

**НАЦІОНАЛЬНА АКАДЕМІЯ НАУК УКРАЇНИ
ІНСТИТУТ ГІДРОМЕХАНІКИ**

на правах рукопису

ОЛІЙНИК Валерій Никифорович

УДК 543.3

**АКУСТИЧНІ ВЛАСТИВОСТІ БАГАТОМОДОВИХ
П'ЄЗОЕЛЕКТРИЧНИХ ВИПРОМІНЮВАЧІВ
ТА ПРИЙМАЧІВ**

01.04.06 - Акустика

**Автореферат
дисертації на одбуття вченого ступеня
кандидата фізико-математичних наук**

Київ-1994



Робота викопана в Інституті гі

Науковий керівник – доктор фізико-математичних наук,
член Нью-Йоркської Академії Наук
І.В.Вовк

Офіційні опоненти – доктор фізико-математичних наук,
професор І.Т.Селезов
– кандидат технічних наук
О.С.Москаленко

Провідна установа – Київський Університет ім. Т.Г.Шевченка

Захист відбудеться "23" лютого 1995 р. о "14⁰⁰" на засіданні спеціалізованої ради Д 01.04.01 в Інституті гідромеханіки НАН України за адресою: 252057, Київ, вул. Желязова, 8/4.

З дисертацією можна ознайомитись у бібліотеці Інституту гідромеханіки НАН України.

Автореферат розісланий "11" січня 1995 г.

Вчений секретар
спеціалізованої ради
доктор технічних наук

С.І.Криль

АКТУАЛЬНІСТЬ ТЕМИ ТА СТАН ПРОБЛЕМИ. Інтерес до створення випромінювачів та приймачів звуку стимулюється постійним розширенням застосування акустичних методик у різних галузях науки і техніки. Так, разом з гідроакустикою, віброметрією, промисловими звуковими та ультразвуковими технологіями в останні десятиріччя інтенсивно розвивається біомедицинська акустика.

Однією з головних умов забезпечення високої ефективності акустичних пристроїв є належне угодження випромінювача (приймача) в середовищем, на яке він працює. В той же час, керування робочими характеристиками акустичних випромінювачів (приймачів) здійснюється за рахунок включення у їх конструктивні схеми додаткових елементів, що мають задані властивості. Стосовно випромінювачів та приймачів, у яких використовується принцип п'єзоелектричного перетворення, взаємозв'язаний розвиток двох вказаних підходів привів до формування поняття про спряжену п'єзоелектро-пружно-акустичну задачу, в рамках якої п'єзоелемент, пружні пасивні елементи конструкції та акустичне середовище, на яке працює перетворювач, виступають як рівноправні компоненти складної коливальної системи. При цьому система в цілому за рахунок взаємодії своїх складових набуває принципово нових властивостей, не притаманних кожному з компонентів окремо. В першу чергу це виражається у зміні спектральних властивостей випромінювача (приймача), а саме, в появі резонансів, які відсутні у спектрах власних коливань п'єзоелементів, чи в опосередкованому обудженні коливальних мод, відмінних від тої, на якій діє обурююча сила.

П'єзоелектричні перетворювачі, які мають вказані властивості, слід віднести до багатомодових коливальних систем. Очевидно, що використання ефектів багатомодовості для керування акустичними властивостями таких пристроїв має велике практичне значення. Слід однак відмітити, що незважаючи на уяву простоту базових принципів побудови багатомодових електроакустичних систем, універсальні рецепти їх синтезу практично відсутні. Тому кожного разу виникає задача пошуку конкретної конструктивної схеми перетворювача, яка б відповідала тим, чи іншим технічним вимогам.

Останнім часом у гідроакустиці особливої актуальності набули задачі створення ефективних низькочастотних випромінювачів звуку, а у біомедицинській акустиці гостро стоїть проблема одійснення неспотворюючої ресстрації шумів дихання на поверхні грудної клітки

людили. Виходячи з цього, МЕТОЮ ДАНОЇ ДИСЕРТАЦІЇ є дослідження акустичних властивостей деяких перспективних багатомодових п'єзоелектричних випромінювачів та приймачів, призначених для використання у гідроакустиці та біомедицинській акустиці.

НАУКОВА НОВИЗНА ДИСЕРТАЦІЇ полягає в тому, що:

- Запропонована концепція багатомодового циліндричного п'єзоелектричного випромінювача. Розроблена його математична модель і на основі використання методу часткових областей розв'язана наскрізна крайова задача математичної фізики. Досліджені особливості дальнього і ближнього поля випромінювача.

- Досліджені акустомеханічні властивості стержньового п'єзоелектричного випромінювача в пружною тильною пластинкою. Показана можливість ефективного керування характеристиками випромінювача шляхом належного вибору параметрів пластинки.

- На основі теорії тонких електропружних пластинок розроблена математична модель біморфного п'єзоакселерометра. Досліджені електромеханічні властивості ряду конструктивних схем п'єзоакселерометрів.

- Розроблені акустична та математична моделі розповсюдження звуку в грудній клітці людини з урахуванням наявності п'єзоакселерометра на її поверхні. За допомогою методу часткових областей розв'язана відповідна наскрізна спряжена п'єзоелектро-пружно-акустична задача математичної фізики. Досліджені закономірності розповсюдження звуку в грудній клітці людини та особливості взаємодії п'єзоакселерометра з її поверхнею.

