

Акустичне поле ультразвукового приладу для диференційної діагностики слуху людини

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

Nicell Telecommunication LTD
Київ, Україна

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

Кафедра акустики та мультимедійних електронних систем ames.kpi.ua
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» ROR [00syn5v21](https://ror.org/00syn5v21)
Київ, Україна

Анотація—В даній роботі проведено аналіз актуальності та новизни застосування багатоеlementної решітки в електроакустичному перетворювачі для диференційної діагностики завитки внутрішнього вуха людини. Наведено розрахунки геометричних розмірів та акустичного поля для циліндричного хвильового фронту створюваного лінійною багатоеlementною решіткою п'єзоelementів. Проведені розрахунки розподілу акустичного поля по глибині зі зміною куту відхилення від осі та тривалості імпульсу. Зроблено висновок про доцільність використання даного типу електроакустичного перетворювача для диференційної діагностики слуху людини. З отриманих графіків з'ясували, що при збільшенні коефіцієнта згасання імпульсу призводить до зменшення значень дифракційного максимуму. Також показано, що відносна амплітуда дифракційного максимуму можна зменшити шляхом зменшення тривалості імпульсу та збільшенням кількості п'єзоelementів у робочій групі. Цей тип п'єзоелектричного перетворювача дозволить при зміні кута випромінювання ультразвукової хвилі впливати на всі ділянки завитки людини та обирати певну тривалість для безпечного впливу.

Ключові слова — акустичне поле; циліндричний хвильовий фронт; слухова система; п'єзоелектричний перетворювач; багатоеlementна решітка.

I. Вступ

У доповіді Всесвітньої організації охорони здоров'я, минулого року, прогнозовано, що кожен четвертий житель планети, а це 2,5 мільярда осіб, до 2050 року можуть частково або повністю втратити слух [1]. При цьому, в багатьох випадках незворотнім втратам слуху можна запобігти, якщо провести вчасно діагностику [2-8]. Надзвичайно важливо при такій діагностиці встановити місце в слуховій системі людини, в якій саме відбуваються ці втрати, бо від цього залежить подальше лікування і реабілітація людини [9-11]. Так, у випадку, коли це середнє вуха людини, при наявності втрат застосовують слухові апарати, або хірургічні методи відновлення слуху, у випадку внутрішнього вуха – це застосування кохлеарних імплантатів. Причому, для останніх вкрай важливо пересвідчитися у нормальному функціонування слухових нервів, які відводять електричні потенціали від завитки внутрішнього вуха людини до кори головного мозку.

У дослідженні [12] вперше використовувалися багатоелектродні масиви для реєстрації в первинній слуховій корі (A1) морської свинки електро-

фізіологічних відповідей на фокусований ультразвук. Встановлено, що відповіді на ультразвук, спрямований на A1, були дуже схожі на широкосмуговий шумовий акустичний стимул. В роботі [13] використовували частоту повторення імпульсів 1.5 кГц і показали, що в завитці дійсно можливо створити широкосмугову акустичну потужність з піком на частоті 1.5 кГц. В роботі [12] також спостерігали піки акустичної потужності на частоті повторення імпульсів (і його гармоніках) у завитці тварин, і були протестовані протоколи синхронізації, в яких була відсутня (один імпульс) або низька (від 10 Гц до 50 Гц) частота повторення імпульсів. В цьому випадку всерівно спостерігалася нейронна активація ультразвуком, яка була майже або повністю усунена після перерізання завиткового нерву. У черепах гризунів, цілком імовірно, частотні компоненти, які перекривають чутливість кохлеарного апарату, можуть поширюватися на завитку. Крім того, можливо, що механізм радіаційного впливу або нелінійне поширення через кістку може перетворити ультразвукову енергію в прямий механічний вплив на кісточки або волоскові клітини завитки.



Структури внутрішнього вуха людини знаходяться всередині системи просторів і каналів кісткового лабіринту. Макроскопічно ці канали та простори розділені на три відділи: присінок, завитку та півколові канали. Завитка людини завдовжки близько 35 мм має форму конусоподібної спіралі з 2.75 обертами. Розширена біля основи, де діаметр її становить близько 9 мм, вона поступово звужується у напрямку до верхівки. Висота її дорівнює приблизно 5 мм [14].

Найбільш вдалий шлях ультразвукової хвилі до вушного лабіринту є найкоротша відстань і з найменшими втратами в тканинах. Сприятливі умови виникають при спрямуванні акустичної осі випромінювача ультразвукових коливань через вушний лабіринт із спеціальної проекційної точки, розташованої на шкірі спереду від вушної раковини. Найкращими на сьогоднішній день можна вважати умови, що створюються при використанні фокусованого ультразвуку. При цьому акустична вісь ультразвукового випромінювача, що фокусує, також має проходити через проекційну точку на шкірі, при цьому, фокус ультразвукового пучка співпадає з завиткою. Завиткова частина вушного лабіринту знаходиться на глибині 35 ± 5 мм від вказаної проекційної точки [14].

