

# Експериментальне дослідження сфокусованої ультразвукової системи для диференційної діагностики слуху людини

Найда С. А., д.т.н. проф., ORCID [0000-0002-5060-2929](https://orcid.org/0000-0002-5060-2929)

e-mail [s.naida@kpi.ua](mailto:s.naida@kpi.ua)

Ляшко Д. О., ORCID [0000-0001-9816-8992](https://orcid.org/0000-0001-9816-8992)

e-mail [dashulyazt@gmail.com](mailto:dashulyazt@gmail.com)

Кафедра акустики та акустoeлектроніки [acoustic.kpi.ua](http://acoustic.kpi.ua)

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» [kpi.ua](http://kpi.ua)

Київ, Україна

**Реферат**—В даній роботі проведено аналіз актуальності та новизни застосування п'єзоперетворювачів для неінвазивної діагностики завитки внутрішнього вуха людини за допомогою сфокусованого ультразвуку. Розраховано акустичні параметри п'єзоперетворювача з лінзою ввігнутої форми. Наведено теорію, розрахунок та конструкцію вимірювальних засобів: високочастотного ватметра для вимірювання споживаної п'єзоперетворювачем електричної потужності; радіометра для вимірювання акустичної потужності сфокусованих ультразвукових пучків. За їх допомогою проведено детальне експериментальне дослідження акустичної системи, а саме визначено параметри її акустичного поля та коефіцієнт корисної дії. Зроблено висновок про доцільність використання даного типу електроакустичного перетворювача для диференційної діагностики слуху людини.

Бібл. 10, рис. 6, табл. 2.

**Ключові слова** — акустична лінза; сфокусований п'єзоперетворювач; слухова система; ультразвук

## I. ВСТУП

На сьогоднішній день клінічні варіанти використання ультразвуку численні і різноманітні, і ультразвукова діагностика є одним з найбільш швидко зростаючих методів в медицині.

Функціонування систем життєзабезпечення організму людини відбувається в реальному часі в складній структурі теплового випромінювання з тіла людини (інфрачервоного, мікрохвильового, акустичного, оптичного), в якому міститься фізіологічна інформація [1]. Радіотеплове випромінювання відображає функціональну зміну температури мозку, внутрішніх органів, м'язів та характеризує генерацію метаболічного тепла і перерозподіл локальних потоків крові. Інтенсивність його в дециметровому діапазоні хвиль в смузді частот сотні мегагерц біля  $10^{-12}$  Вт/см<sup>2</sup>. За допомогою багатоканального радіотермографа з точністю вимірювання температури 0.07°C/с було продемонстровано, що під час сну радіояскравісна температура падає більше, ніж на 1°C; сплески яскравості, які спостерігаються під час сну, пов'язані зі сновидіннями; під час гіпнозу спостерігалася асиметрія півсфер мозку: яскравість правої більше, ніж лівої.

Фізіологічна активність будь-якого внутрішнього органу супроводжується збільшенням генерації тепла і припливом крові, що відображається у збільшенні яскравості. Так, тест глюкози і інших ліків вказує на функціональну норму і дозволяє виявляти відхилення на ранній стадії. Використовуючи різні рефлекси, фармакологічні і інші тести, аналізувалося функціонування мозку. На довжинах хвиль у вільному просторі 10, 18 і 35 см просторова розподільна здатність радіотермографа в тілі людини складала 1-2 см.

Інтенсивність акустичного випромінювання в ультразвуковому (мегагерцевому) діапазоні частот ще менша. Проте довжина хвилі випромінювання в цьому діапазоні, а, отже, і просторова розподільна здатність складає близько 1 мм. Оскільки біологічні тканини прозорі для акустичних хвиль в цьому діапазоні, то глибина проникнення хвиль досягає 10 см. Приймачем теплового акустичного випромінювання може бути п'єзоперетворювач з одним або двома чвертьхвильовими шарами, що погоджують імпеданси п'єзокераміки та біологічної тканини, як в приладах ультразвукової діагностики (УЗД).

У [2, 3] був запропонований і розрахований одноканальний акустотермометр, що використовує фокусування акустичного випромінювання за допомогою еліптичної (безабераційної) лінзи, який дозволяє



отримувати необхідну точність вимірювання температури в реальному часі не гірше  $0,2\text{ }^\circ\text{C}$ . Це дозволяє досліджувати функціонування мозку новонароджених і дітей через акустично прозоре "джерельце" до його заростання.