ПРАКТИЧНА ЦІННІСТЬ ДОСЛІДЖЕНЬ полягає в тому, що:

- Вироблені рекомендації по створенню ефективних багатомодових низькочастотних гідроакустичних циліндричних та стержньових п'єзоелектричних випромінювачів.

- Вироблені вимоги до раціонального проектування біморфних п'єзоакселерометрів. Здійснено оцінку можливості використання п'єзоакселерометрів для неспотворюючої реєстрації шумів дихання на поверхні грудної клітки людини.

ОСОБИСТІЙ ВНЕСОК ДИСЕРТАНТА полягає у:

- розробці математичних моделей розглянутих п'єзоелектричних випромінювачів та приймачів;

- розробці акустичної та математичної моделей розповсюдження звуку в грудній клітці людини;

- розробці та реалізації алгоритмів чисельного розв'язку відповідних крайових задач математичної фізики;

- фізичній інтерпретації одержаних результатів.

АПРОВАБАЦІЯ РЕЗУЛЬТАТІВ. Матеріали дисертації доповідались та обговорювались на

- II Європейській конференції з підводної акустики (Данія, 1994);

- XVIII конференції молодих вчених (Інститут механіки НАН України, Київ, 1993);

- республіканському науковому семінарі з гідромеханіки (Інститут гідромеханіки НАН України, керівник чл.-кор. НАН України проф. В.Т.Грінченко, Київ, 1993, 1994);

- республіканському науковому семінарі "Проблеми механіки" (Київський Університет ім. Т.Г.Шевченка, керівник чл.-кор. НАН України проф. А.Ф.Улітко, Київ, 1993).

РІВЕНЬ РЕАЛІЗАЦІЇ НАУКОВИХ РОЗРОБОК. Результати, включені у дисертацію, використані при виконанні Інститутом гідромеханіки НАН України НДР з відповідних тематик.

СТРУКТУРА ТА ОБ'ЄМ ДИСЕРТАЦІЇ.

Дисертація складається з вступу, трьох глав, висновків, та списку використаної літератури. Рукопис містить 121 сторінку друкованого тексту, в тому числі 28 рисунків, 5 таблиць та бібліографічний список, який включає 92 найменування.

У ПЕРШІЙ ГЛАВІ розглянута задача про випромінювання звуку

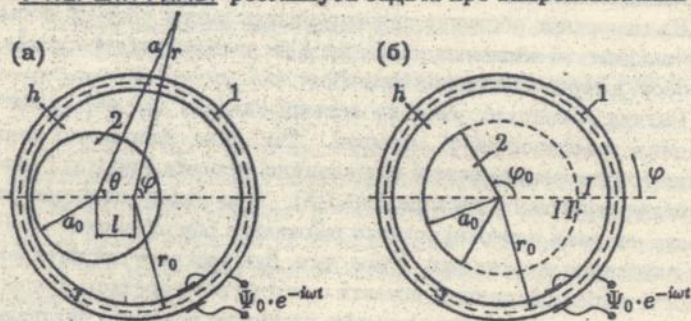


Рис. 1: Циліндрична оболонка з вставкою: 1 – оболонка, 2 – вставка.

нескінченною пружною циліндричною оболонкою радіуса r_0 та

товщини h є несиметричною внутрішньою вставкою. Зовні оболонка оточена рідиною, що має густину ρ_1 та швидкість звуку c_1 , а всередині заповнена рідиною з параметрами ρ_2 та c_2 . Поверхні п'єзопружної оболонки повністю електродовані і до обкладок електродів прикладена гармонічна електрична напруга $\Psi = \Psi_0 \cdot e^{-i\omega t}$ (див. Рис.1). Для рідини (як всередині, так і зовні оболонки) вважалося справедливим рівняння Гельмгольца для акустичного потенціалу.

На основі узагальнених гіпотез Кірхгофа-Лява та співвідношень для п'єзопружних оболонок обертання рівняння гармонічних вимушених коливань оболонки були записані у вигляді

$$\begin{aligned} \frac{d^2 u}{d\varphi^2} - \frac{dw}{d\varphi} + \xi_p \beta^2 \cdot \left(\frac{d^2 u}{d\varphi^2} + \frac{d^3 w}{d\varphi^3} \right) + k^2 r_0^2 u &= 0; \\ \frac{du}{d\varphi} - w - \xi_p \beta^2 \cdot \left(\frac{d^3 u}{d\varphi^3} + \frac{d^4 w}{d\varphi^4} \right) + k^2 r_0^2 w &= \cdot \quad (1) \\ -\frac{r_0}{h} (1 + \nu) d_{31} \cdot \Psi_0 - \frac{i\omega r_0^2}{h\rho c^2} \cdot (\rho_1 \Phi_1(r_0, \varphi) - \rho_2 \Phi_2(r_0, \varphi)); \\ k = \omega/c; \quad \beta^2 = h^2/12r_0^2; \quad \xi_p = 1 + \frac{1 + \nu}{2} \cdot \frac{k_p^2}{1 - k_p^2}; \end{aligned}$$

де ρ ; c ; ν – густина, швидкість подовжніх хвиль та коефіцієнт Пуассона для п'єзоматеріалу; d_{31} – п'єзомодуль; k_p – планарний коефіцієнт електромеханічного зв'язку оболонки. У рівняннях через u позначені окружні зміщення серединної поверхні оболонки, через w – її радіальні зміщення, Φ_1 і Φ_2 – акустичні потенціали в рідині зовні та всередині оболонки.

