

# Визначення резонансних частот слухової системи людини за допомогою об'єктивних методів дослідження слуху

Дамарад<sup>f</sup> А. В., ORCID [0000-0002-7153-8655](https://orcid.org/0000-0002-7153-8655)

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

Найда<sup>s</sup> 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)

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

Національний технічний університет України

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

Київ, Україна

**Анотація**—Сучасні методи дослідження дозволяють діагностувати розвиток деяких захворювань або порушення органів слуху. Для дослідження такого важливого діагностичного параметру, як резонансна частота слухової системи людини, була обрана електромеханічна модель середнього вуха та визначено основні її параметри, а саме: гнучкість барабанної перетинки та барабанної порожнини, акустичний імпеданс повітря в барабанній порожнині та слуховій трубці, резонансні частоти коливальної системи середнього вуха, маса слухових кісточок. Для експериментального визначення резонансних частот середнього вуха людини використано методи акустичної імпедансометрії та отоакустичної емісії, які є основними методами дослідження стану слухової системи людини та дозволяють детально оцінити суть патологічних процесів.

Бібл. 10, рис. 2, табл. 1.

**Ключові слова** — середнє вуха; слухові кісточки; резонансні частоти; формула для параметру норми середнього вуха; імпеданс; тимпанометрія; отоакустична емісія

## I. ВСТУП

В теперішній час серед об'єктивних методів діагностики слуху в клінічній практиці найбільш широко застосовується багаточастотна акустична імпедансометрія, в якій стан вуха людини характеризують акустичним імпедансом [1], та реєстрація сигналів отоакустичної емісії (ОАЕ) [1,2].

В такій методиці імпедансометрії, як тимпанометрія, вимірюється еквівалентний об'єм середнього вуха людини на частотах 226 Гц, 660 Гц і 1000 Гц [1]. Суть тимпанометрії полягає в тому, що у зовнішньому слуховому проході (ЗСП), який герметично закритий спеціальним вушним вкладишем, створюється плавна зміна статичного тиску повітря від величини, більшої за нормальний атмосферний, до величини, меншої за нього. При цьому реєструється сумарне значення фізичного об'єму зовнішнього слухового проходу і еквівалентного об'єму середнього вуха. Щоб одержати еквівалентний об'єм одного середнього вуха, створюється надлишок статичного тиску такої величини, щоб впливом імпедансу середнього вуха на загальний вхідний імпеданс можна було знехтувати. Одержаний еквівалентний об'єм віднімається від сумарного об'єму.

Порівняння одержаних характеристик (тимпанограм) в нормі і при патології дозволяє судити про ступінь порушень в органі слуху і діагностувати деякі

його захворювання. Однак велика розбіжність між суб'єктивних даних може перебивати відхилення від норми, що є основною проблемою діагностики слуху.

ОАЕ вимірюється в зовнішньому слуховому проході за допомогою акустичного зонду, що встановлюється, як і при тимпанометрії, у ЗСП [1, 2]. Сигнали ОАЕ є мікромеханічною відповіддю завиткових структур, яка проходить через середнє вуха. Даний метод широко використовується на практиці для проведення аудіологічного скринінгу новонароджених [3].

В даній роботі одержано теоретично, на основі двоконтурної моделі середнього вуха людини, і підтверджено експериментально, за допомогою тимпанометрії і ОАЕ, кількісні параметри середнього вуха людини, що дає змогу вирішити основну проблему діагностики слуху.

## II. АКУСТИЧНІ ТА МЕХАНІЧНІ ПАРАМЕТРИ СЕРЕДНЬОГО ВУХА

Визначимо параметри середнього вуха на верхній (1000 Гц) і нижній (226 Гц) частотах багаточастотної тимпанометрії за допомогою двоконтурної моделі середнього вуха [3, 4]. Елементом зв'язку контурів [5] слугує барабанна порожнина. Первинний контур утворено такими елементами, як маса слухових кісточок, гнучкість барабанної перетинки та барабанної порожнини, дійсна складова акустичного опору.



Вторинний контур утворюють гнучкість барабанної порожнини і еквівалентна маса повітря в слуховій (свстаксієвій) трубі. Для побудови двоконтурної моделі середнього вуха був використаний метод електроакустичних аналогій [6].