У [3], з використанням оригінальної методики аналізу експериментів, виявлений невідомий раніше ефект просторової режекторної фільтрації дифузного теплового випромінювання чвертьхвильовими шарами. Показано, що ефект, разом зі сфокусованим акустотермометром, дозволяє отримати точність  $0,2\text{ }^\circ\text{C}$  і дозволяє проводити вимірювання глибинної температури тіла людини в реальному масштабі часу з плосковігнутою акустичною лінзою.

У ході розробки моделі середнього вуха [4] було звернуто увагу на метод використання сфокусованого ультразвуку для дослідження слухової чутливості людини. Суть методу [5] полягає у фокусуванні за допомогою спеціальних акустичних лінз ультразвукових коливань частотою від  $0,5$  до  $3,5$  МГц, які модулюються по амплітуді тонами звукової частоти від  $125$  Гц до  $8$  кГц, у завитку внутрішнього вуха. При цьому обстежуваний в нормі чує чистий тон звукової частоти. Зіставлення традиційних порогових кривих з ультразвуковою аудіограмою створює можливість діагностики сенсоневральної приглухуватості, невриноми VIII слухового нерву на ранніх стадіях захворювання, отосклерозу та ін. Оскільки внутрішнє вухо знаходиться в скроневої кістці, то існування цього методу вказує на достатню прозорість шляхів до завитки. Слід чекати, що у новонароджених ця прозорість ще більша, у тому числі і кісток черепа або місць їх з'єднання. А це відкриває можливість вимірювати температуру в завитці.

Метою даної роботи є теоретичне та експериментальне дослідження сфокусованої акустичної системи на основі п'єзоперетворювача для підтвердження можливості вимірювати температуру завитки та здійснювати на неї вплив для виклику слухового відчуття. Така можливість дасть змогу відрізнити захворювання середнього вуха людини від захворювань внутрішнього, а отже – здійснювати диференційну діагностику слухової системи. Це особливо важливо в клінічній практиці для вибору подальшої стратегії відновлення слуху: якщо втрати відбуваються в середньому вусі – застосовується слуховий апарат, якщо у внутрішньому – проводиться хірургічним шляхом вживлення кохлеарного імпланту.

## II. РОЗРАХУНОК АКУСТИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ СФОКУСОВАНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО ПЕРЕТВОРЮВАЧА

Розглянемо акустичну систему, яка містить плоский п'єзоелемент з робочою частотою  $2,5$  МГц та плосковігнуту еліптичну лінзу для фокусування ультразвукового пучка в точку  $F$  (рис. 1).

У якості п'єзоматеріалу вибрано п'єзокераміку – цирконат титоната свинцю (PZT-8), яка має високий коефіцієнт електромеханічного зв'язку ( $k_t = 0,89$ ) і достатню чутливість поза резонансом, що дозволяє її використовувати для роботи в широкосмуговому режимі.

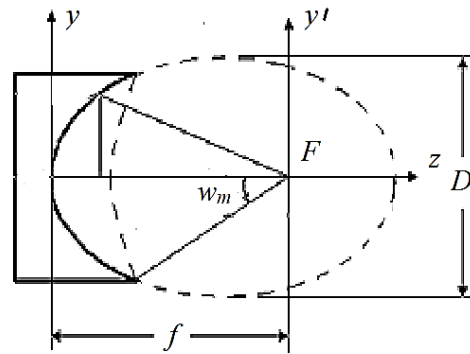


Рис. 1. Плоско-вігнута еліптична лінза.

Акустична система, що працює в режимі випромінювання і прийому, у якості робочої частоти використовує частоту механічного резонансу п'єзоелементу  $f_0$ , при якій по його товщині вкладається непарна кількість напівдовжин хвиль ( $l_0 = \frac{n\lambda}{2} = \frac{nc}{2f_0}$ ) [6]:

$$f_0 = \frac{c}{2 \cdot l_0} = 2,5 \text{ МГц}, \quad (1)$$

де  $n=1$  – кількість напівдовжин хвиль;  $c$ ,  $\lambda$  – швидкість та довжина ультразвукової хвилі у п'єзокераміці.

Для того, щоб були відсутні побічні моди коливань, повинна виконуватися умова [6]:

$$\frac{D}{l_0} \gg 2. \quad (2)$$

Звідси апертура п'єзоелемента обирається рівною  $D = 20$  мм.