На поверхнях оболонки задовольнялись умови рівності нормальних швидкостей оболонки та рідини, а на нескінченності – умова відсутності джерел акустичної енергії.

Вигляд граничних умов на вставці залежав від форми та акустичних властивостей її поверхні. Так, були розглянуті випадки ексцентрично розташованої циліндричної вставки Рис.1(а) і вставки у вигляді кругового сектора Рис.1(б). При цьому циліндрична та плоска частини поверхні вставки вважались або акустично м'якими, або акустично жорсткими. Крім того, був розглянутий випадок наявності напівциліндричної вставки з акустично жорсткою циліндричною частиною поверхні та плоскою частиною поверхні, виконаною у вигляді шарнірно опертої пружної пластинки. У цьому випадку постановка задачі доповнювалася рівнянням вимушених коливань пла-

стинки та умовою спряження нормальних швидкостей на її поверхні.

Шукані розв'язки для акустичних та механічних полів записувались у вигляді рядів Фур'є по власних функціях. Такий підхід дозволив за рахунок повноти і ортогональності наборів власних функцій звести вихідну задачу до розв'язання нескінченних систем лінійних алгебраїчних рівнянь відносно невідомих коефіцієнтів у рядах Фур'є. При наявності секторних вставок у відповідності з методом часткових областей внутрішня по відношенню до оболонки область розбивалась на підобласті I і II, які мають канонічну форму (див. Рис.1(б)). При цьому постановка задачі доповнювалася умовами неперервності акустичних полів на межі розділу підобластей.

У результаті проведеного аналізу встановлено ряд характерних особливостей поведінки розглянутих циліндричних випромінювачів:

- Для випромінювачів в розглянутих варіантах вставок з'являються нові максимуми випромінювання енергії на частотах, що лежать нижче власної частоти пульсації оболонки у вакуумі ω_0 (Рис.2).

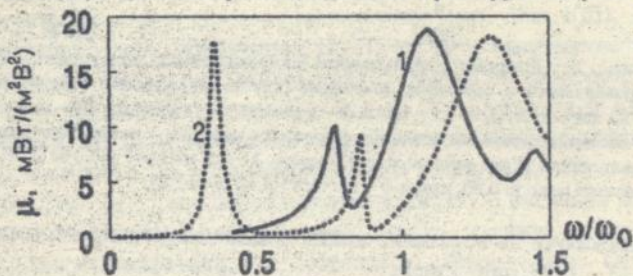


Рис. 2: Частотні важливості енергетичної ефективності: крива 1 – для акустично жорсткої секторної вставки з $\varphi_0 = 2\pi/3$; крива 2 – для напівциліндричної вставки з акустично жорсткою криволинійною частиною поверхні та акустично м'якою плоскою стінкою.

- Відзначено, що в околі вказаних максимумів переважають внески окружних мод коливань оболонки з номерами $n = 0$; 1 – пульсуючої, на якій відбувається електричне збудження, та осцилюючої, яка відповідає рухові оболонки як єдиного цілого. Таким чином, на цих частотах має місце ефективний захват енергії осцилюючою модою коливань оболонки.

- Встановлено, що наявність специфічних низькочастотних максимумів випромінювання звуку системою може зумовлюватись як появою резонансного контура, утвореного масою осцилюючої оболонки

та пружністю заловненого рідиною внутрішнього об'єму оболонки, так і резонансними явищами у внутрішньому об'ємі рідини.

• Одночасне обудження пульсуючої та осцилюючої мод коливань оболонки, які мають на вказаних резонансах близькі амплітуди, сприяє формуванню яскраво вираженої напрямленості випромінювача, не-

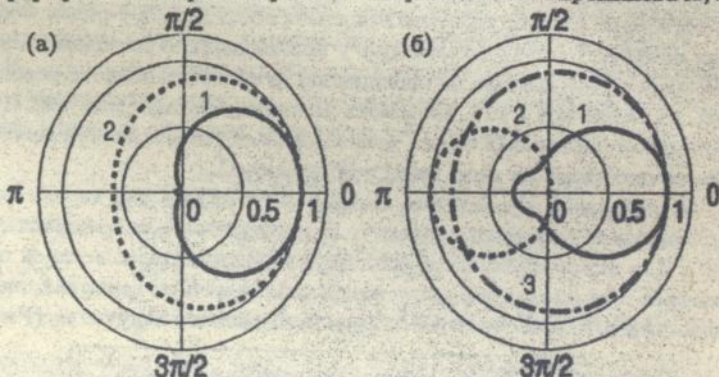


Рис. 3: Діаграми напруженості випромінюваної потужності. (а) – для випромінювачів в акустично жорсткій секторній вставці ($\varphi_0 = 2\pi/3$): крива 1 – на частоті $\omega/\omega_0 \approx 0.71$, крива 2 – на частоті $\omega/\omega_0 \approx 1.09$; (б) – для випромінювача в напівциліндричній вставці (акустично жорстка криволінійна частина поверхні і акустично м'яка плоска стінка): крива 1 – на частоті $\omega/\omega_0 \approx 0.36$, крива 2 – на частоті $\omega/\omega_0 \approx 0.85$, крива 3 – на частоті $\omega/\omega_0 \approx 1.33$.