Використаємо для розрахунків такі розміри елементів середнього вуха людини [7, 8]: довжина слухової труби  $l_{mp} = 37$  мм, площа отвору з барабанної порожнини в слухову трубу  $S_0 = 28$  мм<sup>2</sup>, площа поперечного перерізу барабанної порожнини  $S_{\delta.nor} = 64$  мм<sup>2</sup>, сумарна маса кісточок і барабанної перетинки  $m_{\Sigma} = 64$  мг. Оскільки слухова труба з'єднана з носоглоткою отвором малого діаметру, то її об'єм визначатимемо, як об'єм конуса:  $V_{mp} = \frac{1}{3} S_0 l_{mp} = 345$  мм<sup>3</sup>. Маса повітря в трубі, що рухається як єдине ціле, дорівнює  $m_{mp} = \rho_0 V_{mp} = 0,414$  мг ( $\rho_0 = 1,2$  кг/м<sup>3</sup> – густина повітря,  $c_0 = 340$  м/с – швидкість звуку в ньому). Коефіцієнт трансформації [5] середнього вуха при цьому становить  $n = \frac{S_{\delta.nor}}{S_0} = 2,3$ .

Визначимо реактивні компоненти вторинного контуру для верхньої частоти  $f_1 = 1000$  Гц:

$$\omega_1 \cdot m_{mp} \cdot n^2 = 1,38 \cdot 10^{-2} \frac{\text{кг}}{\text{с}} \quad (\omega = 2\pi f)$$

$$i \quad \frac{1}{\omega_1 C_{a.\delta.nor}} = 9,09 \cdot 10^{-2} \frac{\text{кг}}{\text{с}}, \quad \text{де}$$

$$C_{a.\delta.nor} = \frac{V_{a.\delta.nor}}{\rho_0 c_0^2 S_{\delta.nor}^2} = 1,75 \cdot 10^{-3} \frac{\text{с}^2}{\text{кг}} \quad \text{– акустична гнучкість барабанної порожнини.}$$

Знайдемо інші параметри еквівалентної схеми середнього вуха:

$$r_2 \cdot n^2 = \frac{\rho_0}{4\pi c_0} \omega_1^2 \cdot S_0^2 \cdot n^2 = 4,8 \cdot 10^{-5} \frac{\text{кг}}{\text{с}};$$

$$|j\omega_1 m_{\Sigma}| = \omega_1 m_{\Sigma} = 0,402 \frac{\text{кг}}{\text{с}}; \quad \frac{1}{\omega_1 C_{\delta.n}} = 0,168 \frac{\text{кг}}{\text{с}};$$

$$r_1 = 0,41 \cdot 10^8 \frac{\text{кг}}{\text{с} \cdot \text{м}^4} \cdot S_{\delta.n}^2 = 0,168 \frac{\text{кг}}{\text{с}} \quad \text{при}$$

$$S_{\delta.n} = 64 \text{ мм}^2, \quad \text{де } C_{\delta.n} = \frac{V_{\delta.n}(226)}{\rho_0 c_0^2 S_{\delta.n}^2} = 9,5 \cdot 10^{-4} \frac{\text{с}^2}{\text{кг}} \quad \text{–}$$

гнучкість барабанної перетинки ( $V_{\delta.n}(226) = 0,54$  см<sup>3</sup> – об'єм барабанної перетинки).

Тепер розрахуємо параметри для нижньої частоти

$$f_2 = 226 \text{ Гц}: \quad \omega_2 \cdot m_{mp} \cdot n^2 = 3,1 \cdot 10^{-3} \frac{\text{кг}}{\text{с}};$$

$$\frac{1}{\omega_2 C_{a.\delta.nor}} = 0,4 \frac{\text{кг}}{\text{с}}; \quad r_2 \cdot n^2 = 2,5 \cdot 10^{-6} \frac{\text{кг}}{\text{с}}.$$

Якщо скористатися виразом [8]:

$$Z_a = \frac{\rho_0 c_0^2}{\omega V_{екв}} \left[ \frac{\text{кг}}{\text{с} \cdot \text{м}^4} \right], \quad (1)$$

то отримаємо:

для слухової труби акустичний імпеданс

$$Z_{a1} = \frac{\rho_0 c_0^2}{\omega_1 V_{екв}} = 6,4 \cdot 10^7 \frac{\text{кг}}{\text{с} \cdot \text{м}^4},$$

$$Z_{a1} \cdot S_0^2 = 5,02 \cdot 10^{-3} \frac{\text{кг}}{\text{с}};$$

для барабанної порожнини акустичний імпеданс

$$Z_{a2} = \frac{\rho_0 c_0^2}{\omega_2 V_{екв}} = 2,2 \cdot 10^7 \frac{\text{кг}}{\text{с} \cdot \text{м}^4}, \quad Z_{a2} \cdot S_0^2 = 9 \cdot 10^{-2} \frac{\text{кг}}{\text{с}}.$$