Перетворення плоского хвильового фронту у акустичній системі з плоским п'єзоелементом здійснюється за допомогою акустичної лінзи (рис. 1) [7]. Плосковігнута лінза виготовляється з твердого матеріалу, швидкість поширення ультразвуку в якому перевищує її значення у воді (біологічній тканині) ( $c_2 = 1500$  м/с): для досліджуваної акустичної системи було обрано органічне скло із швидкістю поширення ультразвуку  $c_1 = 2700 \frac{\text{м}}{\text{с}}$ .

Фокусна відстань лінзи для приосьових променів визначається виразом [7]:

$$f = \frac{R}{1-n} = 22,2 \text{ мм}, \quad (3)$$

де  $R = 10$  мм – радіус кривизни лінзи;  $n = \frac{c_2}{c_1} = 0,55$

– показник заломлення.

Одним з важливих параметрів, що визначають якість фокусування системи, є коефіцієнт підсилення за тиском [7]:



$$K_p = \left| \frac{P_F}{P_S} \right| = \left( \frac{\pi R}{\lambda} \right) (1-n) = 24,5, \quad (4)$$

де  $P_F$  – звуковий тиск в центрі фокальної плями,  $P_S$  – звуковий тиск на поверхні п'єзоперетворювача.

Розподіл амплітуди тиску вздовж вісі  $z$  описується виразом [7]:

$$\left| \frac{P(z)}{P_F} \right| = \left| \frac{\sin(kz \frac{1 - \cos \omega_m}{2})}{kz \frac{1 - \cos \omega_m}{2}} \right|, \quad (5)$$

де  $\omega_m$  – апертурний кут ( $\sin \omega_m = \frac{D}{2 \cdot F}$ ) (рис. 1),  $k$  – хвильове число. Значення  $z = \pm z_0$ , при яких  $P(z)$  дорівнює нулю, визначають довжину фокальної зони:

$$2z_0 = \frac{2\lambda}{1 - \cos \theta_m} = 10,4 \text{ мм}. \quad (6)$$

Графік функції  $\left| \frac{P(z)}{P_F} \right|$  приведений на рис. 2.

Іншим важливим параметром фокусування є радіус дифракційного кружка (кружка Ері) [6]:

$$\rho_0 = 0,61 \cdot F \frac{\lambda \cdot 2}{D} \approx 7,8 \cdot 10^{-4} \text{ м}. \quad (7)$$

Плосковігнуті лінзи зі сферичною поверхнею мають велику сферичну аберацію. Однією з причин її появи є те, що при наближенні фокусу до центру кривизни лінзи кути між променями і нормаллями до поверхні лінзи зменшуються. У випадку, коли показник заломлення  $n \rightarrow 0$ , фокус  $F$  збігається з радіусом кривизни лінзи  $R$ , а сферична аберація відсутня.

Для виключення сферичної аберації надамо поверхні ввігнутої лінзи таку форму, щоб на її виході утворився фронт, що збігається, з центром у фокусі  $F$ .

Рівняння твірної поверхні отримується з умови рівності часу приходу променів у фокус лінзи. Взявши два промені – один осьовий, а другий довільний, – порівнюємо час пробігу звукових хвиль:

$$\frac{F}{c_2} = \frac{z}{c_1} + \frac{\sqrt{y^2 + (F-z)^2}}{c_2}. \quad (8)$$

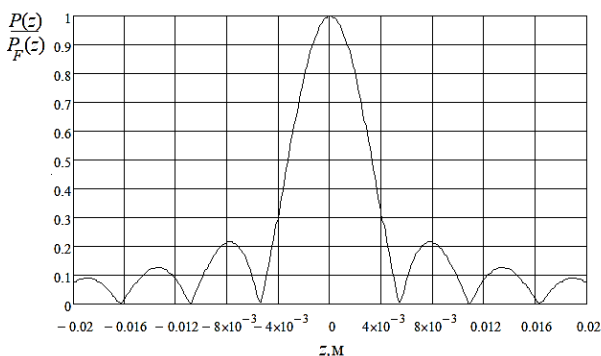


Рис. 2. Розподіл амплітуди звукового тиску у фокальній області вздовж осі сфокусованої системи ( $z=0$  – точка фокусу  $F$ ).

