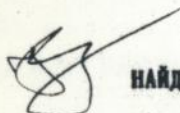


**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
"КІЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ"**

**На правах рукопису**

**УДК 615.47**



**НАЙДА Сергій Анатолійович**

**П'ЄЗОЕЛЕКТРИЧНІ ПЕРЕТВОРЮВАЧІ  
МЕДИЧНИХ УЛЬТРАЗВУКОВИХ СКАНЕРІВ**

**05.09.08-Електроакустика та звукотехніка**

**АВТОРЕФЕРАТ  
дисертації на здобуття наукового ступеня  
кандидата технічних наук**

**Київ-1996**



Дисертацією є рукопис.

Робота виконана на кафедрі акустики та акустоелектроніки Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут".

Науковий керівник:

доктор технічних наук, професор ДІДКОВСЬКИЙ Віталій Семенович.

Офіційні опоненти:

1. Доктор фізико-математичних наук, професор ВОВК Ігор Володимирович;
2. Кандидат фізико-математичних наук СЕНЧЕНКО Іван Васильович.

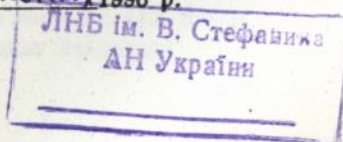
Провідна організація - НВО "Славутич", м.Київ.

Захист відбудеться "20" травня 1996 р. о 15<sup>00</sup> годині на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 01.02.16 в НТУУ "Київський політехнічний інститут" за адресою: 252056, пр. Перемоги, 37, корп. №12, ауд. №209.

З дисертацією можна ознайомитись у бібліотеці НТУУ "Київський політехнічний інститут".

Автореферат розісланий "18" квітня 1996 р.

Вчений секретар  
спеціалізованої вченої ради  
кандидат технічних наук,  
доцент



Крижанівський І. А.

## ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність і ступінь дослідженості тематики дисертації. Ультразвукові (УЗ) сканери або ехоскопи займають все більше місце серед приладів медичної діагностики, а їх серійне виробництво налагоджене у всіх промислово розвинутих країнах. В Україні вони не випускаються, а ввозяться за валюту з-за кордону, що істотно стримує їх застосування на рівні районних лікарень і поліклінік.

Принцип дії УЗ сканерів базується на скануванні внутрішніх органів вузьким сфокусованим УЗ пучком, прийому відбитих від неоднорідностей акустичних ехо-сигналів, перетворенні їх в електричні і відображенні на електронному індикаторі зображення внутрішніх органів. УЗ метод забезпечує можливість спостерігати їх динаміку, а також дозволяє відрізнити дуже малу різницю густини сусідніх тканин. Якість зображення визначається в першу чергу формою випромінюваного і прийнятого УЗ пучків, які створюються за допомогою багатоеlementного п'єзоперетворювача - найбільш відповідальної складової частини сканера. Зарубіжні універсальні сканери для розв'язання конкретних завдань діагностики оснащені багатьма різноманітними п'єзоперетворювачами з електронним або механічним скануванням, будова яких є секретом фірм і які відповідає елементна база електронної частини сканерів. Серійному випуску сканерів в Україні значною мірою заважає відсутність широких теоретичних і експериментальних досліджень багатоеlementних п'єзоперетворювачів.

Серед УЗ приладів сканери мають ряд особливостей: значно більші, ніж в гідроакустиці, частоти; використання ближньої зони п'єзоперетворювача, де можна фокусувати УЗ пучки; значно більший, ніж у воді, коефіцієнт затухання в біологічних тканинах; обмеження верхньої границі відношення сигнал-шум, щоб уникнути надмірного опромінення пацієнта; збудження, на відміну від дефектоскопії, тільки одного типу коливань - поздовжніх.

Це зумовлює необхідність проектування і розрахунку сканерів як окремого від приладів гідроакустики і дефектоскопії класу приладів. Окремі теоретичні методи дослідження п'єзоперетворювачів і їх акустичних полів, включаючи і п'єзоперетворювачі для УЗ діагностики, можна знайти в відомих працях В.Й. Домаркаса, Р.-Й. Ю. Кажиса, Е.Л. Пілецкаса, І.М. Ка-

невського, І.М.Ермолова, Б.С.Аронова, К.Хіла, Г.Кайно. Однак, в цих працях відсутнє як порівняння результатів, одержаних різними методами, так і порівняння теоретичних результатів з експериментальними (з описаною методикою експерименту). Існують також питання, які виявилися мало дослідженими: вплив двовірних коливань полоскових п'єзоелементів на якість зображення сканера; форма УЗ пучка при умові, що відстань між окремими елементами багатоелементного п'єзоперетворювача більше довжини хвилі; методи експериментальних досліджень п'єзоперетворювачів сканерів.

Заповненню вказаних прогалів і присвячена ця дисертаційна робота.