Переведемо отримані величини в акустичні:

$$r_{2ак} \cdot n^2 = \frac{r_2 \cdot n^2}{S_0^2} = 6,12 \cdot 10^4 \frac{\text{кг}}{\text{с} \cdot \text{м}^4};$$

$$m_{mp.a} = \frac{m_{mp}}{S_0^2} = 5,29 \cdot 10^2 \frac{\text{кг}}{\text{м}^4};$$

$$\omega_1 \cdot m_{mp.a} \cdot n^2 = 1,76 \cdot 10^7 \frac{\text{кг}}{\text{с} \cdot \text{м}^4};$$

$$C_{a.\delta.n} = C_{\delta.n} S_{\delta.n}^2 = 7,19 \cdot 10^{-12} \frac{\text{с}^2 \cdot \text{м}^4}{\text{кг}};$$

$$\frac{1}{\omega_1 C_{a.\delta.n}} = 2,2 \cdot 10^7 \frac{\text{кг}}{\text{с} \cdot \text{м}^4}.$$

### III. ДІАГНОСТИЧНЕ ЗНАЧЕННЯ РЕЗОНАНСНИХ ЧАСТОТ СЕРЕДЬОГО ВУХА

Патологічні процеси слухової системи, що призводять до деструктивних змін ланки слухових кісточок, представляють інтерес для дослідників. Однією з найпоширеніших патологій у людей літнього віку вважається виражена туговухість як наслідок порушення функції слухових кісточок. Тому оссікулопластика стала одним з основних напрямків в отохірургії. Удосконалення методик реконструктивно-відновлювальної хірургії вуха дозволило здійснювати функціональну реабілітацію пацієнтів шляхом відновлення максимально наближених до норми анатомічних взаємовідносин у вусі за допомогою реконструкції окремих його частин, зокрема і слухових кісточок.

Оссікулопластика є хірургічним втручанням, що ставить на меті відновити або поліпшити механізм звукопередачі до внутрішнього вуха від барабанної перетинки за допомогою реконструкції ланки слухових кісточок, зруйнованих внаслідок травматичних ушкоджень або запально-деструктивних патологій вуха. Основні вимоги, що висуваються до матеріалів для оссікулопластики, — це виключення абсорбції і екструзії протезів, утворення в області контакту протезу зі слуховими кісточками оссеоінтеграції і, навпаки, відсутність такого контакту з кістковими стінками барабанної порожнини. Велику роль відіграють параметри механічних характеристик протезу, можливість зміни його розмірів з урахуванням індивідуальних особливостей пацієнта і простота інтраопераційної установки в барабанній порожнині.



Однією із значущих характеристик середнього вуха, з фізичної точки зору, є амплітудно-частотна характеристика (АЧХ) його структурних елементів, до вивчення якої постійно повертаються дослідники [9, 10]. Авторами [9] був проведений експеримент, мета якого полягала в порівнянні звукопровідності широко використовуваних в отохірургії різновидів протезів TORP (total ossicular replacement prosthesis) з титану і тефлону з аналогічними властивостями протезу з модифікованого надвисокомолекулярного поліетилену оригінальної конструкції. Для досягнення мети оцінювали АЧХ протезів ланки слухових кісточок з перерахованих вище матеріалів, а також нормального вуха [10]. За допомогою мікрохірургічної техніки виконані серії дослідів з моделлю нормального вуха і моделями патології середнього вуха, а також варіанти реконструкції оссікулярної системи та соскоподібного відростка. Всього використано 20 екземплярів ізольованої скроневої кістки людини, по 4 для кожної з 5 серій дослідів. Дослідження проводили в частотному діапазоні від 0,5 кГц до 7 кГц.