оважаючи на порівняно малий хвильовий діаметр оболонки (порядку $1/3 - 1/2$), див. Рис.3.

У ДРУГІЙ ГЛАВІ розглянута задача про коливання стержневого п'єзокерамічного перетворювача, в якому традиційна масивна тильна накладка замінена жорстко заземленою на опорі легкою пружною круглою пластинкою (Рис.4(а)).

Вважалось, що п'єзостержень поляризований поперечно і до його електродів прикладена електрична напруга в амплітуду U та частотою f . Рух такої системи описувався класичною одновимірною теорією стержневого перетворювача та еквівалентною електро-механічною схемою.

Колівання тильного торця п'єзостержня обуджували згинальні коливання пластинки, внаслідок чого на тильному торці виникала відповідна реакція. З урахуванням припущення про недеформівність

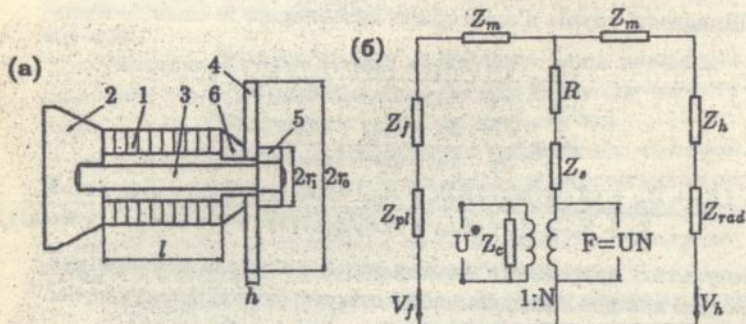


Рис. 4: Стержневий перетворювач з тильною пластинкою: (а) – конструктивна схема: 1 – п'єостержень, 2 – передня накладка, 3 – армуюча стяжка, 4 – пластинка, 5 – гайка, 6 – шайба; (б) – еквівалентна схема (поперечний п'єоефект).

опори була побудована еквівалентна електромеханічна схема стержневого перетворювача з тильною пластинкою (див. Рис.4(б)). На схемі використані такі позначення: U , N , та Z_c – електрична напруга, коефіцієнт електромеханічної трансформації та електричний імпеданс п'єостержня, F – сила, Z_{pl} , Z_{rad} та R – механічний імпеданс пластинки, імпеданс випромінювання та механічний опір втрат, $Z_h = i\omega m_h$, $Z_f = i\omega m_f$, $Z_s = X_0/i \sin(kl)$, $Z_m = iX_0 \operatorname{tg}(kl/2)$, $X_0 = \rho cS$, $R = |Z_s|/Q$. Тут m_h – маса передньої накладки, m_f – загальна маса гайки, шайби та пасивної тильної маси, ρ та c – густина та швидкість звуку для п'єоокераміки, Q – добротність п'єостержня, l та S – довжина та площа поперечного перерізу п'єостержня, $k = \omega/c$, $\omega = 2\pi f$.

Наведена схема відрізняється від класичної схеми стержневого перетворювача з пасивною тильною накладкою наявністю елемента Z_{pl} , який відповідає імпедансу пластинки. Механічний імпеданс пластинки вивчається у результаті розв'язку крайової задачі про радіально симетричні гармонічні коливання жорстко заземленої на опори кінематично збуджуваної тонкої пластинки.

Для того, щоб провести порівняння характеристик перетворювачів з пасивною тильною накладкою і з тильною пластинкою, досліджувалась чутливість перетворювача по швидкості передньої накладки $\beta_h = V_h/UN$, а також відношення швидкостей торців п'єостержня

V_f/V_h . Швидкості торців п'єзостержня визначалися із співвідношень

$$V_h = \frac{UN}{D_Z} \cdot \frac{Z_f + Z_{pl} + iX_0 \operatorname{tg}(kl/2)}{Z_h + Z_f + 2iX_0 \operatorname{tg}(kl/2)},$$

$$V_f = \frac{UN}{D_Z} \cdot \frac{Z_h + Z_{rad} + iX_0 \operatorname{tg}(kl/2)}{Z_h + Z_f + 2iX_0 \operatorname{tg}(kl/2)}; \quad (2)$$

$$D_Z = \frac{(Z_f + Z_{pl} + iX_0 \operatorname{tg}(kl/2))(Z_h + Z_{rad} + iX_0 \operatorname{tg}(kl/2))}{Z_f + Z_{pl} + Z_h + Z_{rad} + 2iX_0 \operatorname{tg}(kl/2)} + \left(R + \frac{X_0}{i \sin(kl)} \right).$$

У результаті проведеного аналізу встановлено ряд характерних особливостей поведінки модифікованих стержньових випромінювачів:

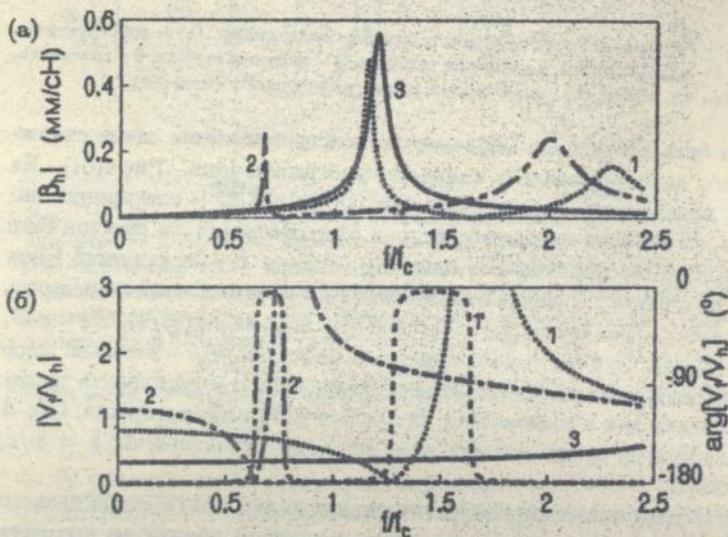


Рис. 5: Частотні залежності кінематичних характеристик стержньових перетворювачів. (а) – чутливості по швидкості переднього торця: крива 1 – при наявності тильної пластинки в $f^{(p)}/f_c > 1$, крива 2 – при наявності тильної пластинки в $f^{(p)}/f_c < 1$, крива 3 – при наявності тильної маси в $m_f/m_h \approx 5.5$; (б) – амплітуди та фази відношення швидкостей торців V_f/V_h : криві 1 і 1' – при наявності тильної пластинки в $f^{(p)}/f_c > 1$, криві 2 і 2' – при наявності тильної пластинки в $f^{(p)}/f_c < 1$, крива 3 – при наявності тильної маси в $m_f/m_h \approx 5.5$ (амплітуда).

• Застосування легкої тильної пластинки в резонансному частотному діапазоні вище критичної частоти f_c (резонансної частоти перетворювача в нескінченно важку тильну накладку) забезпечує практично таку

ж ефективність перетворювача, що й вастосування традиційної тильної маси.

- За рахунок використання ефекту зростання динамічної маси пластинки в околі її резонансу виявляється можливим знизити резонансну частоту перетворювача f_{tr} аж до критичної.

- Застосування тильної пластинки в резонансною частотою нижче критичної дозволяє створити стержньовий випромінювач в акритичною резонансною частотою ($f_{tr} < f_c$). Це досягається за рахунок взаємодії імпеданса пластинки, який має після резонансу пружний характер, в інерційністю осцілюючого п'єзостержня.

- Виникнення інтенсивних осциляцій п'єзостержня у випромінювачі в акритичною резонансною частотою обумовлюється захватом енергії, що вноситься у систему на симетричній моді коливань п'єзостержня, його антисиметричною модою коливань.

ТРЕТЯ ГЛАВА присвячена обговоренню проблем створення п'єзокерамічних датчиків для неспотворюючої реєстрації шумів дихання на поверхні грудної клітки людини. Проведено загальний аналіз специфічних труднощів, які виникають при реєстрації звукових сигналів на поверхні тіла людини контактним способом. Показано, що висунутим вимогам найбільшою мірою відповідають акселерометри в активними елементами у вигляді поляризованих по товщині тонких біморфних п'єзокерамічних пластинок. У такому пристрої коливання

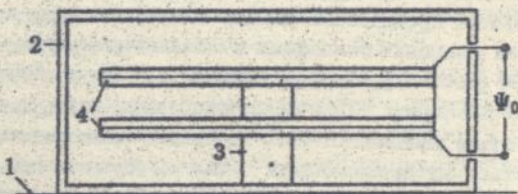


Рис. 6: З'явальний п'єзоакселерометр.

поверхні грудної клітки 1 викликають коливання корпусу датчика 2, який механічно зв'язаний в нею. Коливання корпусу через опору 3 передаються біморфам 4, викликаючи їх оринальні коливання (див. Рис.6). За рахунок п'єзоэффекту на покритих електродами поверхнях біморфів виникає електрична напруга Ψ_0 .

Вважалось, що датчик працює у режимі холостого ходу. Крім

того вважалося, що корпус і опора є недеформівними і одійсноють коливання в круговою частотою ω та амплітудою ξ . Прийняті припущення дозволили звести моделювання акселерометра до розгляду егнальних коливань кожного біморфа окремо. Функція прогину біморфа і вихідна напруга на його електродах знаходились у результаті розв'язку спряженої задачі електропружності про гармонічні коливання кінематично обуджуваної тонкої біморфної пластинки. Зокрема, в роботі були розглянуті прямокутний біморф, жорстко закріплений посередині, прямокутний біморф, шарнірно опертий по краях, та круглий біморф, жорстко закріплений на центральній опорі.

Найважливішими характеристиками біморфа є його чутливість по прискоренню γ_b , що визначається як відношення вихідної напруги на його електродах до коливального прискорення опори, та вхідний механічний імпеданс Z_b , що визначається як відношення переріваючої сили у кріпленні біморфа до коливальної швидкості опори. Для акселерометра, який складається з n електрично послідовно включених біморфів чутливість γ_Σ та вхідний механічний імпеданс Z_Σ визначаються як

$$\gamma_\Sigma = \sum_{j=1}^n \gamma_b^{(j)}; \quad Z_\Sigma = \sum_{j=1}^n Z_b^{(j)} + i\omega m. \quad (3)$$

Тут m – загальна маса корпусу і опори, а індекс (j) відноситься до характеристик j -того біморфа.