Метою даної роботи є дослідження акустичного поля, а саме акустичне поле лінійної прямокутної багатоеlementної решітки п'єзоелементів з фокусуванням, яка має здійснювати акустичний вплив на завитку для підтвердження функціонування слухових нервів перед кохлеарною імплантацією. В роботі проведено розрахунок польових характеристик акустичного поля решітки та визначається розподіл тиску за глибиною при відхиленні від осі решітки, для точного фокусування на завитку, та при зміні тривалості імпульсу.

II. АКУСТИЧНЕ ПОЛЕ ПРЯМОКУТНОЇ БАГАТОELEMENTНОЇ РЕШІТКИ

Для того щоб ширина скануючого ультразвукового пучка по всій протяжності зондування лишалася незмінною, розглянемо режим динамічного фокусування ультразвукового пучка. Він полягає в тому, що в процесі прийому відлуння - сигналів відбувається безперервна зміна довжини лінії затримки таким чином, що положення фокуса переміщується одночасно з прийнятим ехо-сигналом. На практиці поставлена задача вирішується послідовним фокусуванням променя на декілька фіксованих відстаней від робочої поверхні. Можливий такий випадок: об'єднуються в цифровому конверторі фрагменти ехо-зображень, які отримані з окремих фокусних зон. Тоді число цих зон зверху обмежується тією обставиною, що частота сканування знижується в число раз, яке дорівнює кількості зон. А, отже, швидкість сканування також знижується.

Мета попереднього розрахунку за формулами для нескінченного циліндричного фронту, який створює лінійна решітка п'єзоелементів, полягає в знаходженні фокусних відстаней r_f при заданій поперечній роздільній здатності і значень апертури D , які відповідають цим фокусним відстаням [15].

Вихідні дані для розрахунку:

- межі глибини зондування $r_{\min}=30$ мм, $r_{\max}=40$ мм;
- частота ультразвукових коливань $f_0=2,5$ МГц;
- середня швидкість поширення ультразвукової хвилі в м'якій біологічній тканині $c=1540$ м/с;
- ширина решітки п'єзоелементів $H=10$ мм;
- поперечна роздільна здатність в фокальній площині 0.6 мм.

Визначимо відношення r_f/D для заданої поперечної роздільної здатності за формулою [15]:

$$2x_{0,707} = 0,89 \cdot \lambda \cdot \left(r_f / D \right), \quad (1)$$

Звідси, $r_f / D = 1.1$.

Протяжність фокальної зони на рівні 0,707 за тиском визначається за формулою [15]:

$$2 \Delta z_0 = 6,9 \cdot \lambda \cdot \left(r_f / D \right)^2 = 5,2 \cdot 10^{-3} \text{ м.} \quad (2)$$

Визначаємо кількість фокальних зон:

$$n = \frac{r_{\max} - r_{\min}}{2 \Delta z_0} \quad (3)$$

Отже, отримаємо $n=2$.

Знаходимо значення фокусних відстаней та апертур:

$$\begin{aligned} r_{f1} &= 32,6 \text{ мм та } D_1 = 29,6 \text{ мм,} \\ r_{f2} &= 35,2 \text{ мм та } D_2 = 32,0 \text{ мм.} \end{aligned}$$

Далі, для остаточного розрахунку польових характеристик лінійної матриці скористаємося формулами для дискретної решітки п'єзоелементів кінцевої висоти. На рис. 1 наведемо геометрію задачі: n - кількість п'єзоелементів в одному каналі, які працюють синфазно; N - кількість каналів, яка бере участь у формуванні пучка; t - ширина робочої поверхні одного п'єзоелемента; T - відстань між фазовими центрами сусідніх п'єзоелементів; g - технологічний проміжок між п'єзоелементами, який утворюється при виготовленні решітки із суцільної п'єзопластини; L - відстань між фазовими центрами крайніх елементів антенної решітки; H - довжина одного елемента; D - апертура антенної решітки [4].

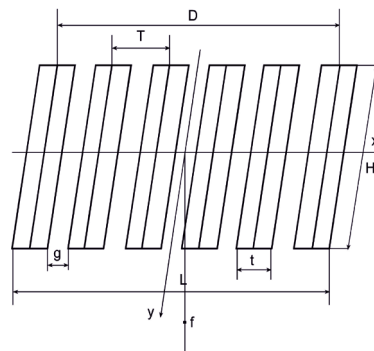


Рис. 1. Елементи лінійної антенної решітки

Координати точки спостереження $(x_n, y_n=0, z_n)$ де [15]:

$$R_j = \sqrt{(x_n - (x_j + x))^2 + y^2 + z_n^2}, \quad (4)$$

де x_j - координата середини j -го елемента,

$$x_j = T \cdot (2j - N \cdot n - 1) / 2. \quad (5)$$

Тиск на поверхні випромінювача дорівнює P_0 . Тиск, створений j -им елементом у точці (x_m, z_m) дорівнює [15]:

$$\frac{P_0}{\lambda} \int_{-t/2}^{t/2} dx \cdot 2 \int_0^{H/2} \frac{e^{i\omega_0(t-t_{3j}-R_j/c)}}{R_j} \cdot e^{-\beta\omega_0(t-t_{3j}-R_j/c)} \cdot \delta(t-t_{3j}-R_j/c) dy, \quad (6)$$

