

# Дослідження частотних характеристик імплантатів кісточок середнього вуха людини

Найда М. С., ORCID [0000-0003-1709-9716](https://orcid.org/0000-0003-1709-9716)

Кафедра акустичних та мультимедійних електронних систем <https://ames.kpi.ua/>

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» ROR [00syn5v21](https://ror.org/00syn5v21)

Київ, Україна

**Реферат**—У роботі розглядаються засоби для відновлення слуху людини у випадках, коли порушення слуху не зачіпають слуховий нерв. Тоді відновлення слуху здійснюється методами тимпаноластики - шляхом заміни (відновлення) барабанної перетинки або ланцюга слухових кісточок. В роботі досліджено імплантати, які виготовлено з біозамінних матеріалів, що дуже різняться за своїми механічними властивостями. Тому для індивідуального підбору осікулярних імплантатів при тимпаноластичі, в роботі розроблено фізичну модель імплантатів. На її основі визначено такий важливий параметр імплантатів, як значення їх резонансних частот. В роботі також проведено порівняння теоретичних значень резонансних частот імплантатів з експериментальними результатами їх вимірювання за допомогою оригінальної установки.

**Ключові слова** — середнє вухо; імплантати, барабанна перетинка, слухові кісточки, резонансні частоти.

## I. ВСТУП

При хронічних запаленнях вуха людини дуже часто руйнується барабанна перетинка (БП) і ланцюг слухових кісточок [1]. Це призводить до втрати слуху. Характер і міра втрати визначається за допомогою методу повітряної і кісткової аудіометрії. При втраті слуху в середньому вусі людині доводиться користуватися слуховими апаратами.

Сучасні слухові апарати, з індивідуальним комп'ютерним підбором і підстроюванням, дозволяють підняти залишковий слух до такого рівня, що людина може користуватися ними без опори на губи і жести. Особливо важливо достовірно визначити за допомогою об'єктивних методів діагностики слуху (без участі пацієнта) порушення слуху у дітей до шести місячного віку, щоб не було затримки їх загального розвитку.

У випадках, коли порушення слуху не зачіпають слуховий нерв, відновлення слуху можливе методами тимпаноластики - шляхом заміни (відновлення) БП або ланцюга слухових кісточок. Осікулярні протези є імплантатами для часткової або повної заміни слухових кісточок з метою відновлення провідної системи середнього вуха. Для виготовлення імплантатів використовуються різноманітні біозамінні матеріали, серед яких багатокомірковий поліетилен, політетрафторетиленовий полімер, титан, платина і нержавіюча сталь. Тому, для індивідуального підбору осікулярних імплантатів при тимпаноластичі необхідно, розробити модель імплантатів, яка дозволила б визначати їх частотні характеристики для порівняння з частотними характеристиками середнього

вуха, індивідуального підбору імплантатів, та формулювання загальних рекомендацій щодо застосування різних матеріалів. Таким чином, метою даної роботи є теоретичне та експериментальне дослідження амплітудно-частотних характеристик (АЧХ) осікулярних імплантантів.

## II. АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДАНИХ ТА ПОСТАНОВКА ПРОБЛЕМИ

Орган слуху людини в анатомічному відношенні ділиться на три відділи: зовнішнє, середнє і внутрішнє вуха; у функціональному — на звукопровідний і звукосприймаючий апарат [1,2]. Середнє вуха є складною механо-акустичною системою. Її механічна частина утворена барабанною перетинкою (БП) і прикріпленим до неї послідовним ланцюгом слухових кісточок: молоточка, коваделка і стреміньця. Акустична частина утворена барабанною порожниною і слуховою (євстахієвою) трубою, яка сполучає барабанну порожнину із зовнішнім повітрям [3, 4].

БП є сприймаючим механічним елементом вуха, і характеризується гнучкістю, яка, при діагностиці слухової системи людини, може бути виміряна за допомогою багаточастотного акустичного імпедансометра на стандартній частоті зондового сигналу 226 Гц (ANSI S3.39-1987 (R2002)) в одиницях еквівалентного об'єму [5].