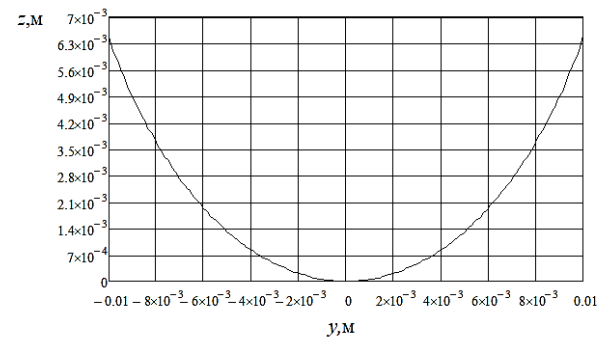


Рис. 3. Лінія перетину поверхні безабераційної лінзи площинною уOz.

З рівняння (8) знаходимо координати лінії перетину поверхні безабераційної лінзи площинною уOz (рис. 3):

$$z = \frac{F \cdot (1-n) - \sqrt{F^2 \cdot (1-n)^2 - (1-n^2) \cdot y^2}}{1-n^2}.$$

### III. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ МАКЕТУ АКУСТИЧНОЇ СИСТЕМИ

Експериментальне дослідження макету акустичної фокусувальної системи полягає у вимірюванні випромінюваної акустичної та споживаної електричної потужності п'єзоелемента з лінзою.

Задача вимірювання споживаної електричної потужності вирішується за допомогою височастотного ватметра, що містить схему множення у вигляді кільцевої схеми на чотирьох діодах та трансформатор струму (рис. 4).

Відомо, що вираз для середньої в часі потужності, споживаної лінійним пасивним двополюсником при синусоїдальній напрузі, має вигляд [9]:

$$W = \frac{1}{T} \int_0^T I(t) U(t) dt. \quad (9)$$

Одержати це значення можна множенням значень струму і напруги й подальшого інтегруванням за часом. Найпоширеніша схема множення двох напруг визначається залежністю:

$$U_1 \cdot U_2 = \frac{1}{4} \left[ (U_1 + U_2)^2 - (U_1 - U_2)^2 \right]. \quad (10)$$

Для височастотного ватметра, за умови використання кільцевої схеми на чотирьох діодах з однаковими вольтамперними характеристиками, показано, що амплітуда вихідної напруги:

$$U_{\text{вих}} = 4R_2 \cdot a_2 \cdot U_1 \cdot U_2, \quad (11)$$

де  $a_2$  – коефіцієнт квадратичності,  $U_1 \propto I_{\text{п}}$ , а для одержання значення струму, що протікає через п'єзокерамічний елемент  $I_{\text{п}}$ , використовується трансформатор струму, який є замкненим соленоїдом, на-

мотаним на феромагнітне осердя, крізь який пропущений провідник зі струмом, що вимірюється, а початок і кінець обмотки соленоїда з'єднані з резистором  $R_{II}$ .

На рис. 4 зображена структурна схема високочастотного ватметру.

Елементи структурної схеми (рис. 4) задовольняють умовам:

- 1)  $\omega L \gg R_{II} = 2R_1 = 2R_2, (R_1 = R_2);$
- 2)  $R_3 + R_4 \gg |Z_{вх}|, \text{ але } R_3 + R_4 \ll R_{зовн} = 1 \text{ кОм};$
- 3)  $R_3 \ll R_1 + R_5 \approx R_{діода} \approx 100 \text{ Ом}$  (визначається вибором марки діоду),  $(R_5 = R_6);$
- 4)  $U_{II}/2 + U_{оп} \ll 1 \text{ Вт},$  щоб працювати на квадратичній ділянці;
- 5)  $U_{II}/2 \ll U_{оп}.$

Для забезпечення точності балансування всі чотири діоди повинні мати однакові характеристики, особливо це стосується VD1–VD2, VD3–VD4, а також необхідна рівність опору плечей.

Калібрування ВЧ-ватметру проводиться за потужністю, що виділяється на резисторі (який вмикається замість п'єзоелемента) і визначається за формулою:

$$W_{ел} = U_{II}^2 / R_H, \quad (12)$$

де  $U_{II}$  – ефективна напруга на резисторі  $R_H = 23 \text{ Ом}.$

На рис. 5 зображена отримана калібрівочна залежність високочастотного ватметру. Вона має лінійний характер в інтервалі  $0,24 \text{ Вт} \leq W_e \leq 3,29 \text{ Вт}:$

$$W_e = 0,065 \cdot I_{\text{мкА}}. \quad [Вт] \quad (13)$$

Достатня точність балансування шляхом підбирання однакових діодів та пар резисторів  $R_1, R_3$  перевіряється закороткою вторинної обмотки трансформатора струму Т1 ( $U_{II} = 0$ ), при цьому мікроамперметр повинен показувати 0.