Метою роботи є одержання аналітичних виразів і створення програм розрахунку на ПЕОМ параметрів п'єзоперетворювачів і створюваних ними акустичних полів, визначення форми УЗ скануючих пучків, проведення експериментальних досліджень та порівняння теоретичних і експериментальних результатів.

Основні завдання наукового дослідження: постановка та розв'язок задач знаходження акустичних полів п'єзоперетворювачів; постановка та розв'язок задач знаходження електричних та акустичних параметрів елементів п'єзоперетворювачів; розробка методів експериментального дослідження параметрів п'єзоперетворювачів та форми УЗ скануючих пучків.

Метод дослідження. В роботі застосовано теоретико-експериментальний метод дослідження.

Наукова новизна роботи полягає у наступних положеннях:  
-експериментально і теоретично встановлено і визначено умови існування слабкого розбігання електронно сфокусованого УЗ пучка, створюваного лінійною матрицею плоских п'єзоелементів;  
-одержані в комплексному вигляді співвідношення теореми взаємності для чотирьохполосника, який включає п'єзоелемент, узгоджуючі шари та електричні схеми підключення; на їх основі обґрунтовано і запропоновано оригінальний метод вимірювання електричного опору втрат п'єзоелемента на випромінювання, який виключає опір втрат на коливання по його ширині, та одержано вираз для відношення сигнал-шум на виході чотирьохполосника і показано, що воно не залежить від параметрів електричної схеми;  
-одержані загальні вирази для електричного імпедансу та коефіцієнтів перетворення на частоті механічного резонансу

п'єзоелемента; створено і налагоджено програму розрахунку на ПЕОМ АЧХ цих параметрів п'єзоперетворювача ;

- розв'язано задачу про двомірні коливання поперечного п'єзоелемента в наближенні зв'язаних коливань і одержано вираз для оцінки амплітуди шкідливих косих пучків;

-запропоновано, обгрунтовано і застосовано метод вимірювання параметрів елемента п'єзоперетворювача, який дозволяє оперативно контролювати технологію його виготовлення;

-запропоновані, розраховані і застосовані оригінальні вільний поплавковий радіометр і ВЧ ватметр без активних елементів для вимірювання і контролю акустичної і споживаної електричної потужностей п'єзоперетворювачів сканерів і інших медичних приладів.

Практична цінність роботи полягає в тому, що одержані теоретично і підтвержені експериментально співвідношення і програми для ПЕОМ дозволяють обгрунтовано підходити до проектування і розрахунку п'єзоперетворювачів з оптимальними характеристиками для сканерів і інших медичних приладів, а поплавковий радіометр і ВЧ ватметр дають змогу вимірювати і контролювати їх акустичну і споживану електричну потужності; виявлені тенденції розвитку УЗ сканерів. Результати дисертаційної роботи є основою для курсу лекцій "П'єзоперетворювачі приладів медичного призначення".

Впровадження результатів роботи. Результати роботи впроваджені при виконанні НДР та ДКР в НВО "Славутич", в НІЦ Міністерства Охорони Здоров'я України, в НТУУ "КПІ" (всі м.Київ) та при постановці лабораторних робіт по курсу "Медичні акустичні прилади". Результати впроваджень підтвержені відповідними актами.

Апробація роботи. Дисертаційна робота в повному обсязі доповідалась і обговорювалась на наукових семінарах в НВО "Славутич" та на кафедрі акустики та акустoeлектроніки НТУУ "КПІ" (м.Київ).

Публікації. По матеріалам дисертації опубліковано 5 друкованих робіт, частина результатів відображена в 5 звітах по НДР та ДКР.

Структура та обсяг дисертації. Дисертаційна робота складається із вступу, чотирьох глав, висновків та списку літератури, що містить 83 найменувань, а також доповнення. Загальний обсяг дисертації складає 182 сторінки, в тому чис-

лі 66 малюнків на 45 сторінках.

Наукові результати, що виносяться на захист, включають:

1. Теоретичне і експериментальне дослідження форми УЗ скануючого пучка медичного сканера.

2. Одержання в комплексному вигляді співвідношень теорети взаємності чотирьохполюсника, який включає п'єзоелемент, демпфуючі та узгоджуючі шари, та електричну схему підключення і на їх основі виразу для відношення сигнал-шум на виході чотирьохполюсника, висновок про незалежність цього відношення від параметрів електричної схеми.

3. Одержання та експериментальна перевірка виразів для комплексних електричного та акустичного імпедансів, а також коефіцієнтів перетворення п'єзоелемента на частоті його механічного резонансу.

4. Роз'язок задачі про двомірні коливання полюсового п'єзоелемента і одержання виразу для оцінки амплітуди шкідливих косих пучків.

5. Методи вимірювання параметрів п'єзоелемента, опору втрат на випромінювання та форми УЗ пучка медичного сканера.

6. Принцип дії, конструкцію і результати вимірювання потужності УЗ опромінення пацієнтів діагностичними сканерами, терапевтичними випромінювачами та іншими УЗ медичними приладами.

7. Схему та результати експериментальної перевірки оригінального ВЧ ватметра для вимірювання споживаної електричної потужності п'єзоперетворювачів УЗ медичних приладів.