Вважаючи, що втрати у середньому вусі відбуваються при передачі звукової енергії від барабанної перетинки до овального вікна завитки внутрішнього вуха, яке заповнено рідиною, запишемо рівність потужності звуку на барабанній перетинці і на овальному вікні завитки:



$$\operatorname{Re} \left( \frac{p_{б.п}^2}{z_{мех}} \right) \cdot S_{б.п} = \frac{p_p^2}{z_p} \cdot S_{ов.в}, \quad (1)$$

де  $p_{б.п}$  – акустичний тиск біля барабанної перетинки;  $p_p$  – акустичний тиск біля овалового вікна;  
 $z_{мех} = \frac{Z_{мех}}{S_{б.п}} = \frac{Z_a \cdot S_{б.п}^2}{S_{б.п}} = Z_a \cdot S_{б.п}$ ,  $z_p = 1.5 \cdot 10^6 \frac{\text{Па} \cdot \text{с}}{\text{м}}$  – питомі імпеданси барабанної перетинки і рідини;  
 $Z_a = R_a + jX_a$  – комплексний акустичний імпеданс середнього вуха;

$$R_a = \operatorname{Re}(Z_a) = \frac{\rho c_0^2}{\omega_p \cdot V(f_p)}, \quad |Z_a| = \frac{\rho \cdot c_0^2}{\omega \cdot V(f)}; \quad (2)$$

$V(f)$ ,  $V(f_p)$  – еквівалентні об’єми середнього вуха на зондуючій і резонансній частоті;  $\rho = 1.2 \text{ кг/м}^3$ ,  $c_0 = 340 \text{ м/с}$  – густина повітря і швидкість звуку в ньому;  $S_{б.п}$ ,  $S_{ов.в}$  – площі барабанної перетинки і овалового вікна; для вуха людини  $S_{б.п} / S_{ов.в} = 20.1$ .

З (1) з врахуванням (2) слідує:

$$K_{підс} = \frac{p_p}{p_{б.п}} = \frac{1}{|Z_a|} \sqrt{\frac{z_p \cdot R_a}{S_{ов.в}}} = \frac{f \cdot V(f)}{f_p \cdot V(f_p)} \cdot K_{підс}(f_p) \quad (3)$$

де  $V(f)$  виражено в  $\text{см}^3$  (мл), як на тимпанограмах.

Для вуха в нормі, як слідує з [2],

$$R_{а.н} = 5.8 \cdot Z_{а.в} = 5.8 \cdot \rho \cdot c_0 / S_{б.п}, \quad (4)$$

де  $Z_{а.в}$  – акустичний імпеданс повітря в площі барабанної перетинки. Після підстановки (4) в (3) для  $f = f_p$  отримаємо:

$$K_{підс.н} = \sqrt{\frac{z_p}{R_a \cdot S_{ов.в}}} = \sqrt{\frac{z_p}{5.8 \cdot \rho \cdot c_0} \cdot \left( \frac{S_{б.п}}{S_{ов.в}} \right)} = 115$$

$$20 \lg K_{підс.н} = 20 \lg 115 = 41, \text{ дБ}. \quad (5)$$

У попередніх дослідженнях середнього вуха людини [6] передавальна функція вуха характеризувалася величиною зміщення круглого вікна, вважаючи, що вона має бути такою ж, як і біля основи стремінця, або величиною зміщення самого стремінця. Вигляд передавальної функції середнього вуха мав вигляд характеристики фільтру нижніх частот: постійність зміщення до так званої критичної частоти і швидкий спад вищі. Оскільки цей метод дозволяє виміряти  $K_{підс}$  по значеннях звукового тиску з обох

кінців ланцюга слухових кісточок, приведемо відповідні співвідношення:

$$K_{підс} = \frac{p_p}{p_{б.п}} = \frac{z_p \cdot \omega \cdot \xi_{стрем}}{p_{б.п}}, \quad (7)$$

де  $\xi_{стрем}$  – амплітуда зміщення стремінця.

Для розрахунку частотних характеристик середнього вуха людини використовують метод скінченних елементів [7,8] або метод електромеханічних аналогій [9]. Скористаємося останнім, як більш наочним, і приведемо розрахунок частотної характеристики  $\xi_{стрем}$  з приведеної схеми електричного аналога середнього вуха [3, 4], представлені на рис.1.