Трансформатор струму Т1 виконано на броньованому карбонільному осерді СБ-34а, яке має наступні параметри: довжина середньої лінії магнітопроводу  $L_{сер} = 6,8 \text{ см},$  стала, що визначається розмірами осердя і властивостями магнітного матеріалу  $m = 4,4,$  індуктивність котушки  $L$  та кількість витків  $N$  зв'язані формулою:

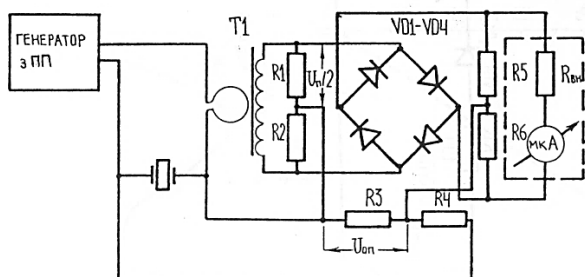


Рис. 4. Структурна схема ВЧ ватметру.

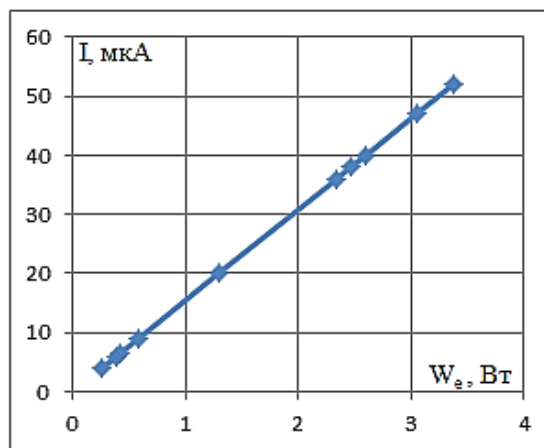


Рис. 5. Калібрівочна залежність ВЧ ватметру.

$$N = m\sqrt{L}. \quad (14)$$

Тоді:

$$U_{\text{вих}} = (R_{II} / N) \cdot I. \quad (15)$$

У трансформатора Т1 первинна обмотка містить один неповний виток; вторинна обмотка  $N=11$  витків. Таким чином  $L = 6,2 \text{ мкГн}.$

Задача вимірювання акустичної потужності вирішується за допомогою радіометру. Зв'язані поплавкові радіометри [10] містять поплавець з увігнутою відбиваючою поверхнею, що підвішений у воді трьома срібними ланцюгами однакової довжини, калібрувальні вантажі, ультразвуковий випромінювач, розташований зверху над поплавцем, з вихідною потужністю в діапазоні  $200 \text{ мВт} - 9 \text{ Вт}.$  Поряд з поплавцем розташована лінійка для визначення глибини його занурення. Недоліком такого зв'язаного поплавкового радіометру є складність конструкції та висока її вартість.

Запропонований для вимірювання акустичної потужності радіометр складається із вільного поплавця, що містить корпус 1, відбиваючу поверхню – калібрувальний вантаж 2, вимірювальну трубку зі шкалою 3 та ультразвуковий випромінювач, що містить фокусуючу акустичну лінзу 4 і п'єзоелектричний елемент 5 (рис. 6, а). У відсутності випромінювання вільний поплавець урівноважується за допомогою калібрувального вантажу 2 таким чином, щоб нуль шкали збігався з рівнем води.

Радіометр для вимірювання акустичної потужності працює таким чином, щоб нижня поверхня поплавця перебувала на рівні  $\left(r_f - \frac{\Delta r_f}{2}\right),$  де  $r_f$  – фокусна відстань випромінювача,  $\Delta r_f$  – довжина фокальної зони.

Ультразвуковий пучок із середньої за часом акустичною потужністю  $W_{ак}$  падає на вільний поплавець, останній під дією радіаційної сили  $F_r$  спливає на висоту  $h:$



$$F_r = \rho \cdot g \cdot S \cdot h, \quad (15)$$

де  $\rho$  – питома густина води;  $S$  – площа поперечного перерізу трубки з діаметром  $d$ ;  $g = 9,8 \text{ м/с}^2$ .

Для випадку плоскої хвилі, що падає перпендикулярно на поверхню тіла з амплітудним коефіцієнтом відбиття  $0 \leq R \leq 1$ :

$$F_r = K \cdot W / c, \quad (16)$$

де  $c$  – швидкість звуку у воді;  $K=1$  для  $R=0$  і  $K=2$  для  $R=1$ .