Особистий внесок дисертанта у розробку наукових результатів, що виносяться на захист, полягає в ініціюванні дослідження УЗ сканерів; аналізі тенденцій їх розвитку; в проведенні експериментів та їх теоретичному узагальненні; в одержанні співвідношень, розробці та налагодженні програм для ПЕОМ, виконанні розрахунків; розробці експериментальних методик; розробці радіометра і ВЧ ватметра; написанні статей для публікації та звітів по НДР.

#### **ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ**

У вступі обґрунтовується актуальність теми дисертації, формулюється її мета.

Відзначається, що ставлення до УЗ діагностики на початковій стадії її використання як до повністю безпечної для пацієнта змінилось стурбованістю вчених світу обстеженням

вагітних жінок і настійливою рекомендацією ВООЗ переглянути існуючу політику їх обстеження. Звернено увагу на повідомлення, що дія УЗ на визначені точки на поверхні нашого тіла показала: больові рецептори в цих точках мають різко виражений і дуже низький поріг збудження. Обговорюється стан питання про безпечні рівні УЗ опромінювання і вказується на відсутність простих засобів контролю цих рівней.

В зв'язку з цим зроблено аналіз УЗ діагностичних приладів, показаних на трьох міжнародних виставках "ІН-МЕД-93, 94, 95". Виявлено, що турбота про зменшення рівней опромінення зумовлює основні тенденції розвитку УЗ сканерів: 1) розширення ділянок і збільшення частки використання приладів з механічним скануванням; 2) наближення п'єзоперетворювача до досліджуваного органу.

В першій главі розв'язуються задачі знаходження акустичного поля, створюваного п'єзоперетворювачем з електронним скануванням, користуючись моделями збігаючогося циліндричного хвильового фронту, поля решітки лінійних елементів, поля лінійної матриці плоских елементів (за допомогою ПЕОМ).

УЗ пучок у такому п'єзоперетворювачі формується за допомогою багатоелементної лінійної матриці п'єзоелементів шляхом уведення поміж електричними сигналами, що подаються або знімаються з окремих п'єзоелементів, затримок. Вони забезпечують фокусування УЗ пучка в заданій точці, а в перпендикулярній площині фокусування здійснюється за допомогою циліндричної акустичної лінзи. Перемикаючи затримки і змінюючи розмір апертури п'єзоперетворювача, можна отримати майже паралельний пучок, тобто постійну поперечну роздільну здатність сканера по глибині УЗ зондування. При цьому виникає задача розрахунку фокусних відстаней, моментів перемикання апертури і її розмірів. Для її вирішення в наближенні Кірхгофа одержані аналітичні вирази для:

-розподілу акустичного тиску вздовж вісі з збігаючогося нескінченного циліндричного хвильового фронту з початковою апертурою D:

$$|P_{au}/P_{fu}| = (1 + 2v/(\pi K_p^2)) \{ (\pi/(2v)) [C_2^2(v) + S_2^2(v)] \}^{1/2}, \quad (1)$$

де  $v = (\pi/4) \cdot K_p^2 \cdot (z_0/f)$ ,  $z_0 = f - z$ ,  $K_p = D/\sqrt{\lambda f}$ ,  $f$  - фокусна відстань;  $P_{fu}$  - звуковий тиск у фокусі;

$$C_2(v) = C(\sqrt{2v/\pi}); \quad S_2(v) = S(\sqrt{2v/\pi});$$

$$\int_0^x \cos(\pi \cdot \frac{t^2}{2}) dt = C(x); \int_0^x \sin(\pi \cdot \frac{t^2}{2}) dt = S(x) \text{ -Інтеграли Френеля;}$$

-довжини фокальної зони на рівні  $|P_{a\parallel}/P_{r\parallel}| = 0.707$  :  
 $2\Delta z_0 \approx 6.9 \cdot \lambda (f/D)^2$ ; (2)

-довжини зсуву акустичного фокуса від геометричного:  
 $z_{0a} \approx 9.1f/K_{r\parallel}^4$ ; (3)

-ширини пучка на рівні  $|P_{\phi\parallel}/P_{r\parallel}| = 0.707$  в фокальній площині:  
 $2x_{0.707} \approx 0.89\lambda (f/D)$ . (4)

Формула (1) застосовується для  $v < 0.8K_{r\parallel}^2$ .

Показано, що цими простими виразами можна користуватись для розрахунку реальних (обмежених) фокусуючих систем, якщо довжина фронту задовольняє умові:

$$N/\sqrt{\lambda f} > 1.5. \quad (5)$$

В цьому разі задовольняється також умова фокусування VЗ пучка за допомогою циліндричної акустичної лінзи в перпендикулярній площині. Одержані аналітичні вирази для розрахунку такої як опуклої, так і вгнутої (абераційної і безабераційної) лінзи. За допомогою запропонованих в четвертій главі засобів вимірювань встановлено, що ефективність безабераційної лінзи вдвічі більша, ніж абераційної.