Позначення на рис.1:  $x = f / f_{p1}$ ,  $Q$  – добротність механічної коливальної системи середнього вуха;  $m = V_{б.п} / V_{б.пор}$ ;  $n = f_{p2} / f_{p1}$ ;  $f_{p1}$  – резонансна частота коливань барабанної перетинки,  $f_{p2}$  – резонансна частота коливань барабанної порожнини і слухової труби,  $V_{б.п}$ ,  $V_{б.пор} \approx 1 \text{ см}^3$ , [10-13] – еквівалентні об’єми барабанної перетинки і порожнини, при акустичному опорі втрат в другому контурі, що дорівнює нулю,  $r_a = 0$ :

$$\dot{Z}_a = Q \cdot R_a \cdot \left( \begin{matrix} j \cdot x + \frac{1}{j \cdot x} + \frac{1}{Q} + \\ + j \cdot x \cdot m \cdot \frac{1}{n^2 - x^2} \end{matrix} \right) = Q \cdot R_a \cdot \dot{F}(x), \quad (8)$$

З (3) і (7) отримаємо:

$$\xi_{стрем} = \frac{K_{підс}(1) \cdot p_{б.п}}{Q \cdot \omega_p \cdot z_p \cdot x \cdot |F(x)|}. \quad (9)$$

Розрахована по формулі (9) залежність при  $f_p \approx 1 \text{ кГц}$ ,  $K_{підс.н} = 115$ ,  $p_{б.п} = 0.2 \text{ Па}$  (80 дБ),  $m = 0.79$ ,  $Q = 1.51$ ,  $n = 2.6$ , приведена на рис.2.

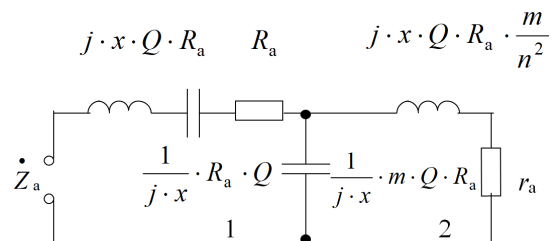
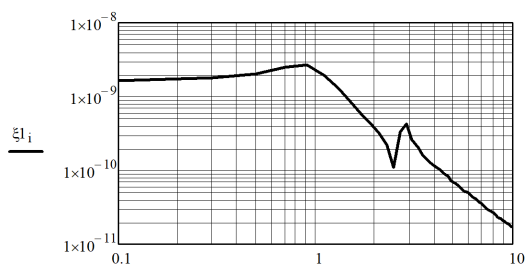


Рис.1 Приведена електромеханічна схема середнього вуха людини із слуховою трубою

Рис.2 АЧХ зміщення стремінця  $\zeta_{\text{стрем}}(x)$ , в [нм]

Аналізуючи рис.2 можна зробити наступні висновки: отримана АЧХ суттєво відрізняється від АЧХ фільтра НЧ в роботі [6], зміщення стремінця на нижніх частотах, де  $x \cdot \left| \dot{F}(x) \right| \approx 1$ , дорівнює

$$\zeta_{\text{стрем}} \approx 1.6 \cdot 10^{-9} / (x \cdot \left| \dot{F}(x) \right|) \approx 1.6 \text{ нм, поблизу резонансу максимум } \zeta_{\text{стрем.макс}} = 2.7 \text{ нм, потім поблизу 2 кГц спостерігається мінімум, який при врахуванні втрат в слуховій трубі зникає.}$$

Мета роботи полягає у розробці аналітичної моделі протезів середнього вуха, на основі якої можна визначити значення їх резонансних частот, і порівнянні отриманих результатів з власними експериментальними даними вимірювання, за допомогою розробленої вимірювальної установки, частотних характеристик протезів.

### III. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Розглянемо аналітичну модель імплантату, який знаходиться між барабанною перетинкою та овальним вікном.

Диференціальне рівняння повздовжних коливань стрижня:

$$\frac{\partial^2 U}{\partial x^2} - \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 U}{\partial t^2} = 0, \quad (10)$$

де  $c_0 = \sqrt{\frac{E}{\rho_0}}$  – швидкість розповсюдження звукових хвиль в імплантаті,  $E$  – модуль Юнга матеріалу імплантату,  $\rho_0$  – його густина.

