простота роботи з даними; Висока достовірність отриманої інформації	Комплексний підхід;

Обрано стратегію диференціації. Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (табл. 6.16).

Таблиця 6.16 – Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект "першопрохідцем" 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	Наслідкування лідера

На основі вимог споживачів з обраних сегментів до постачальника (стартап-компанії) та до продукту (табл. 6.5), а також в залежності від обраної базової стратегії розвитку (табл. 6.15) та стратегії конкурентної поведінки (табл. 6.16) розробляється стратегія позиціонування (табл. 6.17), що полягає у формуванні ринкової позиції (комплексу асоціацій), за яким споживачі мають ідентифікувати торгівельну марку/проект.

Таблиця 6.17 – 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.	Доступність для лікувального закладу; Забезпечує високу достовірність результатів зображень ехографії;	Диференціація	Універсальність та безпечність запропонованого рішення, гарант якості та продуктивності	За показниками якості; За сферою застосування; За різновидом товару.

### 6.5. Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Першим кроком є формування маркетингової концепції товару, який отримає споживач. Для цього у табл. 6.18 наведені результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 6.18 – Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Точність	Забезпечується однозначність і точність визначення просторових положень та розмірів зображень	Достовірність методики дозволяє домогтися найкращого зображення відбитого ехосигналу на екрані апарату
2	Аналіз	Можливість аналізу даних зображень.	Запропонований та досліджений спосіб точного ультразвукового діагностування біологічних тканин



3	Доступність	Доступність лікарям та діагностам.	Простота в реалізації, невисока вартість.
4	Захист від копіювання	Запатентована методика	Запатентована методика.

Надалі розробляється трьохрівнева маркетингова модель товару: уточнюється ідея продукту та/або послуги, його фізичні складові, особливості процесу його надання (табл. 6.19).

Таблиця 6.19 – Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність		
I. Товар за задумом	- Методика ультразвукової діагностики, що забезпечує швидке безпечне та точне отримання діагнозу. Розробка ультразвукового випромінювача, на основі проведених досліджень..		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх
	1. Довговічність	Н	Т
	2. Економічність	м	х
	3. Призначення	М	В
	4. Надійність		р
	5. Технологічність		Т
	Якість: патент на корисну модель, технічний регламент щодо медичних виробів.		
	Пакування: коробка з гофрокартону.		
	Марка: НТУУ «КПІ ім. І. Сікорського» Ехографія		
III. Товар із підкріпленням	До продажу: можливість аналізу та виключення негативних результатів на основі аналізу.		
	Після продажу: можливість створення нових та модифікації існуючих апаратів на основі нової методики ехографії		
Потенційний товар буде захищено від копіювання: патентування методики та пристрою.			

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. 6.20). Аналіз проводиться експертним методом.

Таблиця 6.20 – 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	CHISON QBIT 5	211 000 грн.	22-31 000 грн.	450/1500 грн.
2	SIEMENS ACUSON SC2000	538 000 грн.		1100/2100 грн.
3	TOSHIBA APLIO XG	193 000 грн.		900/1350 грн.

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.

## 6.6 Висновки до розділу 6

Узагальнюючи проведений аналіз стартап проекту можна зробити висновок

1) Можливість ринкової комерціалізації проекту достатньо висока, оскільки наявний високий попит споживачів на застосування існуючих методик аналізу результатів (в зв'язку з її доступністю та високою достовірністю); відносна відсутність обмежень для входу; позитивна динаміка ринку медичного обладнання; середня норма рентабельності більша ніж банківський відсоток.

2) Даний проект має можливості роботи на ринку, враховуючи середню інтенсивність конкуренції. За більшістю показників він відрізняється простотою тою імплементації в наявні технічні засоби ультразвукової ехоскопії від проектів- конкурентів, має достатню кількість сильних сторін та є конкурентоспроможним.

3) Для даного проекту обрано було альтернативу (варіант) впровадження, яка базується на встановленні низької ціни на новий продукт для залучення більшої кількості покупців і завоювання великої частки ринку при найбільш простому та надійному отриманні ресурсів є найбільш простим та надійним, а терміни реалізації найкоротшими.

Подальше виконання стартап-проекту вважається доцільним.

## ВИСНОВКИ

У магістерській дисертації розглянуті питання розрахунку широкосмугових багатоелементних перетворювачів для універсальних ультразвукових ехоскопів.

Основні результати роботи:

1. Розглянуто можливі принципи побудови універсального перетворювача для широкосмугових ультразвукових ехоскопів.