Для решітки N лінійних елементів, сфокусованих на відстань  $z=f$  в ближній зоні, одержано вираз для розподілу тиску в довільному напрямку:

$$P(x, z) = \rho_0 c q / \sqrt{\lambda} \sum_{j=1}^N \frac{e^{-1(kR_j + \omega t_{a_j})}}{\sqrt{R_j}}, \quad (6)$$

де  $T = D/(N-1)$ ;  $R_j = \sqrt{(x-x_j)^2 + z^2} \approx z [1 + ((x-x_j)/z)^2 / 2]$ ,

$q$  - об'ємна швидкість елемента на одиницю довжини.

Координата першого решітчного максимуму в фокальній площині:  
 $x_{p1} = \lambda f / T$ . (7)

Умова параксиальності для цієї моделі має вигляд:  $\lambda < T$ .

Розглянуто вплив тривалості VЗ імпульсу  $\tau$  з гаусовою формою огинаючої на відносну величину  $p$ -го решітчного максимуму і одержано вираз:

$$P_{p \text{ в } 1 \lambda} = \frac{A_m \sqrt{\pi f_0 \tau}}{A_0 |p| N} \operatorname{erf} \left( \frac{|p| N}{2 f_0 \tau} \right). \quad (8)$$

де  $f_0$  - частота механічного резонансу. З формули (8) видно, що рівень максимуму можна зменшити шляхом зменшення  $\tau$ .

Акустичне поле матриці плоских п'єзоелементів обчислювалось в наближенні Кірхгофа  $\cos(\vec{n}, \vec{R}_j) \approx 1$  на ПЕОМ по формулі:

$$P = \frac{P_0}{\lambda} \cdot \frac{nN}{j-1} \int_{-t/2}^{t/2} dx \cdot 2 \int_0^{R_j} \frac{e^{i\omega_0(t-t_{sj}-R_j/c)} \cdot e^{-\beta\omega_0(t-t_{sj}-R_j/c)}}{R_j} \cdot e^{-\beta\omega_0(t-t_{sj}-R_j/c)} \times b(t-t_{sj}-R_j/c) dy, \quad (9)$$

де  $R_j = \sqrt{(x_0 - (x_j + x))^2 + y^2 + z_c^2}$  - відстань від точки спостереження з координатами  $(x_0, y_0 = 0, z_0)$  до  $j$ -го елемента;

$x_j = T(2j - N \cdot n - 1)/2$  - координата середини цього елемента;  $n, N$  - кількість синфазно збуджуваних елементів і каналів в фокусувчій групі відповідно;  $b$  - ширина одного елемента;  $N$  - довжина його;  $T > b$  - відстань між центрами сусідніх елементів;

$t_{sj} = (1/c)(\sqrt{x_N^2 + f^2} - \sqrt{x_J^2 + f^2})$  - затримка в часі, що вводить в  $j$ -ий елемент відносно 1 і  $N$  елементів;

$x_j = (2j - N - 1)nT/2$  - координата середини  $J$ -ї групи, а

$J = [(j-1)/n] + 1$  - її номер ( $J = 1$  для крайньої лівої групи);

$x_N = (N-1)nT/2$  - координата середини крайньої справа групи;

$b(t)$  - функція вмикання.

Обчислювались розподіл тиску вздовж вісі  $z$ , та для ряду фіксованих  $z$  координата  $x_{0.5}$ , в якій тиск був в 2 рази менше, ніж на вісі, в залежності від параметрів матриці. Показано, що:

$$1) \quad x_{0.5}(z) = x_{min} / (P(z)/P_{max})^2; \quad (10)$$

2) при  $T/\lambda = 0.64$  форма  $\Psi$ З пучка наближається до форми збігаючогося циліндричного хвильового фронту, а при  $T/\lambda = 4.6$  після фокуса він розходиться значно менше, ніж за заг. нами геометричної акустики, збільшуючи довжину фокальної зони.

В першій главі приводиться послідовний розрахунок акустичного поля п'єзоперетворювача з механічним скануванням, який представляє собою кільцеву решітку елементів, користую-

чись моделю збігаючого сферичного хвильового фронту. Вираз для розподілу акустичного тиску вздовж вісі має вигляд:

$$\left| \frac{P_{ac}}{P_{oc}} \right| = \frac{2}{\epsilon_0} \cdot \left| \sin \left( \frac{K_p}{2} \cdot \frac{\epsilon_0}{1 - \epsilon_0} \right) \right|, \quad (11)$$

де  $\epsilon_0 = (z-f)/f$  - відносна координата;  $K_p \approx \pi z_0/f$  - коефіцієнт посилення тиску в фокусі;  $z_0$  - довжина ближньої зони;  $P_{oc}$  - тиск при  $z = 0$ . Границя застосування формули (11) визначається умовою:  $\sin^2(\theta_m/2) < (1 - \epsilon_0)^2 / (4\epsilon_0)$ .