а сумарний тиск [4]:

$$P = \frac{P_0}{\lambda} \cdot \sum_{j=1}^{nN} \int_{-t/2}^{t/2} dx \cdot 2 \int_0^{H/2} \frac{e^{i\omega_0(t-t_{3j}-R_j/c)}}{R_j} \cdot e^{-\beta\omega_0(t-t_{3j}-R_j/c)} \cdot \delta(t-t_{3j}-R_j/c) dy. \quad (7)$$

$$A_j = 2P_0 / \lambda, \quad (8)$$

Розглянемо випадок, коли амплітудний розподіл по поверхні п'єзоелемента рівномірний і дорівнює (8), тоді:

$$P = e^{i\omega_0 t} A_j \sum_{j=1}^{nN} e^{(-i\omega_0 t_{3j} - \beta\omega_0(t-t_{3j}))} \cdot \int_{-t/2}^{t/2} dx \cdot \int_0^{H/2} \frac{e^{-ikR_j}}{R_j} e^{\beta k R_j} \cdot \delta(t-t_{3j}-R_j/c) dy, \quad (9)$$

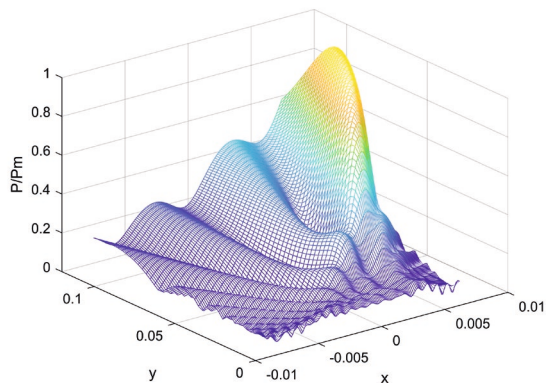


Рис. 2. Розподіл тиску по глибині при куті випромінювання $+45^\circ$ (коефіцієнт затухання $\alpha = 0$), тиск $P_{max}=0,4801$

$$t_{3j} = \frac{1}{c} (\sqrt{x^2_N + r_f^2} - \sqrt{x^2_j + r_f^2}). \quad (10)$$

Затримка за часом(10), що вводиться в j -тий елемент, r_f - фокусна відстань; $\delta(t)$ -функція включення; $\beta = \alpha/\omega_0$, де α – коефіцієнт затухання; x_N - координата середини крайньої групи елементів;

$$x_N = \frac{N-1}{2} \cdot nT \quad (\text{крайній праворуч});$$

$$x_N = \frac{2J-N-1}{2} \cdot nT \quad - \text{координата середини } J$$

групи, де $J = \left[\frac{j-1}{n} \right] + 1$ – номер групи ($J=1$ – для крайньої лівої групи).

III. ДОСЛІДЖЕННЯ АКУСТИЧНОГО ПОЛЯ В ЗАЛЕЖНОСТІ ВІД НАПРЯМКУ ВИПРОМІНЮВАННЯ

Ультразвуковий пучок у приладі для диференційної діагностики слуху [16-20] формується за допомогою багатоелементної решітки з розмірами окремого елемента в кілька довжин хвиль, шляхом введення між електричними сигналами, що подаються або приймаються з елементів, таких затримок, які забезпечують фокусування полів у цій точці на осі пучка, та додатково – за допомогою акустичних лінз. Перемикаючи затримки і переміщуючи фокус в режимі приймання від перетворювача, тобто здійснюючи динамічне фокусування можна отримати паралельний пучок.

Представимо розрахунок акустичного поля фазованих решіток з фокусуємим ультразвуковим пучком, який відхиляється від осі решітки, тобто, змінює кут випромінювання, при цьому фокусна відстань залишається незмінною [15].

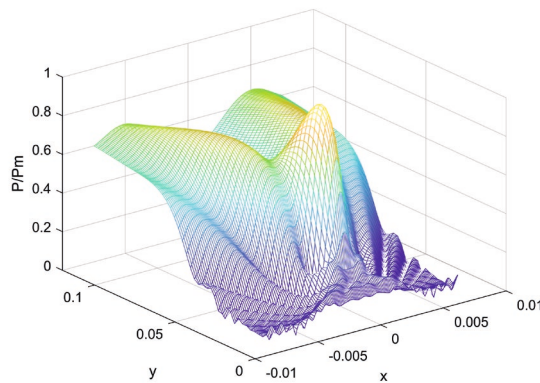


Рис.3. Розподіл тиску по глибині при відхиленні 0° (коефіцієнт затухання $\alpha = 0$), тиск $P_{max}=0,4801$