2. Обґрунтовано його переваги перед одночастотними перетворювачами: погашення граткових максимумів ультразвукового пучка, можливість отримання динамічної картини органів на всій глибині зондування; можливість динамічного частотного сканування поряд з динамічним фокусуванням.

3. Розв'язана задача вибору параметрів пластинчастого широкосмугового перетворювача, на основі чого розраховані передавальні функції в режимі випромінювання і прийому декількох варіантів перетворювача з смугою частот  $\Delta f/f_0 \sim 1$  ( $f_0$  – частота півхвильового резонансу пластини), що при правильному виборі частоти  $f_0$  дозволяє перекрити весь діапазон ультразвукової діагностики.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Наказ 12.12.2019 № 413, Про прийняття національних стандартів, прийняття змін та поправок до національних стандартів
2. Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration Center for Devices and Radiological Health: Information for Manufacturers Seeking Market Clearance of Diagnostic Ultrasound Systems. USA. 2018. P. 9–10.
3. Sheiner E., Freeman J., Abramowicz J.S. Acoustic output as measured by mechanical and thermal indices during routine obstetric ultrasound examinations. *Journal of Ultrasound in Medicine*. 2005.
4. Volkov V.N. Fundamentals of ultrasound diagnostics: Teaching-methodical manual. Moscow: Mir, 2015 .
5. Guidance for Industry and FDA staff. Information for Manufacturers Seeking Marketing Clearance of Diagnostic Ultrasound Systems and Transducers. Silver Spring. 2008. 64 p.
6. Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої: монографія / М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, М. В. Чухраєв та ін. - Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2018. – 180 с., іл.
  - a. Division of Maternal Fetal Medicine, Department of Obstetrics and Gynecology /J.S. Abramowicz - Wayne State University, Hutzel Women’s Hospital
7. <http://www.happydoctor.ru/uzi>
8. УЗИ датчики для Philips [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://ultrasound-probe.com/sensor/sensor-model/uzi-datchiki-dlja-philips/>.
9. Датчики УЗИ Philips [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <http://tomografov.net/philips/>.
10. Ермолов И.Н. Контроль ультразвуком: Краткий справ. - М.: НПО ЦНИИТМАШ, 1992. - 86с.

11. Кайно Г. Акустические волны: Устройства, визуализация и аналоговая обработка сигналов: Пер.с англ. - М.: Мир, 1990. - 656с.
12. Дідковський В.С., Найда С.А. Вимірювання параметрів ультразвукового пучка медичного ехоскопа // Український журнал медичної техніки і технології. -1998. -№1,2. -С.24-28.
13. Дидковский В.С., Найда С.А., Самир Гази Фарис Кураан. Принципы построения универсального пьезопреобразователя медицинского ультразвукового эхоскопа // Український журнал медичної техніки і технології. – 1999. - № 4, - С. 31-34.
14. Дідковський В.С., Найда С.А. П'єзоелектричні перетворювачі медичних ультразвукових сканерів: Навч. посібник. -К.: НМЦВО, 2000. -178 с.
15. Розенберг Л.Д. Звуковые фокусирующие системы.-М.-Л.: Изд-во АН СССР, 1949.-110с.
16. Домаркас В.И., Пилецкас Э.Л. Ультразвуковая эхоскопия. – Л.: Машиностроение, 1988.- 276с.
17. Дидковский В.С., Лущик У.Б., Найда С.А. Требования к преобразователям медицинских эхоскопов для визуализации ультразвукового изображения позвоночного канала // Электроника и связь. –2001. -№11 . –С. 49-50.
18. Самир Гази Фарис Кураан. Оптимизация пластинчатых широкополосных пьезопреобразователей для медицинских ультразвуковых эхоскопов // Український журнал медичної техніки і технології. -2000. -№3-4. -С.21-26.
19. Самир Гази Фарис Кураан. Динамическое частотное сканирование в широкополосных ультразвуковых эхоскопах // Электроника и связь, - 2000. - № 8. -Т.1. -С.56-57.

20. Самир Гази Фарис Кураан. Широкодиапазонный перестраиваемый пьезопреобразователь эхо-сигнала для медицинского ультразвукового эхоскопа // Электроника и связь, - 2000. - № 9. -С.72-73.

21. Самир Гази Фарис Кураан. Возбуждение коротких акустических импульсов пьезопреобразователем с переходными слоями с помощью электрических импульсов специальной формы // Вимірювальна техніка в технологічних процесах (Зб.наук.пр. за результатами VIII науково-технічної конференції “Вимірювальна техніка в технологічних процесах”, Хмельницький). –2001. №8. –С.181-185.