Розв'язок рівняння (10) шукається у вигляді

$$U(x, t) = u(x) e^{-i\omega t}, \quad (11)$$

Підставляючи (11) в (10) отримуємо:

$$\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} - \frac{\omega^2}{c_0^2} u = 0,$$

або:

$$\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} - k^2 u = 0. \quad (12)$$

Розв'язок рівняння (12) знаходиться у вигляді:

$$u = A \sin(kx) + B \cos(kx). \quad (13)$$

Граничні умови запишемо для випадку, коли обидва кінці імплантату закріплені, до барабанної перетинки та до овального вікна, за допомогою пружин жорсткістю  $c$ :

$$\begin{cases} ES \frac{\partial u}{\partial x} \Big|_{x=0} = -cu \Big|_{x=0} \\ ES \frac{\partial u}{\partial x} \Big|_{x=l} = cu \Big|_{x=l} \end{cases}. \quad (14)$$

Підставляючи (13) в (14) отримуємо:

$$\begin{cases} ESka = -cB, \\ ES k (A \cos(kl) - B \sin(kl)) = \\ = c (A \sin(kl) + B \cos(kl)), \end{cases} \quad (15)$$

де  $S$  – площа поперечного перерізу імплантату,  $l$  – його довжина.

Звідси отримується рівняння:

$$\text{tg}(kl) = \frac{2cESk}{c^2 - (ESk)^2}. \quad (16)$$

Досліджуючи рівняння (16) можна помітити, що його права частина близька до нуля всюди окрім околу точки  $k = c/ES$ , але оскільки  $k > 0$ , то  $c^2 - (ESk)^2 > 0$ . Таким чином, з цих міркувань отримуємо наближену формулу:

$$\text{tg}(kl) = 0. \quad (17)$$

Розв'язок рівняння (17) запишемо у вигляді:

$$k = \frac{n\pi}{l}, \text{ або, } f = \frac{\pi c}{2l}. \quad (18)$$

Для перевірки вірності міркувань проведено порівняння розв'язків (18) з чисельно обчисленими розв'язками (16), шляхом знаходження нулів функції. Оскільки в рівнянні (16) є тангенс, то у місцях розривів виникають хибні розв'язки, які необхідно виключити. При цьому, похибка не перевищувала 0,01%.

Задамо, що,  $c = Q \frac{ES\pi}{l}$ , тоді отримуємо результати, які представлені в табл.1 і на рис.3.

Проведемо також експериментальне дослідження частотних характеристик за допомогою методу вимірювання коефіцієнту передачі протезу, для зразків, зовнішній вигляд яких та параметри наведено в табл.2. Осигулярні протези (табл.2) надані ДУ "Інститут отоларингології імені проф. О. С. Коломійченка НАМН України" для дослідження у рамках спільної з кафедрою акустичних та мультимедійних електронних систем КПІ ім. Ігоря Сікорського науково-

дослідної роботи: “Обґрунтування застосування осигулярних протезів у хворих з хірургічною патологією середнього вуха” (Договір № Н/2200/04 від 27.02.2019 р. про партнерство та співпрацю у сфері акустики і акустоелектроніки між КПІ ім. Ігоря Сікорського та ДУ “Інститут отоларингології ім. проф. О. С. Коломийченка НАМН України”).

ТАБЛИЦЯ 1 РЕЗОНАНСНІ ЧАСТОТИ ПРОТЕЗУ СЛУХОВИХ КІСТОЧОК

№	f, МГц, при Q=1	f, МГц, при Q=2	f, МГц, при Q=5
1	93.71	93.71	93.71
2	187.42	281.13	187.42
3	281.13	374.84	281.13
4	374.84	468.55	374.84
5	468.55	562.26	562.26