У результаті проведеного аналізу встановлено ряд характерних особливостей поведінки біморфних п'єзоакселерометрів:

- В околі резонансу біморфа відбувається різке обільшення його механічного імпедансу. При врахуванні маси корпусу акселерометра у частотній залежності його імпедансу вище резонансу біморфів о'являється антирезонансний мінімум, обумовлений взаємодією пружного імпедансу біморфів з інерційністю жорсткого корпусу (див. Рис.7(а)).

- Використання кількох електрично послідовно включених біморфів з близькими резонансними частотами дозволяє розширити діапазон ефективної ресстрації сигналу (Рис.7(б)).

- Оцінка розрахункової ефективності біморфів різних конфігурацій показала, що прямокутний біморф, шарнірно опертий по краях, має приблизно в два рази більшу чутливість у порівнянні з круглим та прямокутним біморфами, жорстко зацмеленими на опорі, при фіксованих довжині (діаметрі) та резонансній частоті.

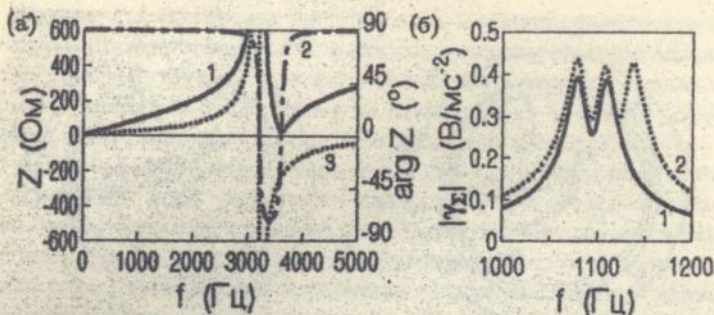


Рис. 7: Електромеханічні властивості оригінальних п'єзоакселерометрів. (а) - механічний імпеданс акселерометра у корпусі: крива 1 - $|Z_B|$, крива 2 - $\arg Z_B$, крива 3 - імпеданс біморфа (узнава частина); (б) - чутливість акселерометрів в кількох неідентичних біморфах (без урахування маси корпусу): крива 1 - біморфи з резонансними частотами 1080 Гц і 1107 Гц; крива 2 - біморфи з резонансними частотами 1080 Гц, 1107 Гц і 1134 Гц.

Для того, щоб оцінити придатність п'єзоакселерометрів для неспотворюючої ресстрації сигналів на поверхні грудної клітки, у третій главі була запропонована акустична модель каналу розповсюдження звуку в грудній клітці людини, яка враховує наявність п'єзоакселерометра на її поверхні. Грудна клітка людини моделювалась набором концентричних циліндричних шарів, кожному з яких приписувались акустомеханічні властивості та фізичні параметри реальних біотканин: паренхіми (легенева тканина), кісткової тканини, м'язово-жирових тканин, і т. ін..

Припущення про те, що основним джерелом шумів дихання є верхні дихальні шляхи, дозволило виключити з розгляду деревовидну структуру повітропроводів респіраторного тракту, а гіпотеза про те, що більша частина акустичної енергії випромінюється у радіальному напрямку - звести моделювання грудної клітки до двовимірної задачі випромінювання звуку в замкнуту циліндричну область (див. Рис.8(а)).

Оскільки при реальних швидкостях повітряного потоку в трахеї у діапазоні приблизно до 1000 Гц рівень генерованого ним звукового тиску практично не залежить від частоти, моделювання розповсюдження звуку в грудній клітці та ресстрації сигналу на її поверхні було введене до визначення спектральної складової передаточної функції розглянутого акустичного каналу. При цьому в ролі джерела звуку

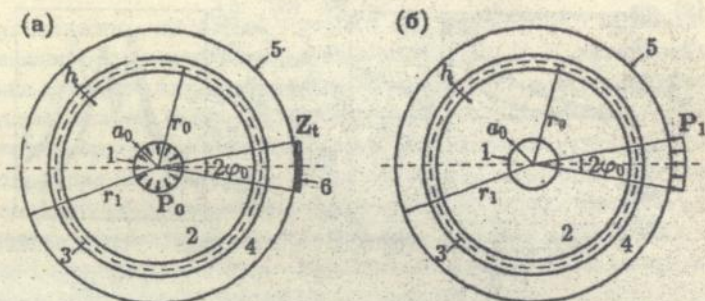


Рис. 8: Акустична модель грудної клітки людини: (а) – режим резонанції шумів дихання, (б) – режим вібраційного обудження поверхні грудної клітки; 1 – трахея, 2 – паренхіма, 3 – м'язово-реберний "каркас", 4 – м'язово-жировий шар, 5 – мембрана (шкіра), 6 – датчик (акселерометр).

розглядався гармонічний звуковий тиск P_0 .

Функція, що визначає тиск у паренхімі 2, задовольняла рівняння Гельмгольца.

Реберний "каркас" разом з міжреберними м'язами моделювався тонкою пружною оболонкою, рівняння змущених коливань якої записувались на основі гіпотез Кірхгофа-Лява.