Одержані наближені аналітичні вирази для:

-зсуву акустичного фокуса відносно геометричного:

$$\xi \approx 1 / (1 + K_p^2 / 12); \quad (12)$$

-довжини фокальної зони на рівні  $|P_{ac}/P_{fc}| = 0.707$ :

$$2z_{0,707} \approx 7.1 \lambda (f/D)^2; \quad (13)$$

-ширини пучка на рівні  $|P_{ac}/P_{fc}| = 0.707$  в фокальній площині:

$$2\chi_{0,707} \approx 1.02 \lambda (f/D). \quad (14)$$

Аналітичні вирази (2, 3, 4) і (12, 13, 14) дозволяють легко знаходити компромісне рішення при виборі співвідношення між поперечною роздільною здатністю і кількістю ступенів фокусування УЗ пучка.

В другій главі приводиться розрахунок електричних і акустичних параметрів елементів п'єзоперетворювачів УЗ сканнів.

Для випадку одностороннього акустичного навантаження ( $Z_1 < Z_2$ ) п'єзоелемента без узгоджувачих шарів за допомогою рівнянь шестиполосника одержані аналітичні вирази для ЛЧХ активної і реактивної компонент вхідного електричного імпедансу п'єзоелемента:

$$Z_{вх.ел.} = R_{a0} M_T(f) + j(-1/\omega C_0 + Z_2 R_{a0} M_I(f)/Z_0), \quad (15)$$

$$\text{де } M_T(f) = (f_0/f)^2 H_T(f), \quad M_I(f) = (f_0/f)^2 H_I(f), \quad (16)$$

$$H_T(f) = \frac{1}{4} \cdot \left( \frac{Z_2}{Z_0} \right)^2 \cdot \frac{(1 - \cos(\pi f/f_0))^2}{(1 + [(Z_2/Z_0)^2 - 1] \cos^2(\pi f/f_0))}, \quad (17)$$

$$H_I(f) = 1/2 \cdot \frac{\sin(\pi f/f_0) \{1 + [(1/2) \cdot (Z_2/Z_0)^2 - 1] \cos(\pi f/f_0)\}}{(1 + [(Z_2/Z_0)^2 - 1] \cdot \cos^2(\pi f/f_0))}, \quad (18)$$

$Z_0, Z_2, Z_1$  - акустичні імпеданси п'єзокераміки, середовища і демфера відповідно;  $R_{a0} = (4k^2_t / (\pi \omega_0 C_0)) Z_0 / Z_2$  - опір втрат на випромінювання в середовище ( $C_0$  - статична ємність п'єзоеле-

мента).

Для складної системи, яка містить електричні схеми включення п'єзоелемента, сам п'єзоелемент, два узгоджувачів шара за допомогою А-матриць еквівалентних чотирьохполюсників одержані в загальному вигляді вирази для АЧХ та на частоті  $f_0$  коефіцієнтів перетворення і комплексного вхідного електричного імпедансу. Наводяться приклади розрахованих для різних випадків АЧХ по складеній програмі.

Для цієї системи одержані співвідношення теореми взаємності в комплексному вигляді:

$$Z_{вх.ел.} = R_a + jX = (z_2 / (2A_0)) |K_{п}/K_{в}| \exp[j(\varphi_{п} - \varphi_{в})], \quad (19)$$

$$\cos(\varphi_{п} - \varphi_{в}) \approx (Gz_1 + z_2) |K_{п}K_{в}| / (2z_2), \quad (20)$$

де  $|K_{в}|$ ,  $|K_{п}|$ ,  $\varphi_{в}$ ,  $\varphi_{п}$  - модулі і фази коефіцієнтів перетворення напруга ↔ тиск на границі з середовищем при випромінюванні і прийомі;  $z_1, z_2$  - питомі імпеданси демпфера і середовища відповідно;  $G = 1$ ;  $G = (z_2/z_3)^2$ ;  $G = (z_4/z_3)^2$  - у випадках відсутності або наявності одного (з питомим імпедансом  $z_3 > z_2$ ) або двох (з питомими імпедансами  $z_3 > z_4$ ) узгоджувачів чвертьхвильових шарів відповідно. Точна рівність у (20) виконується при  $f=f_0$  - частоті механічного резонансу п'єзоелемента.

Показано, що із (19) і (20) слідує:

$$|K_{п}| = \sqrt{\frac{4A_0 R_a}{z_2 + z_1 G}}. \quad (21)$$

В другій главі зроблено аналіз різних схем підключення п'єзоелементів на основі теорії зв'язаних контурів.

На основі формули (21) і теореми Найквіста одержано вираз для відношення сигнал-шум на виході системи:

$$N = 2S_{\phi} A_0 / [kT(Gz_1 + z_2)], \quad (22)$$

де  $k$  - стала Больцмана;  $A_0, T$  - площа і температура п'єзоелемента;

$$S_{\phi} = \int_{\omega_1}^{\omega_2} S_{вх}(\omega) K_{п}^2(\omega) d\omega / \int_{\omega_1}^{\omega_2} K_{п}^2(\omega) d\omega; \quad S_{вх}(\omega) - \text{енергетичний}$$

спектр вхідного коливального тиску;  $\omega_1, \omega_2$  - границі полоси пропускання приймача.