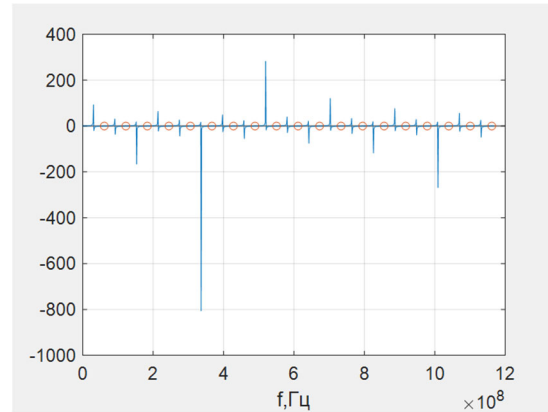
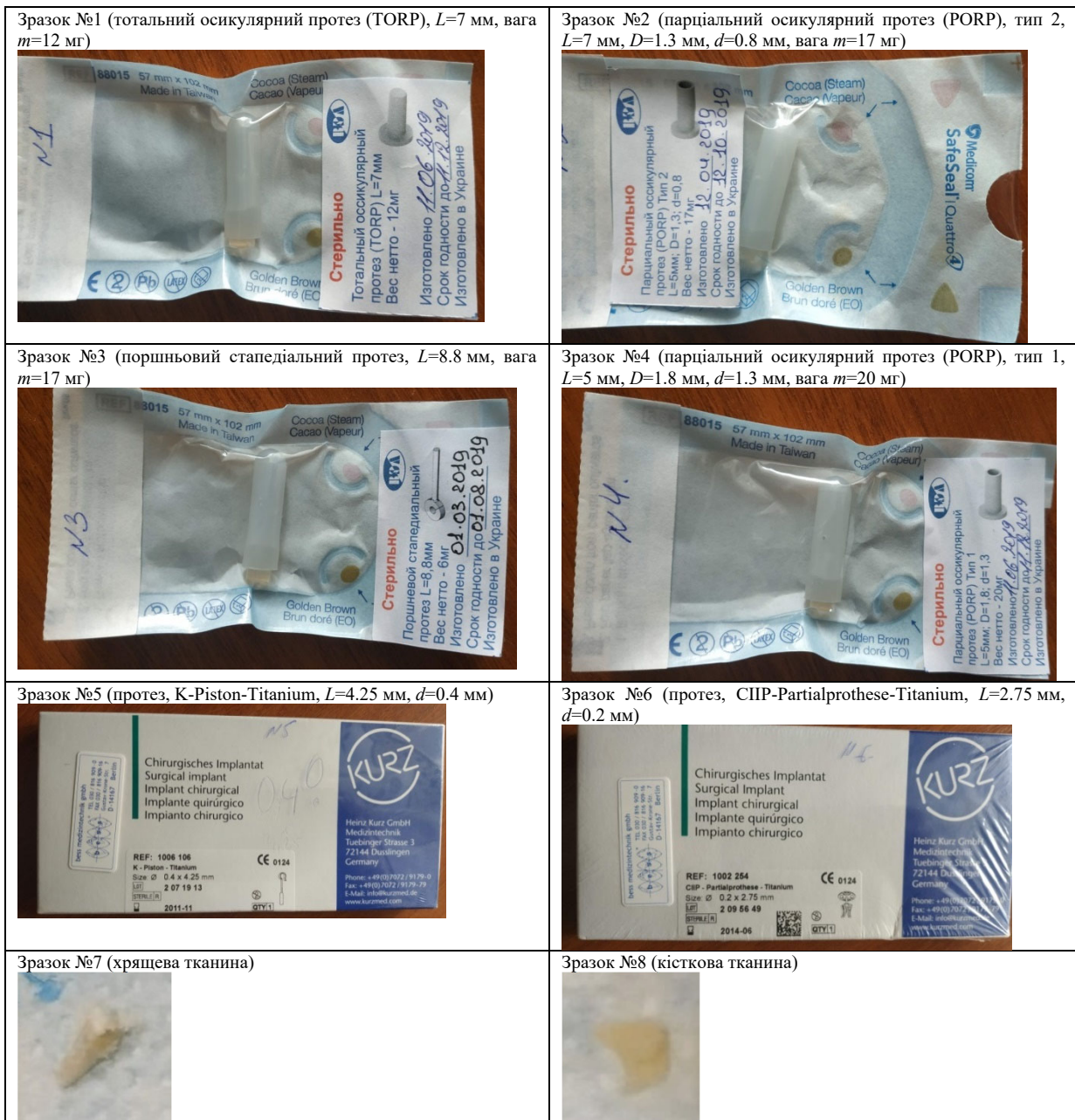


Рис.3 Резонансні частоти визначені з рівності (16)