З (15) і (16) слідує:

$$W_{\text{ак}} = \rho \cdot g \cdot S \cdot h \cdot c / 2. \quad (17)$$

Потужність, необхідна для підймання поплавця на  $h=1 \text{ мм}$ , тобто чутливість для відбиваючої поверхні ( $K=2$ ) і різних  $d$  приведена в табл. 1.

Конструкція вільного поплавкового радіометру для вимірювання акустичної потужності використовує конічну відбиваючу поверхню із дюралюмінію (кут напіврозкриття конуса  $\varphi=70^\circ$ ).

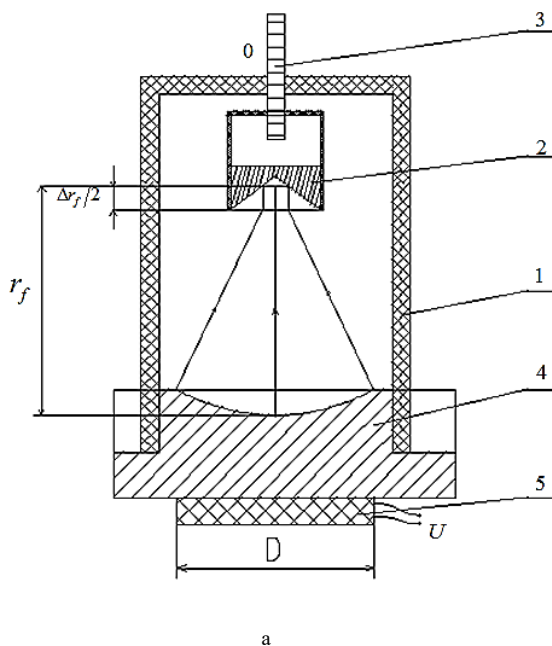
Для такої конструкції радіаційний тиск дорівнює:

$$F_r = 2 \cdot W \cdot \cos^2 \gamma / c, \quad (18)$$

де  $\gamma = (180 - \varphi) / 2$ .

ТАБЛИЦЯ 1 ПОТУЖНІСТЬ, НЕОБХІДНА ДЛЯ ПІДЙМАННЯ ПОПЛАВЦЯ НА  $h=1 \text{ мм}$

$d, \text{ мм}$	1	2	3	4	5	6	7	8
$W_{\text{ак}}, \text{ мВт}$	6,05	24,2	54,5	97	151	212	296	388



а

Нарешті, коефіцієнт корисної дії акустичної системи визначається як:

$$\eta = \frac{W_a}{W_e} \cdot 100\%. \quad (19)$$

Результати вимірювань випромінюваної акустичної, споживаної електричної потужності п'єзоелемента з лінзою, коефіцієнту корисної дії системи зведені у табл. 2 та наведені на рис. 7.

За результатами вимірювань можна розрахувати максимальну інтенсивність ультразвукового пучка в фокальній площині.

Радіус кружка  $E_r$  згідно (7):  $\rho_0 \approx 7,8 \cdot 10^{-4} \text{ м}$ . Його площа:

$$S_0 = \pi \cdot \rho_0^2 = 1,9 \cdot 10^{-2} \text{ см}^2$$

ТАБЛИЦЯ 2 РЕЗУЛЬТАТИ ВИМІРЮВАНЬ ВИПРОМІНЮВАНОЇ АКУСТИЧНОЇ, СПОЖИВАНОЇ ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПОТУЖНОСТІ П'ЄЗОЕЛЕМЕНТА З ЛІНЗОЮ ТА КОЕФІЦІЕНТУ КОРИСНОЇ ДІЇ

$f, \text{ МГц}$	2,35	2,42	2,44	2,59	2,92	3,2
$I_-, \text{ мкА}$	31	50	55	32	30	4
$h_{\text{п}}, \text{ мм}$	6	14	16	9	5	2
$W_{\text{ак}}, \text{ Вт}$	0,31	0,73	0,83	0,47	0,26	0,1
$W_e, \text{ Вт}$	2,01	3,25	3,57	2,08	1,95	0,26
$\eta = \frac{W_{\text{ак}}}{W_e}$	0,15	0,22	0,23	0,22	0,13	0,38



б

в

Рис. 6. Радіометр поплавкового типу: а – схема експериментальної установки; б – лабораторний макет сфокусованої ультразвукової системи; в – лабораторний макет радіометру.