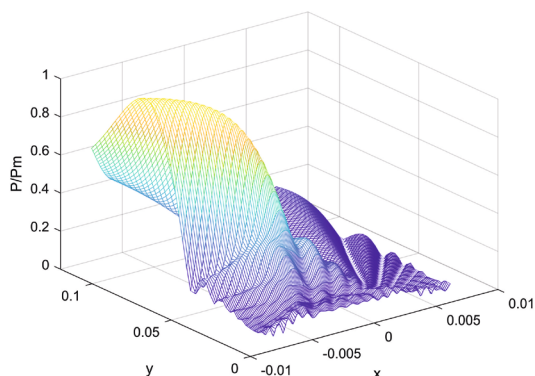


Рис.4. Розподіл тиску по глибині при відхиленні -45° (коefficient затухання $\alpha = 0$), тиск $P_{\max}=0,4801$

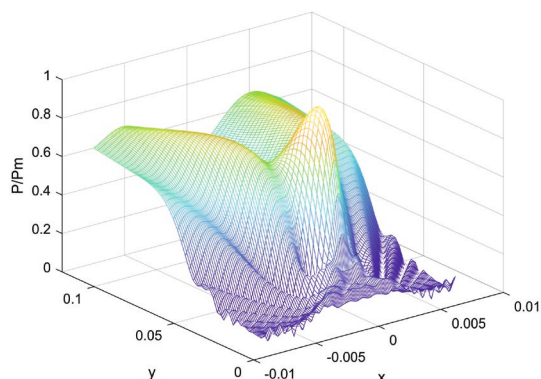


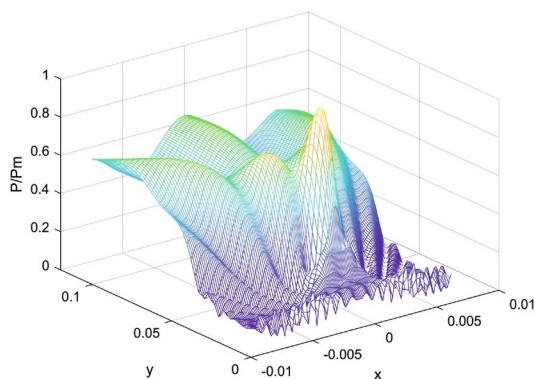
Рис.5. Розподіл тиску по глибині при відхиленні 0° (коefficient затухання $\alpha = 0,7$), тиск $P_{\max}=0,3461$

Так для розрахунку нам необхідно ввести кут під час затримки, і від цього вже зміниться загальний вигляд виразу для тиску (9). За допомогою програмного забезпечення MATLAB[®] та введені кути ($-45^{\circ}, +45^{\circ}$) отримаємо графіки розподілу тиску за глибиною, які наведені на рис. 2-5.

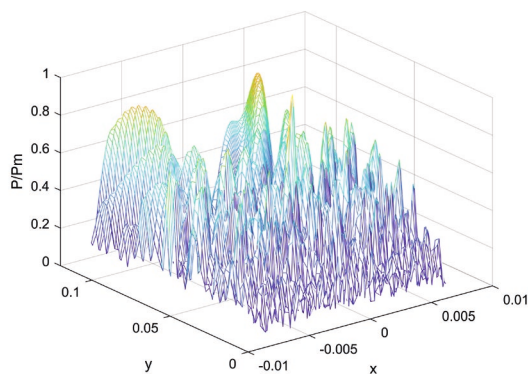
З рис. 2-5 можна зробити висновки, що відхилення ультразвукового пучка від осі решітки

приводить до збільшення дифракційних максимумів, а також, що до таких же наслідків приводить і збільшення coefficientу затухання.

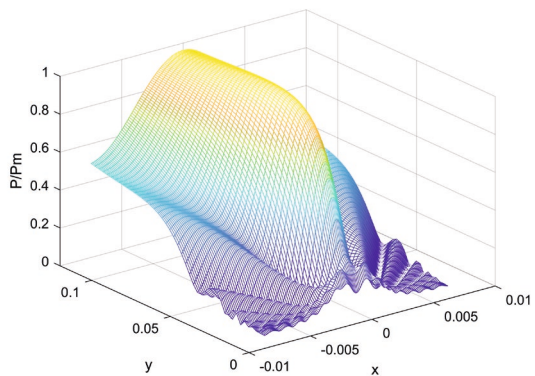
Тепер змінимо відстань між групами п'єзоелементів, що працюють синфазно: $\lambda, \lambda/2, 3\lambda$. Відстань між сусідніми п'єзоелементами залишається при цьому незмінною. Графіки розподілу тиску за глибиною для відповідних відстаней наведені на рис. 6.