Розташована на зовнішній поверхні ребер м'язово-жирова тканина моделювалась шаром в'язкої рідини, оточеної пружною тонкою мембраною, що імітувала шкіру:

$$\frac{1}{r_1^2} \cdot \frac{d^2 y}{d\varphi^2} + k_s^2 y = \frac{1}{\rho_s^* \bar{c}_s^2} \cdot (p_{ext} - p_f(r_1, \varphi)); \quad 0 \leq \varphi \leq 2\pi. \quad (4)$$

Тут ρ_s^* , c_s , μ_s – поверхнева густина, швидкість звуку та коефіцієнт затухання для мембрани, $k_s = \omega/\bar{c}_s$, $\bar{c}_s = c_s(1 + \mu_s)$, $y(\varphi)$ – функція, що визначає зміщення мембрани 5. Функція $p_f(r, \varphi)$ визначає тиск у парі в'язкої рідини 4, яка оточує оболонку, і задовольняє рівняння Гельмгольца, p_{ext} – тиск зовні мембрани.

На границях розділу шарів біотканин задовольнялись умови спряження нормальних швидкостей. Вираз для зовнішнього тиску відбивав наявність датчика:

$$p_{ext} = \begin{cases} i\omega y \cdot Z_t, & |\varphi| \leq \varphi_0; \\ 0, & \varphi_0 \leq \varphi \leq 2\pi - \varphi_0. \end{cases} \quad (5)$$

Тут Z_t – питомий механічний імпеданс акселерометра 6.

Вирази для акустичних полів у парах біотканин записувались у вигляді рядів Фур'є, коефіцієнти яких визначались після підстановки рядів у систему функціональних рівнянь, яка включає рівняння коливань оболонки, а також умови на стінці трахеї, границях розділу шарів і поверхні грудної клітки, та їх наступної алгебраїзації.

Для правильного вибору параметрів датчика в точки зору мінімізації внесених його присутністю спотворень при реєстрації шумів дихання важливо знати вхідний механічний імпеданс грудної клітки. Для того, щоб оцінити імпеданс поверхні грудної клітки за допомогою нашої моделі та порівняти з наявними експериментальними даними була розглянута система, зображена на Рис.8(б). Вона повинна була імітувати вібраційне збудження ділянки поверхні грудної клітки. У цьому випадку на ділянці поверхні $r = r_1$; $|\varphi| \leq \varphi_0$ замість питомого імпеданса датчика задавався тиск P_1 .

У результаті проведеного аналізу встановлено ряд характерних особливостей поведінки розглянутої акустичної системи:

- Порівняння розрахункових даних про механічний імпеданс гру-

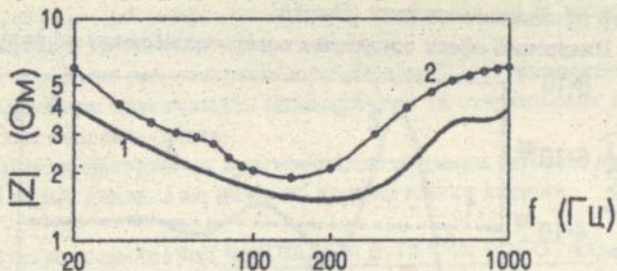


Рис. 9: Частотна залежність модуля механічного імпедансу поверхні грудної клітки: крива 1 — розрахунок, крива 2 — експеримент.

дної клітки в експериментальними показало, що модель адекватно описує акустомеханічні властивості поверхні грудної клітки в діапазоні частот від 50 до 1000 Гц (Рис.9).

- Характер частотного спектру коливальних прискорень грудної клітки та швидкість його спадання на частотах вище 200 Гц в цілому угоджується з тенденцією, що спостерігається в експериментах.

- Встановлено, що датчик з резонансною частотою, яка лежить вище робочого діапазону, практично не спотворює частотний спектр прийнятого сигналу. В той же час датчик, резонансна частота якого

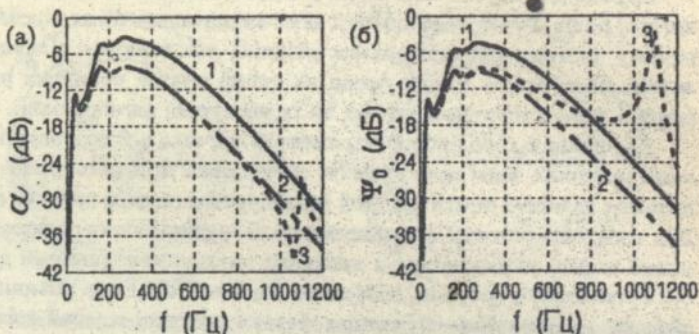


Рис. 10: Передаточні функції, що характеризують проходження шумів дихання від трахеї до поверхні грудної клітки: (а) – по прискоренню, (б) – по електричній напрузі; криві 1 – ідеальний датчик, криві 2 – нерезонансний датчик, криві 3 – резонансний датчик.

лежить у робочому діапазоні частот, вносить істотні спотворення у спектр прийнятого сигналу (Рис.10).

- Виявлений ефект обудження поверхневих хвиль за рахунок обу-

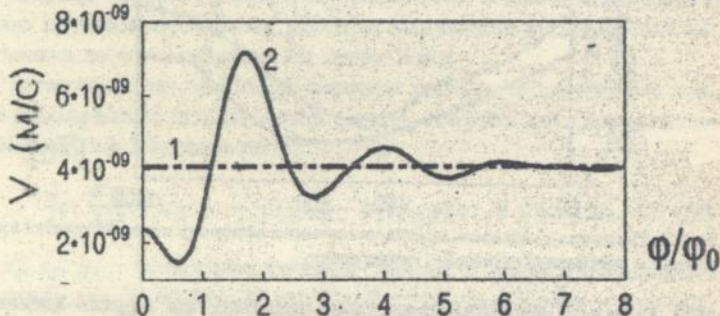


Рис. 11: Розподіл коливальної швидкості поверхні грудної клітки на частоті 500 Гц у режимі реєстрації шумів дихання ($P_0 = 1$ Па): крива 1 – $Z_1 = 0$ (ідеальний датчик), крива 2 – $Z_1 \neq 0$ (нерезонансний датчик).