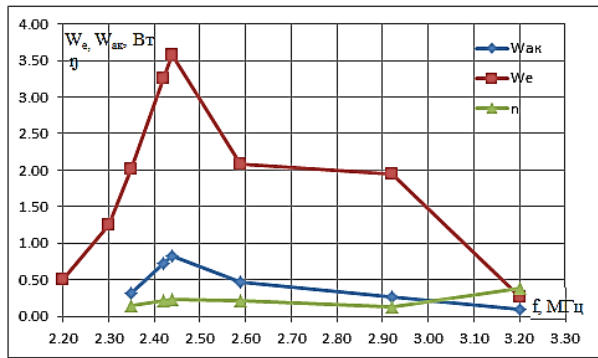


Рис. 7. Частотні залежності випромінюваної акустичної потужності  $W_{ак}$ , споживаної електричної потужності  $W_e$  та коефіцієнту корисної дії  $\eta$

Тоді при максимальній висоті сплиття поплавця акустична потужність в фокальній зоні:  $W_{ак} = 0,83$  Вт (табл. 2), і

$$I_{\phi} = \frac{W_a}{S_0} = 44 \frac{\text{Вт}}{\text{см}^2}$$

Така інтенсивність достатня як для діагностичного, так і для терапевтичного застосування розробленої акустичної системи.

#### ВИСНОВКИ

Приведено теорію, розрахунок і конструкцію: вільного поплавкового радіометра для вимірювання акустичної потужності як сфокусованих, так і несфокусованих УЗ пучків; високочастотного ватметра без активних елементів для вимірювання споживаної п'єзовипромінювачем електричної потужності.

Показано, що і радіометр, і ватметр мають лінійні вихідні характеристики.

Надійшла до редакції 24 травня 2018 р.

УДК 534.75

## Экспериментальное исследование сфокусированной ультразвуковой системы для дифференциальной диагностики слуха человека

Найда С. А., д.т.н. проф., ORCID [0000-0002-5060-2929](https://orcid.org/0000-0002-5060-2929)

e-mail [s.naida@kpi.ua](mailto:s.naida@kpi.ua)

Ляшко Д. А., ORCID [0000-0001-9816-8992](https://orcid.org/0000-0001-9816-8992)

e-mail [dashulyazt@gmail.com](mailto:dashulyazt@gmail.com)

Кафедра акустики и акустоэлектроники [acoustic.kpi.ua](http://acoustic.kpi.ua)

Национальный технический университет Украины

«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского» [kpi.ua](http://kpi.ua)

За допомогою запропонованих вимірjувальних засобів експериментально підтверджена можливість застосування сфокусованої за допомогою акустичної лінзи п'єзоперетворювача для діагностики завишки внутрішнього вуха людини.

#### ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Y. G. E.E. Godik, «Functional imaging of the human body,» *IEEE Engineering in medicine and biology*, т. 10, № 4, pp. 21-29, 1991.
- [2] S.A.Naida, «Acoustic thermometry of liquid objects using piezoelectric sensors of megahertz range,» *Technical diagnostics and non-destructive testing*, vol. 3, pp. 41-48, 2002.
- [3] S.A. Naida, D.A. Lyashko, «Features of Application of the Acoustic Focusing Lenses in Passive Acoustothermometry of Biological Objects,» *Electronics and communications*, no. 2, pp. 46-52, 2015.
- [4] S.A. Naida, «Formula serednoho vukha liudyny v normi. Vidbyvannia zvuku vid barabannoi peretynky,» *Akustychnyi visnyk*, no. 3, pp. 46-51, 2002.
- [5] L. Gavrilov, «Focused ultrasound stimulation of the peripheral nervous system: physical basis and practical applications (review),» *International Journal of Modern Physics: Advances in Theory and Applications*, vol. 1, no. 1, pp. 45-118, 2016.
- [6] Didkovskiy V.S., Naida S.A., «Piezoelectric converters of medical ultrasound scanners,» Kyiv, 2000.
- [7] Kanevskiy I.N., «Fokusirovanie zvukovyih i ultrazvukovyih voln,» Moskva, 1977.
- [8] Domarkas V.Y., Kazhis R.I., «Funktsii peredachi pezoپreobrazovately v vide plastinok s uchetom mehanicheskikh i elektricheskikh nagruzok,» Lit. SSR, 1971.
- [9] Baskakov S.I., «Radiotekhnicheskie tsepi i signalyi,» Moskva, 2005.
- [10] Chivers R.C., Zell K., Peak J.C.F., Fielding S.H., «The tethered float ultrasonic radiometr,» *Acustica*, vol. 79, no. 2, pp. 170-174, 1993.