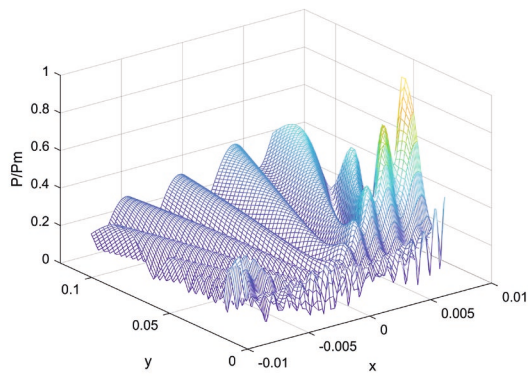
(a)



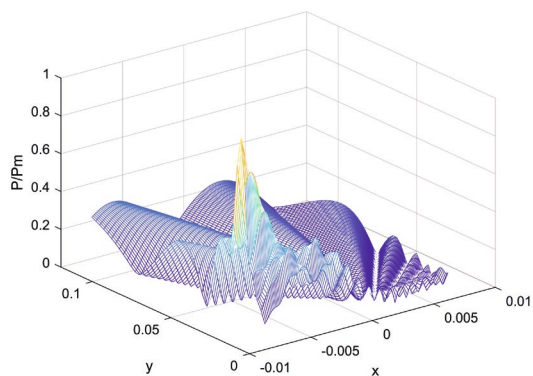
(b)



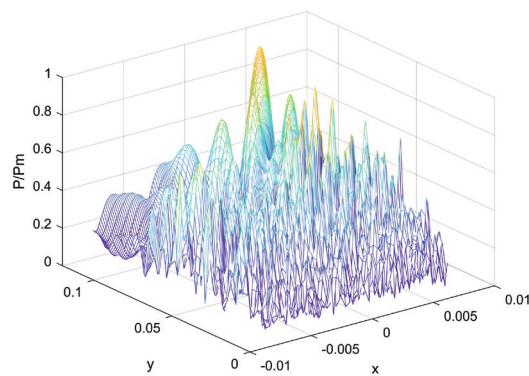
(c)



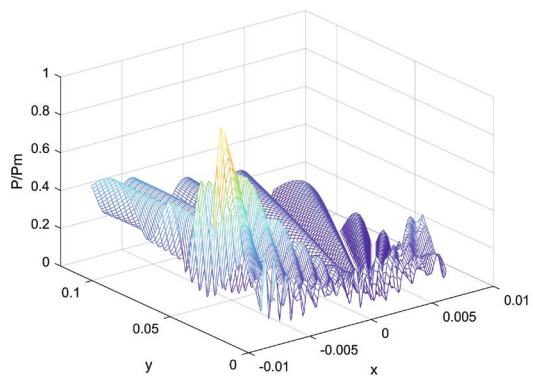
(d)



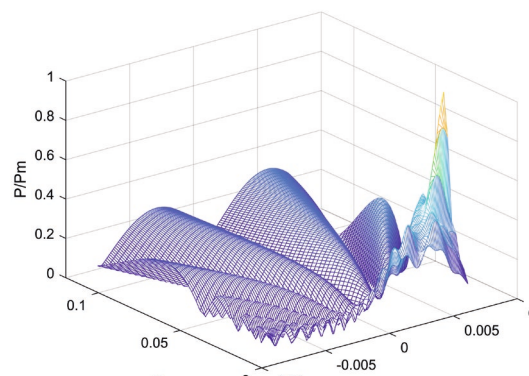
(д)



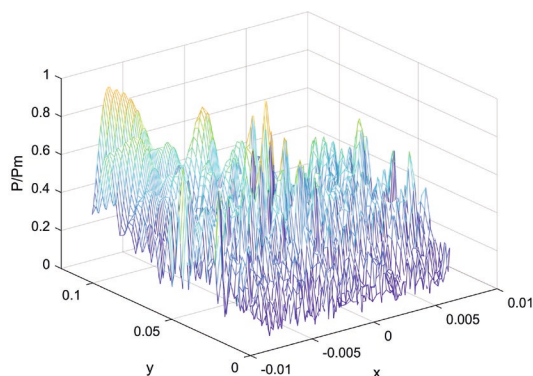
(е)



(є)



(ж)



(з)

Рис.6(а-з). Розподіл тиску по глибині при відхиленні від вісі відпо-
відно: (а-в) 0° $\lambda - P_{\max} = 0,3089$;

$\lambda / 2 - P_{\max} = 0,4433$; $3\lambda - P_{\max} = 0,2669$, (г-е) -45°

$\lambda - P_{\max} = 0,1716$; $\lambda / 2 - P_{\max} = 0,2009$;

$3\lambda - P_{\max} = 0,23$, $(\epsilon-3) - +45^\circ$ $\lambda - P_{\max} = 0,179$;

$\lambda / 2 - P_{\max} = 0,1979$; $3\lambda - P_{\max} = 0,2284$

З рис. 6. видно, що максимальний рівень основ-
ного максимуму і мінімальний дифракційних макси-
мумів спостерігається у випадку коли відстань між
групами, що працюють синфазно, складає півдов-
жини хвилі.