Видно, що відношення (22) не залежить від параметрів електричних схем підключення.

В цій же главі послідовно розв'язана задача про двомірні коливання полоскового п'єзоелемента в наближенні зв'

язаних коливань при різних відношеннях його ширини до товщини ( $b/l_0$ ). Показано, що зв'язок коливань по товщині і по ширині, збуджуваних за рахунок продольного і поперечного п'єзоэффекта відповідно, має пружний характер. Одержані вирази для:

- коефіцієнта пружного зв'язку:

$$\gamma_{пр} = 2c_{13}^E / (\sqrt{c_{33}^D c_{11}^E} \cdot \pi^2), \quad (22)$$

де  $c_{11}^E, c_{13}^E, c_{33}^D$  - справочні модулі пружності;

- частот власних коливань зв'язаної системи:

$$f_{1,2} l_0 = (v_z^D / 2) \left( [1 + B^2 \pm \sqrt{[1 - B^2]^2 + 4(\gamma_{пр} B)^2}] / 2 \right)^{1/2}, \quad (23)$$

де  $B = q l_0 v_x^E / (b v_z^D)$ ;  $q = 1, 2, \dots$  - номер гармоніки коливань по ширині;  $v_z^D, v_x^E$  - швидкості розповсюдження коливань;

- відносної амплітуди косих пучків, значно збільшуючих рівень бокових максимумів зондуючого ВЗ пучка, які в сучасних сканерах в ряді випадків не повинні перевищувати -60 дБ:

$$A = (n_2 / n_1) (Z_{вз} / Z_2), \quad (24)$$

де  $n_1, n_2$  - коефіцієнти електромеханічної трансформації II II парціальних систем відповідно;  $Z_2, Z_{вз}$  - власний механічний опір II системи і взаємний опір систем.

На основі одержаних виразів проаналізовані описані в літературі експериментальні роботи, в яких спостерігались, або могли спостерігатися ефекти, зв'язані з двовірністю коливань п'єзоелементів, і умови подавлення косих пучків.

В третій главі наводиться описання методів і результатів експериментальних досліджень акустичних полів ВЗ сканера, схем збудження полів, а також імпульсні характеристики п'єзоперетворювачів. Вимірювались параметри ВЗ скануючого пучка в сканері по зображенню розташованих в воді як одиночної мідної проволочки  $\varnothing 0.3$  мм, так і ряда проволочок  $\varnothing 1.5$  мм тест-об'єкта, для чого використовувалась шкала сірого.

Встановлено, що за умови  $N < \sqrt{2f/\lambda}$  ( $N$  - число каналів в фокусуєчій групі,  $f$  - фокусна відстань,  $\lambda$  - довжина хвилі у воді) форма пучка на ділянці  $z < f$  наближається до форми збігаючогося за законами геометричної акустики пучка, а на ділянці  $z > f$ , значно більшій довжини фокальної зони, розбігання пучка набагато слабше, ніж за тими ж законами. Одержані експериментально і на ЛЕОМ форми збігаються. Це явище в дея-

ких випадках дозволяє обійтись без великої кількості ступенів динамічного фокусування і значно зменшити вартість УЗ сканера.

Обґрунтовано і використано оперативний метод визначення параметрів елементів п'єзоперетворювачів в процесі їх виготовлення і експлуатації по АЧХ вимірних складових вхідного електричного імпедансу. Одержано вирази:

$$R_a = R_0 \frac{U_2 \cos \varphi - U_2 / U_1}{U_1 \sin^2 \varphi + (\cos \varphi - U_2 / U_1)^2}; \quad X = R_0 \frac{U_2 \sin \varphi}{U_1 \sin^2 \varphi + (\cos \varphi - U_2 / U_1)^2}. \quad (25)$$

де  $R_0$  - опір резистора, підключеного послідовно з п'єзоелементом;  $U_1, U_2$  - ВЧ напруга генератора і напруга на п'єзоелементі;  $\varphi$  - кут зсуву фаз поміж цими напругами. Одержані співвідношення для виділення з АЧХ інформації відносно параметрів самої п'єзокераміки і інших складових п'єзоперетворювача. Наводяться приклади вимірювань з експериментальними п'єзоперетворювачами і їх порівняння з теоретичними залежностями. У випадку відсутності шарів маємо гарний збір, а при наявності - визначено характер відхилення від технології виготовлення, в результаті чого шар не дав потрібного ефекта. Наводяться також експериментальні АЧХ в залежності від відношення ширини п'єзоелемента до його товщини ( $b/l_0$ ) в інтервалі  $1.3 < b/l_0 < 6.4$ . Поява двогорбості при  $b/l_0 \rightarrow 1$  свідчить про виникнення сильного зв'язку між коливаннями по товщині і ширині, що повністю відповідає запропонованій в другій главі теоретичній моделі. Наводиться приклад компенсації статичної ємності  $C_0$  реактивністю руху ненавантаженої п'єзоелектричної пластини. Одержано умову компенсації цієї реактивності реактивністю навантаженого чвертьхвильового шару у вигляді:

$$k_3 = \sqrt[3]{\pi k_2^2}, \quad \text{де } k_3 = z_3/z_0, \quad k_2 = z_2/z_0. \quad (26)$$