Київ, Україна

*Реферат*—В данной работе проведен анализ актуальности и новизны применения пьезопреобразователей для неинвазивной диагностики улитки внутреннего уха человека с помощью сфокусированного ультразвука. Рассчитаны акустические параметры пьезопреобразователя с линзой вогнутой формы. Приведены теория, расчет и конструкция измерительных средств: высокочастотного ваттметра для измерения потребляемой пьезопреобразователем электрической мощности; радиометра для измерения акустической мощности сфокусированных ультразвуковых пучков. С их помощью проведено детальное экспериментальное исследование акустической системы, а именно: определены параметры ее акустического поля и коэффициент полезного действия. Сделан вывод о целесообразности использования данного типа электроакустического преобразователя для дифференциальной диагностики слуха человека.

Библ. 10, рис. 6, табл. 2.

*Ключевые слова* — акустическая линза; сфокусированный преобразователь; слуховая система; ультразвук.

UDC 534.75

## Experimental Study of the Focused Ultrasonic System for Differential Diagnostics of the Human Hearing

S. A. Naida, Dr.Sc.(Eng.) Prof., ORCID [0000-0002-5060-2929](https://orcid.org/0000-0002-5060-2929)

e-mail [s.naida@kpi.ua](mailto:s.naida@kpi.ua)

D. O. Liashko, ORCID [0000-0001-9816-8992](https://orcid.org/0000-0001-9816-8992)

e-mail [dashulyazt@gmail.com](mailto:dashulyazt@gmail.com)

Department of Acoustics and Acoustoelectronics [acoustic.kpi.ua](http://acoustic.kpi.ua)

National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute" [kpi.ua](http://kpi.ua)

Kyiv, Ukraine

*Abstract*—In this paper the analysis of relevance and novelty of application of piezoelectric transducer for noninvasive diagnostics of a cochlea of the human by means of the focused ultrasound is carried out. To date, clinical use of ultrasound is numerous and diverse, and ultrasound diagnosis is one of the fastest growing methods in medicine. Revealed a previously unknown effect of spatial notch filtering quarter wavelength layers diffuse heat radiation. It is shown that the effect, together with a focused acoustic thermometer, allows for greater accuracy and allows measurement of the body's deep body temperature in real time.

The design of the converter consists of a piezoceramic, an acoustic lens with the help of which the transformation of a flat wave front into an acoustic system with a flat piezoelement. The flat, concave lens is made of solid material, the rate of ultrasonic diffusion in which exceeds its value in water (biological tissue) for the studied acoustic system, organic glass was chosen. It is provided the theory, calculation and a design of measuring means: a high-frequency wattmeter for measurement of the electric power consumed by a piezoelectric transducer; the radiometer for measurement of acoustic power of the focused ultrasonic bunches. With their help detailed pilot study of the acoustic system is conducted, namely, parameters of her acoustic field and efficiency are determined. The theory, calculation and design are given: free float radiometer for measuring acoustic power of both focused and unfocused ultrashort beams; high-frequency wattmeter without active elements for measuring the power consumption of a piezus emitter.

The experimental study of the layout of the acoustic focusing system is to measure the emitted acoustic and consumed electrical power of the piezoelectric element with the lens. The task of measuring acoustic power is solved using a radiometer. The measurement of the consumed electric power is made by means of a high-frequency wattmeter, which contains a multiplication scheme in the form of a circular scheme on four diodes and a current transformer. The received frequency dependences of radiated acoustic power, electric power consumed and the efficiency factor are obtained.

The conclusion about expediency of use of this type of the electro-acoustic transducer for differential diagnostics of hearing of the human is drawn. The calculated intensity is sufficient for both diagnostic and therapeutic use of the developed acoustic system. This type of piezoelectric transducer will make it possible to distinguish between diseases of the middle ear of a person from internal diseases, and therefore to carry out differential diagnostics of the auditory system. This is especially important in clinical practice for choosing a further recovery strategy: if the loss occurs in the middle ear - the hearing aid is used, if in the inner one - is performed surgically by implantation of the cochlear implant.

Ref. 10, fig. 6, tabl. 2.

*Keywords* — acoustic lens; focused transducer; hearing system; ultrasound.