IV. ДОСЛІДЖЕННЯ АКУСТИЧНОГО ПОЛЯ В ЗАЛЕЖНО- СТІ ВІД ТРИВАЛОСТІ ВИПРОМІНЮВАННЯ

Тепер дослідимо питання впливу на польові хара-
ктеристики лінійної решітки п'єзоелементів тривало-
сті випромінюваного імпульсу.

Припустимо, що система сфокусована в точку (0,
f), тобто збуджується імпульсами виду:

$$f(t) \cdot \exp(i\omega_0 t), \quad (11)$$

де $f(t)$ -огинаюча [4].

У цьому випадку члени в сумі у виразі (9) необхі-
дно домножити на:

$$f(t - \Delta R_j / c) \cdot \exp(i\omega_0 \cdot (t - \Delta R_j / c)), \quad (12)$$



оскільки внесок у суму кожного лінійного джерела починається з моменту приходу імпульсу, затриманого на час:

$$t_i = \frac{1}{(2cf) \cdot (x_{1.N}^2 - x_j^2)}, \quad (13)$$

де

$$\Delta R_j = \sqrt{z^2 + (x_j - x)^2} - \sqrt{f^2 + x'^2} \approx \Delta z - x_j x / f, \quad (14)$$

$(x_j - x)^2 \ll z^2$ - різниця відстаней від точки $(x_j, 0)$ до точок (x, z) та $(0, f)$, (x, z) - координати точки спостереження, $(x_j, 0)$ - координати елементів решітки, $\Delta z = z - f$ у фокальній площині $\Delta z = 0$, $\Delta R = -x_j x / f$.

Спочатку розглянемо безперервну решітку з точками решітки, розташованими на прямій $(x', 0)$, а потім розглянемо кінцеву кількість елементів при розташуванні елементів решіток у точках $(x_j, 0)$ на відстані T один від одного.

При великій кількості елементів у групі N суму можна замінити інтегруванням за координатами $x' = x_j$ і тоді у фокальній площині ($z = f$):

$$P(t, x, f) = P \cdot \int \exp[i\omega_0(t - \Delta R / c)] \cdot W(x') dx', \quad (15)$$

де - $W(x')$ вагова функція решітки, яка враховує неоднорідність збудження [15],

$$P = \frac{\rho_0 c q}{\sqrt{\lambda f}} \cdot \exp[-ik(f + x_N^2 / (2f))]. \quad (16)$$

Функцію $W(x')$ при $|x'| \leq D/2$ представимо у вигляді її розкладу у ряд Фур'є:

$$W(x') = \sum_m A_m \cdot \exp(-i2m\pi x' / T), \quad (17)$$

де

$$A_m = -\int W(x') \cdot \exp(-i2m\pi x' / T) dx', \\ A_0 = -\int W(x') dx'. \quad (18)$$

Далі, використовуючи вирази (10-14), можна визначити амплітуду дифракційного максимуму решітки з номером m ($x = x_m = m\lambda f / T$):

$$P_m(0, x_m, f) = P \cdot A_m \int_{-D/2}^{D/2} f\left(\frac{mx'}{f_0 T}\right) dx'. \quad (19)$$

У системі, яка використовує імпульси з Гаусівською формою огинаючої $f(t) = \exp(-(t/\tau)^2)$ (τ - тривалість імпульсу на відповідному рівні), відношення амплітуд дифракційного та основного максимумів у фокальній площині характеризується наступним виразом:

$$P_{m\text{відн}} = \frac{P_m(0, x_m, f)}{P_m(0, 0, f)} - \frac{A_m \int_{-D/2}^{D/2} \exp\left(-\frac{mx'}{f_0 T \tau}\right)^2 dx'}{A_0 \int_{-D/2}^{D/2} dx'} + \frac{A_m \sqrt{\pi} f_0 \tau \operatorname{erf}\left(\frac{mN}{2f_0 \tau}\right)}{A_0 |m| N}, \quad (20)$$

де $\operatorname{erf}(x)$ - інтеграл ймовірності:

$$\operatorname{erf}(x) = 2 / \sqrt{\pi} \int_0^x e^{-y^2} dy; N = D / T. \quad (21)$$

Для $m = 1$ (20) переходить в:

$$P_{1\text{відн}} = \frac{A_1}{A_0} \cdot \frac{\sqrt{\pi} f_0 \tau}{N} \operatorname{erf}\left(\frac{N}{2f_0 \tau}\right). \quad (22)$$

Якщо $x = N / 2f_0 \tau \gg 1$, тобто $N \gg 2f_0 \tau$, то

$$\int_0^\infty e^{-y^2} dy = \sqrt{\pi} / 2, \quad (23)$$

$\operatorname{erf}(\infty) = 1$, при кінцевому $x \operatorname{erf}(x) \rightarrow 1$, та:

$$P_{1\text{відн}} = \frac{A_1}{A_0} \cdot \frac{\sqrt{\pi} f_0 \tau}{N}. \quad (24)$$

З виразу (24) можна бачити, що відносна амплітуда першого дифракційного максимуму зменшується при зменшенні тривалості імпульсу τ і при збільшенні N .