На основі співвідношення (21) запропоновано метод вимірювання опору втрат на випромінювання, виключаючий опір втрат на коливання по ширині п'єзоелемента:

$$R_a = \frac{(Gz_1 + z_2) \cdot U_{ex0}}{2z_2 \cdot K_{cep} I_{30}}. \quad (27)$$

де  $K_{cep} = 1; b/\sqrt{g\lambda}; A_0/(g\lambda)$  - для випадків плоских, циліндричних і сферичних хвиль;  $g/2$  - відстань поміж п'єзоелементом і відби-

вачем;  $U_{ex0}$  - величина ехосигналу, відбитого плоскою гладкою поверхнею, а  $I_{z0}$  - ток збудження п'єзоелемента. При вимірюванні напруги збудження  $U_{z0}$  одержуємо  $Z_{вх. е.д.} = U_{z0}/I_{z0}$ , а отже

$$X = \sqrt{|Z_{вх. е.д.}|^2 - R_a^2} \quad (28)$$

Експериментально вивчались різні електричні схеми імпульсного збудження і прийому ехосигналів окремими елементами п'єзоперетворювача. Встановлено, що в найбільш розповсюдженій схемі з ударним генератором для одержання максимальної величини ехо-сигналу накопичуюча ємність має бути:

$$C_n = 3 C_0 \quad (29)$$

Приводяться осцилограми збуджуючої напруги і ехосигналу, які демонструють вплив на них величини індуктивності контура ударного генератора, тривалості ударного імпульсу, присутності комутуючих діодів, узгоджуючих шарів. Вимірювана величина  $U_{ex0}$  співпадала з розрахованою по формулі:

$$U_{ex0} = E_0 \tau \omega_0 |K_B K_n| (2\Delta\omega/\omega_0) K_{с.е.р.}/\pi \quad (30)$$

де  $E_0, \tau$  - амплітуда і тривалість ударного імпульсу;  $2\Delta\omega = \omega_2 - \omega_1$ .

В четвертій главі приводиться: 1) теорія, розрахунок і конструкція оригінального вільного поплавкового радіометра для вимірювання акустичної потужності як сфокусованих, так і несфокусованих  $\text{VЗ}$  пучків; 2) теорія, розрахунок і схема оригінального ВЧ ватметра без активних елементів для вимірювання споживаної п'єзоелементом електричної потужності. Обидва прилади мають лінійну вихідну характеристику. В неперервному режимі випромінювання п'єзоперетворювача продемонстровано: відсутність інтерференції прямої і відбитої від поверхні радіометра хвиль; що у випадку плоского перетворювача у контакті з плоскоувігнутою лінзою ефективність еліптичної лінзи вдвічі більша, ніж сферичної; що у випадку сферичного перетворювача в  $\text{VЗ}$  пучок фокусується лише мала частина споживаної потужності; залежність електричної і сфокусованої акустичної потужностей від частоти збудження.

#### ВИСНОВКИ

1. Встановлено експериментально і шляхом розрахунку на ПЕОМ слабке розбігання в ближній зоні електронно сфокусованого  $\text{VЗ}$  пучка, створюваного лінійною матрицею плоских п'єзоелементів, і знайдено умову такої поведінки. Це в деяких випадках дозволяє обійтись без великої кількості ступенів динамічного фокусування і значно зменшити вартість  $\text{VЗ}$  сканера.

2. Одержані співвідношення теореми взаємності в комплексному вигляді для пасивного чотирьохполюсника, який включає демпфований п'єзоперетворювач, акустичні узгоджувачі та електричні схеми підключення різного типу. На їх основі запропоновано оригінальний метод вимірювання електричного опору втрат на випромінювання, виключаючи опір втрат на коливання по ширині елемента; одержано вираз для відношення сигнал-шум і показано, що воно не залежить від параметрів електричних схем. Складено і налагоджено програму розрахунку АЧХ елемента на ПЕОМ. Одержано загальні аналітичні вирази коефіцієнтів перетворення та комплексного електричного імпедансу зазначеного вище чотирьохполюсника на частоті механічного резонансу п'єзоперетворювача. Ці результати придатні як для розрахунку УЗ сканерів з електронним і механічним скануванням, так і інших медичних приладів: інгаляторів, офтальмоскопів, літотрипторів, приладів для хірургії УЗ пучками, терапевтичних випромінювачів.