АЧХ стремінця, зареєстрована з моделі нормального середнього вуха, представляла собою криву з максимальним піком на частоті 0,7 кГц. Для кісткового протезу в порівнянні з амплітудою коливань стремінця, отриманої з нормального вуха, АЧХ з цим протезом виявилася меншою. Коливання, найближчі до АЧХ нормального вуха, спостерігалися в частотному діапазоні від 0,25 Гц до 1 кГц. При випробуванні хрящового протезу, що має вигляд стрижня, який розташовано між підніжною пластинкою стремінця і барабанною перетинкою, встановлено, що на частотах від 0,5 кГц до 1 кГц його АЧХ відповідає параметрам кісткового протезу. На частоті 1,0-1,5 кГц вона була більше. Велика амплітуда хрящового протезу відзначалася також на частотах 4 кГц і від 5 кГц до 7 кГц. Вивчення часткової реконструкції оссікулярної системи у вигляді тефлонового стрижня, один кінець якого був поміщений на головку стремінця, а інший – під шийку молоточка, показало, що в цьому випадку АЧХ стремінця протезу відповідає даним, отриманим при дослідженні нормального вуха. На частотах 4,1-4,3 Гц АЧХ стремінця була навіть вище коливань стремінця в нормальному середньому вусі, на інших частотах діапазону була нижче норми [9]. Таким чином, можна стверджувати, що використання протезів з відповідною АЧХ для компенсації дефекту оссікулярної ланки дозволяє відновити передачу коливань барабанної перетинки до основи стремінця.

#### IV. ВИЗНАЧЕННЯ РЕЗОНАНСНИХ ЧАСТОТ МЕТОДОМ ОТОАКУСТИЧНОЇ ЕМІСІЇ

Порівняємо резонансні частоти коливальної системи середнього вуха, а саме резонансні частоти первинного та вторинного контурів, з власними експериментальними даними. Дослідження проведемо за

допомогою приладу реєстрації отоакустичної емісії ILO88 OAE Analyser V4.20B (рис. 1).

З рис. 1 визначимо резонансні частоти коливальної системи первинного та вторинного контурів середнього вуха.

З табл. 1 визначимо, що для суб'єкта 1 (праве вуха), суб'єкта 2 (ліве вуха) і суб'єкта 3 результати дослідження можна інтерпретувати як норму стану середнього вуха. Інші результати свідчать про наявність патологічного процесу в слуховій системі.

#### V. ВИЗНАЧЕННЯ РЕЗОНАНСНИХ ЧАСТОТ МЕТОДОМ ТИМПАНОМЕТРІЇ

Приведемо отримані тимпанограми правого та лівого вуха людини на частотах 226 Гц, 660 Гц і 1000 Гц за допомогою акустичного імпедансометру Madden Electronics ZO-2020 (рис. 2) [4]. З рис. 2 можна визначити, що на частоті 226 Гц для правого вуха значення еквівалентного об'єму становить  $0,79 \text{ см}^3$ , а для лівого –  $0,37 \text{ см}^3$ , тобто вони відрізняються один від одного. Те ж саме можна спостерігати на частотах 660 Гц і 1000 Гц.

Згідно класифікації Джегера, тимпанограми, які спостерігаються при 226 Гц, у яких максимум відмічається при тиску в вушній порожнині, який дорівнює атмосферному, характерні як для нормального стану системи середнього вуха, так і для отосклеротичного анклізу стремінця [8].

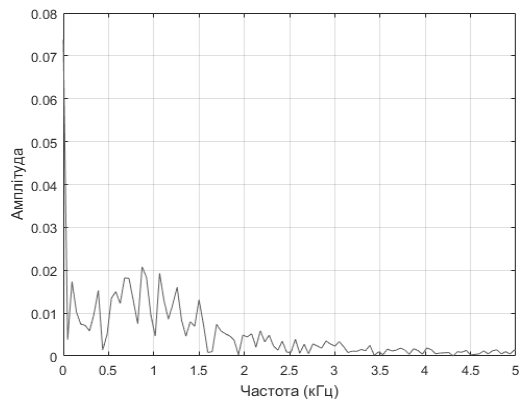
Вважається, що зі значеннями еквівалентного об'єму величина модуля акустичного імпедансу пов'язана співвідношенням:

$$Z_a = \sqrt{R_a^2 + \left( \omega \cdot m_{a.k} - \frac{1}{\omega \cdot C_{a.b.n}} \right)^2} = \frac{\rho_0 \cdot c_0^2}{\omega \cdot V(\omega)}, \quad (2)$$