ВИСНОВКИ

Підтверджена можливість реалізації лінійної багатоелементної решітки п'єзоелементів з потрібними для диференційної діагностики слуху параметрами.

Показано, що у випадку зміни куту акустичного впливу ми можемо впливати на всю ділянку завитки людини, що є важливим при діагностиці внутрішнього вуха людини перед кохлеарною імплантацією.

Встановлено, що збільшення коефіцієнту затухання імпульсу призводить до спаду дифракційних максимумів лінійної решітки п'єзоелементів. А саме при $\alpha = 0$ $P_{\max} = 0,4801$ та при $\alpha = 0,7$ $P_{\max} = 0,3461$.

При зміні відстаней між групами п'єзоелементів лінійної решітки, що працюють синфазно, розподіл тиску по глибині змінюється і з'являються дифракційні максимуми в акустичному полі. З графіків визначили, що найбільш оптимальним вибором відстані між фазовими групами елементів є півдовжини хвилі.

Показано, що відносну амплітуду першого дифракційного максимуму можна зменшити шляхом

зменшення тривалості імпульсу і збільшення кількості п'єзоелементів в робочій групі.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Worldwide organization of health protection. A loss of hearing is in child's age. Guidance to the immediate action. https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/204507/WHO_MH_NVI_16.1_rus.pdf;jsessionid=CFA3C03E6811AFBD9E8FEB5801828C3D?sequence=5
- [2] Gelfand Stanley A. Hearing: An Introduction to Psychological and Physiological Acoustics. Informa Healthcare UK. 2010. ISBN-13: 978-1-4200-8865-6.
- [3] Robert H. Withnell and Taylor N. Fields. "Zwislocki's Model of the Middle Ear Re-visited". Mechanics of Hearing: Protein to Perception AIP Conf. Proc. 1703, 060012-1-060012-5. DOI: [10.1063/1.4939367](https://doi.org/10.1063/1.4939367)
- [4] Aithal Sreedevi, Kei Joseph, Driscoll Carlie, Khan Asaduzzaman, Swanston Andrew, "Wideband Absorbance Outcomes in Newborns: A Comparison With High-Frequency Tympanometry, Automated Brainstem Response, and Transient Evoked and Distortion Product Otoacoustic Emissions," Ear and Hearing (The Official Journal of American Auditory Society), September/October 2015, Vol. 36, Issue 5, p. e237-e250. DOI: [10.1097/AUD.000000000000175](https://doi.org/10.1097/AUD.000000000000175)
- [5] David T. Kemp, "Otoacoustic Emissions: Concepts and Origins," Springer Handbook of Auditory Research, V. 30, 2008, pp. 1-38. DOI: [10.1007/978-0-387-71469-1_1](https://doi.org/10.1007/978-0-387-71469-1_1)
- [6] Saikat Samaddar, Swagatam Banerjee, Sanjoy Kumar Ghosh, Subhra Bhattacharya, Diptanshu Mukherjee, Sirshak Dutta, "Universal Neonatal Hearing Screening - a Necessity and not a Choice," Bengal Journal of Otolaryngology and Head Neck Surgery, Vol. 23, No. 1, pp.1-6, April, 2015. DOI: [10.47210/bjohns.2015.v23i1.29](https://doi.org/10.47210/bjohns.2015.v23i1.29)
- [7] C. Patrone, "Neonatal hearing screening around the world: 8th Newborn hearing screening (NHS) International conference," Audio infos, No. 40, pp. 32-38, 2012.
- [8] Bartosz Trzaskowskia, Edyta Pilkaa, W. Wiktor Jedrzejczaka, Henryk Skarzynskia, "Criteria for detection of transiently evoked otoacoustic emissions in schoolchildren," International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, Published Online: June 29, 2015. DOI: [10.1016/j.ijporl.2015.06.028](https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2015.06.028)
- [9] David S Haynes, Rene H Gifford, George B Wanna, Alejandro C Rivas. Cochlear Implants: From Principles to Practice. Jajpee Brothers Medical Publishers, 2020. ISBN: 978-1-78779-119-0
- [10] Beutner Dirk, Hüttenbrink Karl-Bernd, "Passive and active middle ear implants," GMS Current Topics in Otorhinolaryngology - Head and Neck Surgery, 8: Doc09, 2009. Published: March 10, 2011. DOI: [10.3205/cto000061](https://doi.org/10.3205/cto000061)
- [11] S. A. Naida, D. O. Liashko, «Experimental Study of the Focused Ultrasonic System for Differential Diagnostics of the Human Hearing», Microsystems, Electronics and Acoustics, V. 23, № 3, p. 58–64. DOI: [10.20535/2523-4455.2018.23.3.134958](https://doi.org/10.20535/2523-4455.2018.23.3.134958)
- [12] Guo, H., Hamilton, M., Offutt, S. J., Gloeckner, C.D., Li, T., Kim, Y., Legon, W., Alford, J. K., and Lim, H. H. "Ultrasound Produces Extensive Brain Activation via a Cochlear Pathway", Neuron, vol. 98, no. 5, pp. 1020–1030.e4, Jun. 2018. DOI: [10.1016/j.neuron.2018.04.036](https://doi.org/10.1016/j.neuron.2018.04.036)
- [13] T. Sato, M. G. Shapiro, and D. Y. Tsao, "Ultrasonic Neuromodulation Causes Widespread Cortical Activation via an Indirect Auditory Mechanism", Neuron, vol. 98, no. 5, pp. 1031–1041.e5, Jun. 2018. DOI: [10.1016/j.neuron.2018.05.009](https://doi.org/10.1016/j.neuron.2018.05.009)
- [14] S. A. Naida, D. A. Liashko, «Acoustic calculation of a linear array of piezo elements for impact on the cochlea of the inner ear» IX International scientific and technical conference of young scientists "Electronics-2016", pp. 36-39, 2016.
- [15] V. S. Didkovskiy, S. A. Naida, Piezoelectric converters of medical ultrasound scanners. "Prosvita", Kyiv, pp.179, 1999
- [16] Katz J., *Handbook of clinical audiology*. 2015. ISBN: 978-1-4511-9163-9.
- [17] Bekesy G., *Experiments in hearing*. 1960, McGraw-Hill. New York. ISBN-10: 0883186306.
- [18] Beranek Leo L., Mellow Tim J., *Acoustics – Sound Fields and Transducers*. 2012, San Diego. Elsevier – Academic Press. ISBN: 9780123914217.
- [19] Gentil F., Parente M., Martins P., Garbe C., Paço J., Ferreira A., Tavares J., Jorge R., "The influence of muscles activation on the dynamical behaviour of the tympano-ossicular system of the middle ear," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2013, vol. 16, no. 4, pp. 392-402, DOI: [10.1080/10255842.2011.623674](https://doi.org/10.1080/10255842.2011.623674).
- [20] Ihrle S., Lauxmann M., Eiber A., Eberhard P., "Nonlinear modelling of the middle ear as an elastic multibody system – Applying model order reduction to acousto-structural coupled systems." *Journal of Computational and Applied Mathematics*. 2013, vol. 246, pp. 18-26, DOI: [10.1016/j.cam.2012.07.010](https://doi.org/10.1016/j.cam.2012.07.010)