3. Обґрунтовано, запропоновано і використано метод вимірювання АЧХ комплексного електричного імпедансу п'єзоперетворювачів сканерів і інших приладів, який дає можливість оперативно контролювати технологію їх виготовлення і визначати причини відхилення їх параметрів від заданих. Показано, що теоретичні і експериментальні результати збігаються.

4. Одержано вираз для оцінки амплітуди косих пучків, погіршуючих якість УЗ зображення сканерів і ефективність фокусування сферичними п'єзоперетворювачами, і проаналізовано умови її зменшення.

5. Запропоновано, розраховано і застосовано оригінальний простий поплашковий радіометр для вимірювання і контролю акустичної потужності як сфокусованих, так і несфокусованих УЗ пучків в медичних приладах.

6. Запропоновано, розраховано і застосовано оригінальний простий високочастотний ватметр без активних елементів і з лінійною вихідною характеристикою для вимірювання електричної потужності, споживаної п'єзовипромінювачем.

7. На основі аналізу УЗ сканерів, представлених на трьох міжнародних виставках "ІНМЕД-93, 94, 95", визначено основні тенденції в розвитку проектування цих приладів: розширення ділянок і збільшення частки використання сканерів з механічним скануванням; наближення п'єзоперетворювача до досліджу-

ваного органу.

Основні положення роботи відображені в наступних публікаціях:

1. Дидковський В.С., Найда С.А. О выборе оптимального соотношения между разрешением и числом зон динамической фокусировки при конструировании ультразвуковых диагностических сканеров // Вест. Киев. политехн. ин-та. Электроакустика и звукотехника. 1993. Вып.17. С.38-42.

Дисертантом запропоновано метод розрахунку фокусних відстаней, положення фокальних зон та їх кількості в залежності від заданої поперечної роздільної здатності УЗ сканера та одержані вирази для розрахунку.

2. Альохін В.О., Дідковський В.С., Найда С.А., Половина О.І. Особливості розрахунку схем вмикання ультразвукових датчиків // Український журнал медичної техніки і технології. 1994. № 3.4. С.30-34.

Дисертантом одержані аналітичні вирази для розрахунку коефіцієнтів перетворення на частоті механічного резонансу п'єзоелемента з урахуванням електричних схем вмикання.

3. Дидковський В.С., Найда С.А. Измерение параметров ультразвукового пучка медицинского эхоскопа // Український журнал медичної техніки і технології. 1995. № 4. С.53-57.

Дисертантом одержані співвідношення, проведені експерименти та зроблено їх теоретичне узагальнення.

4. Дидковський В.С., Найда С.А. О методе расчета фокальных зон при динамической фокусировке ультразвукового пучка. Киев, 1992. 9 с. //Деп. в УкрИНТЭИ 01.06.92, № 776-Ук92.

Дисертантом запропоновано метод розрахунку фокальних зон п'єзоперетворювачів УЗ сканерів та одержані співвідношення цього методу.

5. Дидковський В.С., Найда С.А. Линзовый безаберрационный концентратор для локального измерения или возбуждения акустических полей в биологических тканях. Киев, 1992. 8 с. //Деп. в Укр ИНТЭИ 08.06.92, № 839-Ук92.

Дисертантом одержані аналітичні вирази для розрахунку безаберраційних акустичних лінз.

Найда С. А. Пьезоелектрические преобразователи медицинских ультразвуковых сканеров.

Диссертация в виде рукописи на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.09.08 - Электроакустика и звукотехника, НТУУ "КПИ", Киев, 1996.

Теоретически и экспериментально исследуются акустические поля многоэлементных пьезопреобразователей и их электрические, электромеханические и акустические параметры. Получены аналитические выражения для: характеристик различных моделей поля; параметров преобразователя на частоте механического резонанса; амплитуды нежелательных косых пучков. Составлены и использованы программы расчета на ПЭВМ. Наблюдается совпадение теоретических и экспериментальных результатов. Предложены и использованы методы измерения параметров преобразователей, оригинальный радиометр и ВЧ ваттметр.

Naida S. A. Piezoelectric transducers for medical ultrasound scanners (the manuscript).

The thesis for the obtaining the scientific degree of the candidate of technical sciences on the speciality 05.09.08 - Electroacoustics and soundtechnics, NTUU "KPI", Kiev, 1996.

Acoustic fields of multi-element piezoelectric transducers and their electric, electromechanical and acoustic parameters are investigated theoretically and experimentally. Analytical expression are obtained for characteristics of different field's models, transducer's parameters on the mechanical resonance frequency, amplitude of undesirable inclined beams. Calculation programs for personal computer are created and used. Agreement between theoretical and experimental results are observed. Methods of measuring transducer's parameters, the original radiometer and the high-frequency wattmeter are proposed and used.

Ключові слова: ультразвуковий сканер, акустичне поле, хвильовий фронт, фокальна зона, п'єзоелемент, електричний і акустичний імпеданси, коефіцієнти перетворення, зв'язані коливання, п'єзоелектричний перетворювач.

ЛНБ ім. В. Стефаника  
АН України





AB 34.528

**AB 34.528**