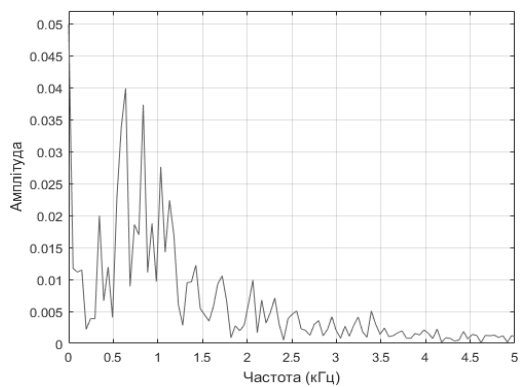
де  $m_{a.k}$  – маса слухових кісточок середнього вуха;  $R_a = Z_a(f_p)$  – акустичний опір втрат (1) в результаті передачі звукової енергії через ланцюг слухових кісточок у внутрішнє вуха;  $\omega_p = \frac{1}{\sqrt{m_{a.k} \cdot C_{a.b.n}}}$  – резонансна частота коливань барабанної перетинки при  $\Delta p_{cm} = 0$ ;  $V(\omega)$  – еквівалентна ємність середнього вуха.

Вираз (4) є системою трьох нелінійних рівнянь з трьома невідомими  $m_{a.k}$ ,  $C_{a.b.n}$ ,  $R_a$  або  $f_p$ ,  $C_{a.b.n}$ ,  $R_a$ . Знаходження їх значно спрощується, якщо врахувати, що  $R_a$  може бути визначено за формулою:

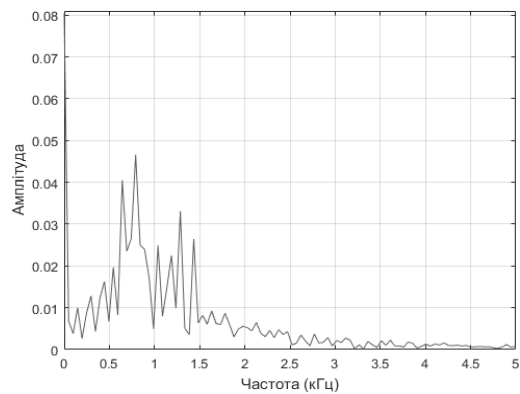
$$R_a = \frac{\rho \cdot c_0^2}{2 \cdot \pi \cdot 1000 \cdot V_{\max}(1000)}. \quad (3)$$



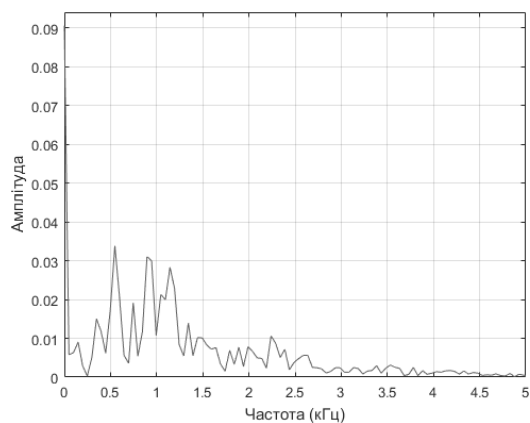
(а)



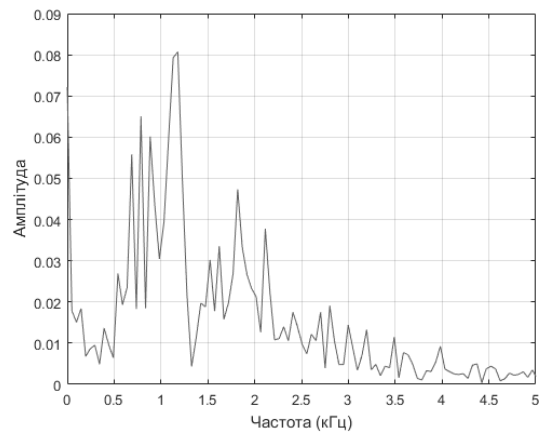
(б)



(в)



(г)

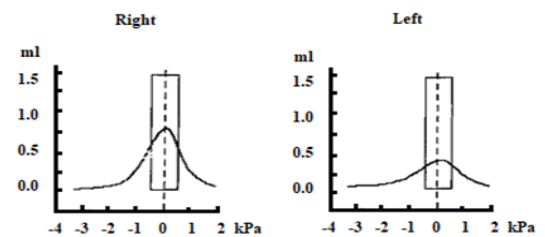


(д)

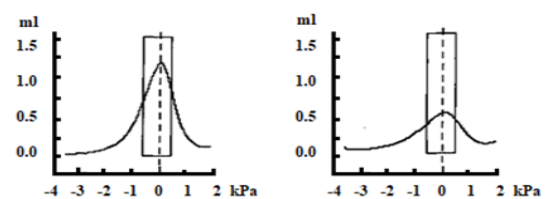
Рис. 1. Результати тесту ОАЕ: 1-й суб'єкт – (а), (б) праве та ліве вухо відповідно; 2-й суб'єкт – (в), (г) праве та ліве вухо відповідно; 3-й суб'єкт – (д) ліве вухо (зразкове вухо в нормі, що підтверджено іншими методами клінічних досліджень).