Надійшла до редакції 03 липня 2022 року

Прийнята до друку 22 серпня 2022 року



Acoustic Field of an Ultrasound Device for Differential Diagnosis of Human Hearing

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

Hicell Telecommunication LTD
Київ, Україна

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

Department of Acoustics and Multimedia Electronic Systems ames.kpi.ua
National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute» ROR [00syn5v21](https://ror.org/00syn5v21)
Kyiv, Ukraine

Abstract—In this paper analyzes the relevance and novelty of using a multielement array in an electroacoustic transducer for differential diagnosis of human inner ear coagulation by changing the pulse duration and direction of radiation. Today the clinical applications of ultrasound are numerous and diverse, and ultrasound diagnostics is one of the most rapidly developing methods in medicine. In recent years the effect of focused ultrasound on the human auditory system has been actively studied. The structure of the human inner ear is in the middle of a system of spaces and channels of bony labyrinths. It is known that the most successful way to the auricular labyrinth is the one with the shortest distance and with the least tissue loss.

In order for the width of the scanning ultrasound beam to remain constant throughout the entire length of probing, the mode of dynamic focusing of the ultrasound beam was considered. The ultrasonic beam in the scanners is formed using a linear multielement array with individual element dimensions of several wavelengths by introducing between the electrical signals sent or received from the elements such delays that ensure that the fields are focused at a given point on the beam axis, and additionally by using acoustic lenses. In practice, the problem is solved by successive focusing of the beam at several fixed distances from the working surface.

Calculations of the geometric dimensions and the study of the acoustic field for the cylindrical wave front created by a linear multielement array of piezoelements are performed. Calculations of the acoustic field distribution in depth at varying pulse duration and at changing the angle of deflection from the axis, with the focal distance unchanged. It is concluded that it is reasonable to use this type of electroacoustic transducer for differential diagnosis of human hearing. From the obtained graphs it was found that an increase in the pulse attenuation coefficient leads to a decrease in the values of the diffraction maximum. It is also shown that the relative amplitude of the diffraction maximum can be reduced by reducing the pulse duration and increasing the number of piezoelectric elements in the working group.

This type of piezoelectric transducer will allow, by changing the angle, to affect all parts of the cochlea of a person, as it is known that each part of the cochlea is responsible for a certain frequency of perception, pick up a certain duration for safe exposure. And it will also be possible to perform acoustic influence on the cochlea to confirm the functioning of the auditory nerves before cochlear implantation.

Keywords — *acoustic field; cylindrical wave front; auditory system; piezoelectric transducer; multi-element lattice.*