рюючого впливу контактних датчиків на поверхні грудної клітки (див. Рис.11). Встановлена якісна відповідність між розрахунковими та експериментально зафіксованими характеристиками таких хвиль.

ВИСНОВКИ. Основні результати дисертації такі:

- 1 Запропоновано ряд нових конструктивних схем багатомодових випромінювачів та приймачів звуку, призначених для використання у

гідроакустиці та біомедицинській акустиці. Зокрема, запропоновані модифіковані конструктивні схеми циліндричного та стержньового випромінювачів, що призначаються для використання у гідроакустиці як потужні низькочастотні джерела звуку, а також конструктивні схеми пластинчатих (біморфних) акселерометрів для ефективної реєстрації шумів дихання на поверхні грудної клітки людини.

2. Розроблені математичні моделі прийнятих до розгляду випромінювачів та приймачів звуку. Окрім цього, для вивчення можливості здійснення ефективної неспотворюючої реєстрації шумів дихання були розроблені акустична та математична моделі каналу розповсюдження звуку в грудній клітці людини.

3. На базі використання методу часткових областей, рівнянь коливань тонких пружних та електропружних пластинок і оболонок, а також рівняння Гельмгольца для акустичного середовища в дисипацією розроблені аналітичні методи розв'язку відповідних крайових задач.

4. Досліджені закономірності, що відбивають залежність акустичних характеристик випромінювачів та приймачів від їх геометричних, фізичних та хвильових параметрів.

5. Розроблено ряд конкретних рекомендацій, які дозволяють:

- підвищити ефективність циліндричних та стержньових гідроакустичних випромінювачів;
- визначити частотні та просторові створення сигналів при реєстрації шумів дихання на поверхні грудної клітки людини.

Результати дисертації ВИКЛАДЕНІ В ТАКИХ РОБОТАХ:

1. Vovk I.V., Oliyник V.N. Випромінювання звуку циліндричною п'єзокерамічною оболонкою в секторіальній жорсткій вставці // Доповіді АН України. 1993. № 10. С. 64-68.
2. Vovk I.V., Oliyник V.N. Излучение звука заполненной жидкостью пьезокерамической оболочкой с несимметричной внутренней вставкой // Акуст. ж. 1994. Т. 40. С. 220-224.
3. Vovk I.V., Grinchenko V.T., Oliyник V.N. On one method of construction of a directed low-frequency hydroacoustic radiator / Proc. 2-nd Europ. Conf. Underwater Acoust. Denmark, Lyngby. 1994. V. 1. P. 573-578.
4. Grinchenko V.T., Vovk I.V., Oliyник V.N. On one method of control

of the acoustical and mechanical properties of the Tonpizl transducer / Proc. 2-nd Europ. Conf. Underwater Acoust. Denmark, Lyngby. 1994. V. 1. 1994 P. 591-596.

Олейник В.Н. Акустические свойства многомодовых пьезоэлектрических излучателей и приемников (рукопись).

Диссертация на соискание ученой степени кандидата физико-математических наук по специальности 01.04.06 – акустика, Ин-т гидромеханики НАН Украины, Киев, 1994.

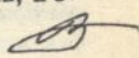
Защищаются 4 научные работы, содержащие теоретические исследования акустических свойств многомодовых пьезоэлектрических преобразователей. Предложены перспективные конструктивные схемы многомодовых низкочастотных гидроакустических цилиндрического и стрелового излучателей. На основе разработанных математических моделей исследованы их акустические свойства. Разработана математическая модель биморфного пьезоакселерометра. На основе предложенных акустической и математической моделей канала распространения звука в грудной клетке человека проведена оценка возможности осуществления неискажающей регистрации шумов дыхания контактным способом.

Oliynik V.N. Acoustical properties of multimodal piezoelectric radiators and receivers (manuscript).

Thesis for a Candidate of Physical and Mathematical Sciences degree, speciality 01.04.06 – acoustics, Inst. of Hydromechanics of NAS of Ukraine, Kiev, 1994.

Four scientific works containing theoretical investigation of acoustical properties of multimodal piezoelectric transducers are defended. Promising designs of multimodal low-frequency hydroacoustical cylindrical and Tonpizl radiators have been proposed. Their acoustical properties have been investigated basing on developed mathematical models. Mathematical model of the bimorph piezoaccelerometer has been developed. On the base of proposed acoustical and mathematical models of the sound propagation in human chest the possibility of undistorted registration of the breath noise by contact method has been investigated.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: акустичні перетворювачі, багатомодовість, п'єзоелектрика.



Щдписано до друку 22. 12. 94. Формат 60x84/16

Папір офсетний. Умовн.-друк.аркуш. 1,0.

Об.-вид.аркуш 1,0. Тираж 100 . Замовл. 610 .

Поліграф. Ділян. Інституту електродинаміки АН України,
252680, Київ-57, проспект Перемоги, 56

AB 31.765