ТАБЛИЦЯ 1 РЕЗОНАНСНІ ЧАСТОТИ КОЛИВАЛЬНОЇ СИСТЕМИ СЕРЕДНЬОГО ВУХА

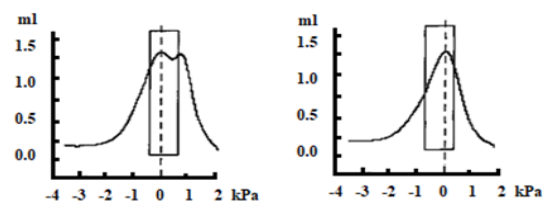
Суб'єкт	1		2		3
	праве вухо	ліве вухо	праве вухо	ліве вухо	ліве вухо
Перша резонансна частота, кГц	0,871	0,639	0,791	0,896	1,18
Друга резонансна частота, кГц	2,065	1,694	1,781	2,239	2,802



(а)



(б)



(в)

Рис. 2. Тимпанограми правого та лівого вуха суб'єкта, що отримані на частотах: (а) – 226 Гц; (б) – 660 Гц; (в) – 1000 Гц [4].



Таким чином, отримаємо:

$$V(f) = \frac{\frac{1000}{f} \cdot V_{\max}(1000)}{\sqrt{1 + \left[ \frac{1000}{f} \cdot \frac{V_{\max}(1000)}{V_{\delta,n}} \cdot \left(1 - \frac{f^2}{f_p^2}\right) \right]^2}}, \quad (4)$$

де  $V_{\delta,n}$  – еквівалентний об'єм барабанної перетинки.

Підставляючи в (4) значення, які визначені експериментальним шляхом з тимпанограм на рис. 2:

$$V(226) = 0,79 \text{ см}^3, \quad V(660) = 1,16 \text{ см}^3$$

і  $V_{\max}(1000) = 1,22 \text{ см}^3$  для правого вуха та

$$V(226) = 0,37 \text{ см}^3, \quad V(660) = 0,5 \text{ см}^3$$

і  $V_{\max}(1000) = 1,16 \text{ см}^3$  для лівого вуха, отримаємо

систему з двох рівнянь для двох невідомих  $f_p$  і  $V_{\delta,n}$ , розв'язок якої за допомогою програмних засобів MatLab дає:  $f_p = 937,985 \text{ Гц}$  і  $V_{\delta,n} = 0,752 \text{ см}^3$  – для правого вуха,  $f_p = 1176 \text{ Гц}$  і  $V_{\delta,n} = 0,357 \text{ см}^3$  – для лівого вуха.

Інші параметри коливної системи середнього вуха людини дорівнюють:

$$\text{для правого вуха: } R_a = 1,81 \cdot 10^7 \frac{\text{кг}}{\text{м}^4 \text{с}},$$

$$m_{a,k} = 5,311 \cdot 10^3 \frac{\text{кг}}{\text{м}^4}, \quad C_{a,\delta,n} = 5,421 \cdot 10^{-12} \frac{\text{м}^3}{\text{Н}};$$

$$\text{для лівого вуха: } R_a = 1,903 \cdot 10^7 \frac{\text{кг}}{\text{м}^4 \text{с}},$$

$$m_{a,k} = 7,117 \cdot 10^3 \frac{\text{кг}}{\text{м}^4}, \quad C_{a,\delta,n} = 2,574 \cdot 10^{-12} \frac{\text{м}^3}{\text{Н}}.$$

Еквівалентний об'єм барабанної перетинки на частоті резонансу:

$$\text{для правого вуха } V(f_p) = \frac{\rho_0 \cdot c_0^2}{\omega_p \cdot R_a} = 1,301 \text{ см}^3;$$

$$\text{для лівого вуха } V(f_p) = 0,986 \text{ см}^3.$$

Підстановка значень еквівалентного об'єму у формулу для параметру норми стану середнього вуха людини [3, 4]:

$$A = \frac{V(f_p)}{V_{\delta,n}} \cdot \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{V_{\delta,nop}}{V_{\delta,n}}}},$$

де  $V_{\delta,nop} = 0,9 \text{ см}^3$  [7] дає для правого вуха значення

$$A = 1,167, \text{ а для лівого — } A = 1,472.$$

Акустичний імпеданс повітря в площі барабанної перетинки:

$$\text{для правого вуха } Z_{n,a} = \frac{\rho_0 \cdot c_0}{S_{\delta,n}} = 3,12 \cdot 10^6 \frac{\text{кг}}{\text{м}^4 \text{с}};$$

$$\text{для лівого вуха } Z_{n,a} = 3,282 \cdot 10^6 \frac{\text{кг}}{\text{м}^4 \text{с}},$$

звідки площа барабанної перетинки для правого вуха

$$S_{\delta,n} = 5,8 \cdot \frac{\omega_p \cdot V(f_p)}{c_0} = 1,308 \text{ см}^2, \text{ і для лівого вуха}$$

$$S_{\delta,n} = 1,243 \text{ см}^2, \text{ що в два рази більше, ніж значення}$$

$$S_{\delta,n} = 64 \text{ мм}^2, \text{ яке наводиться в літературі [1, 6, 7].}$$

Механічна маса слухових кісточок: для правого вуха  $m_{\text{мех}} = m_{a,k} \cdot S_{\delta,n}^2 = 90,81 \text{ мг}$ ; для лівого вуха  $m_{\text{мех}} = 110 \text{ мг}$ .

### ВИСНОВКИ

Отримані теоретичні та експериментальні результати резонансних частот слухової системи добре узгоджуються з результатами [3, 8] та з результатами [10] для вуха в нормі.

В теперішній час у лікарській практиці береться до уваги тільки перша резонансна частота коливальної системи середнього вуха. Якщо враховувати також другу резонансну частоту, можна розширити діагностичні можливості. Значні зміни резонансної частоти дозволяють виявити наявну патологію.

Таким чином, можна стверджувати, що ОАЕ та тимпанометрія є достатньо чуливими методами дослідження стану слухової системи людини, що дозволяють детально оцінити суть патологічних процесів.

Визначення резонансної частоти структурних елементів слухової системи людини в комплексному дослідженні об'єктивними методами дозволяє більш точно виявляти зміни в провідній системі вуха. В нормі у отологічно здорових людей перша резонансна частота слухової системи знаходиться близько 800 Гц, а друга – 2600 Гц.

Перспективою подальших досліджень є більш детальне вивчення зміни резонансної частоти середнього вуха при різних патологічних станах.

### ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Stach Brad A. Clinical Audiology: An Introduction. - Detroit, Michigan: Delmar, Cengage Learning, 2010. -788 p. - ISBN: 9780766862883.
- [2] Kemp D. T. Otoacoustic emissions, their origin in cochlear function, and use. Br. Med. Bull. -2002. - V. 63, №1. -P. 223-241. - DOI: [10.1093/bmb/63.1.223](https://doi.org/10.1093/bmb/63.1.223).
- [3] S. A. Naida, M. S. Naida, "Method of universal audiological screening of newborns," Electronics and Communications, v.22, no.2, pp.56-65, 2017. DOI: [10.20535/2312-1807.2017.22.2.96834](https://doi.org/10.20535/2312-1807.2017.22.2.96834).
- [4] Sergey Naida, Nikita Naida, Vitalii Didkovskiy, Olha Pavlenko, "Objective Audiometry Based On The Formula Of The Middle Ear Parameter: A New Technique For Researches And Differential Diagnosis Of Hearing," Proc. of IEEE 39th Int. Sc. Conf. Electronics and Nanotechnology (ELNANO), pp. 425-428,



- 16-18 April 2019, Kyiv, Ukraine. ISBN: 978-1-7281-2064-5, IEEE Catalog Number: CFP1905U-USB.
- [5] S. I. Baskakov, Lectures on the theory of circuits, MEI, Moscow, 1991. ISBN: 5-7046-0027-1.
- [6] Leo L. Beranek, Tim J. Mellow. Acoustics – Sound Fields and Transducers, San Diego: Elsevier – Academic Press, 2012. 721 p. ISBN: 9780123914217.
- [7] G. von Békésy, Experiments in hearing (Translated and edited by E. G. Wever), McGraw-Hill, New York, 1960. ISBN: 9780883186305.
- [8] Tony L. Sahley, Frank E. Musiek. Basic Fundamentals in Hearing Science. San Diego: Plural Publishing, 2014. - 686 p. ISBN: 9781597565493.
- [9] O. Khorov, V. Struk, U. Novasialetski Test of modified ultra-high molecular weight polyethylene for prosthetic repair of the ossicular chain. J. of Hearing Science. 2013. Vol. 3, № 1. P. 1–8.
- [10] Khorov O. Universal artificial joints for an ossiculoplasty / O. Khorov, V. Struk, U. Novasialetski. – Grodno: GrGMU, 2017. – 144 p. ISBN 978-985-558-913-7.

Надійшла до редакції 01 лютого 2019 р.

УДК 534.771

## Определение резонансных частот слуховой системы человека с помощью объективных методов исследования слуха

Дамарад<sup>f</sup> А. В., ORCID [0000-0002-7153-8655](https://orcid.org/0000-0002-7153-8655)

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

Найда<sup>s</sup> 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)

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

Национальный технический университет Украины

«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»

Киев, Украина

**Аннотация**—Современные методы исследования позволяют диагностировать развитие некоторых заболеваний или нарушения органов слуха. Для исследования такого важного диагностического параметра, как резонансная частота слуховой системы человека, была выбрана электромеханическая модель среднего уха и определены основные ее параметры, а именно: гибкость барабанной перепонки и барабанной полости, акустический импеданс воздуха в барабанной полости и слуховой трубе, резонансная частота первого и второго контуров колебательной системы среднего уха, масса слуховых косточек. Для экспериментального определения резонансных частот среднего уха человека использованы методы акустической импедансометрии и отоакустической эмиссии, которые являются основными методами исследования состояния слуховой системы человека и позволяют детально оценить суть патологических процессов.

Библ. 10, рис.2, табл. 1.

**Ключевые слова** — среднее ухо; слуховые косточки; резонансные частоты; формула для параметра нормы среднего уха; импеданс; тимпанометрия; отоакустическая эмиссия



# Determination of Resonant Frequencies of an Acoustical System of the Human by Means of Objective Methods of a Research of Hearing

A. V. Damarad<sup>f</sup>, ORCID [0000-0002-7153-8655](https://orcid.org/0000-0002-7153-8655)

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

S. A. Naida<sup>s</sup>, 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)

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

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

Kyiv, Ukraine

**Abstract**—Different pathological processes lead to changes of human auditory system characteristics. Nowadays, hearing diagnosis is not surprising and does not cause unnecessary questions, because most people understand the importance of health care and know about problems that can arise if they are not warned in advance. In the world there are many methods and programs for objective diagnosis of human hearing.

Today, among hearing diagnosing objective methods, multifrequency acoustic impedancemetry and otoacoustic emission are most widely used in clinical practice. Comparison of the obtained characteristics in normal and pathological conditions allows us to judge the degree of changes in the auditory organ and diagnose some of its diseases. However, a large discrepancy between intersubject data may overlap deviations from norms. This is the main problem in diagnosis of hearing system. Determination the resonant frequency of human auditory system structural elements in a comprehensive study, using objective methods gives us a possibility to detect changes in ear conductive system more accurately. Significant changes in the resonance frequency of human middle ear make it possible to detect an existing pathology at a functional level. Resonant frequency shift (to one or the other side) may indicate the presence of otosclerosis, auditory ossicles chain break, etc.

In this work, the parameters of the human middle ear were obtained theoretically, based on a two-circuit model of the human middle ear, and confirmed experimentally, using tympanometry and otoacoustic emission, which eliminate the main problem of hearing diagnostics and offer new diagnostic parameters for sound-conducting ear system diseases diagnosing, namely, value of resonant frequencies. Determining the resonant frequency of human auditory system structures in a comprehensive study using objective methods, allows us to identify changes in ear sound-conducting system.

To study human auditory system resonant frequency, an electromechanical model of human middle ear was selected and its main parameters were determined: eardrum and tympanic cavity flexibility, acoustic impedance of air in the tympanic cavity and auditory tube, resonant frequency of first and second circuits of middle ear vibrating system, auditory ossicles weight. Purpose of the study - to search and identify effective ways to improve objective acoustic diagnostic methods and substantiate the choice of tympanometry and otoacoustic emission as the main methods for studying the state of the human auditory system, which allow a detailed assessment of pathological processes.

**Keywords** — middle ear; membrane; resonant frequencies; formula for the middle ear norm parameter; impedance; tympanometry; acoustic reflex.