ТАБЛИЦЯ 2 ЗРАЗКИ ОСИГУЛЯРНИХ ПРОТЕЗІВ, ЯКІ ВИКОРИСТОВУВАЛИСЯ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ЧАСТОТНИХ ХАРАКТЕРИСТИК, ТА УМОВИ ВИМІРЮВАННЯ (З ПЛАСТИНОЮ, ЧИ БЕЗ ПЛАСТИНИ)





Однією з важливих характеристик протеза є його коефіцієнт передачі, який характеризує звукопровідні властивості протезу. Метою вимірювань є порівняння коефіцієнтів передачі (максимальних значень напруги на виході експериментальної установки) зразків осигулярних протезів з тefлону, титану, хрящової та кісткової тканин (табл.1).

Для досліджень АЧХ коефіцієнту передачі протезу використовувалася розроблена оригінальна експериментальна установка, до складу якої входять: ноутбук Lenovo ThinkPad E560 (20EVS09V00) (Екран 15.6 IPS (1920x1080) Full HD, матовий/Intel Core i3-6100U (2.3 ГГц) / RAM 8 ГБ / SSD 256 ГБ / Intel HD Graphics 520 / LAN / Wi-Fi / Bluetooth / веб-камера / Windows 10), який, разом із аудіоінтерфейсом Focusrite Scarlett 2i2 2nd Gen (223890) (розрядність ЦАП 24 біти, максимальна частота ЦАП (стерео) 192 кГц, співвідношення сигнал/шум: моніторні /

лінійні виходи <math><0.001\%</math>; мікрофонні входи <math><0.002\%</math>; лінійні/інструментальні входи <math><0.003\%</math>), та розробленим в середовищі MATLAB програмним забезпеченням, виконує функції генератора сигналів мовленнєвого діапазону.

Діапазон відтворюваних генератором частот від 0.1 кГц до 8 кГц.

Акустична частина експериментальної установки являє собою електроакустичний випромінювач, що розміщений на поглиначі акустичних коливань (паралоні), та чутливий мікрофон, що розміщений на противазі для зменшення тиску на осигулярний протез під час вимірювань, та його фіксації. Сигнал з ноутбуку подається для підсилення на вхід аудіоінтерфейсу Focusrite Scarlett 2i2 2nd Gen, з його виходу сигнал поступає на електроакустичний випромінювач. Між електроакустичним випромінювачем та мікрофоном, через додатково розроблені та виготовлені дюралюмінієві насадки, що забезпечують введення в протез звукових коливань під кутами 150, 300, 450, 600 (рис.4), фіксується зразок осигулярного протезу (рис.5). Акустичний сигнал, що створюється електроакустичним випромінювачем, проходить через зразок протезу та насадку і поступає на мікрофон.

З виходу мікрофону, вже електричний сигнал, подається для підсилення на мікрофонний вхід аудіоінтерфейсу, з аудіоінтерфейсу сигнал поступає на ноутбук для обробки і побудови АЧХ коефіцієнту передачі осигулярного протезу та характеристики направленості.

#### IV. РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Отримані за допомогою розробленої оригінальної експериментальної установки (рис.5) нормовані АЧХ коефіцієнтів передачі різних зразків протезів (згідно табл.1) наведені на рис.6-13.

Слід зауважити, що перед вимірюванням проводилася калібровка експериментальної установки. В її результаті, АЧХ самої установки мала вигляд горизонтальної прямої лінії. Тобто, на всі протези, на кожній із частот, подавався сигнал однієї і тієї ж амплітуди.



Рис. 4 Розроблені та виготовлені дюралюмінієві насадки, що забезпечують введення в протез звукових коливань під кутами 15°, 30°, 45°, 60°



Рис. 5 Акустична частина з насадкою, що забезпечує введення в протез звукових коливань під заданим кутом

#### V. ОБГОВОРЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ

Отримані теоретичні значення резонансних частот (рис.4) та експериментальні АЧХ (рис.6-13) добре узгоджуються з теоретичними результатами, що отримані в роботі [14]. Дані наближених розрахунків показують, що: "Власні частоти стрижневих протезів знаходяться вище 100 кГц – за межами звукового діапазону. Причому вже друга частота для титану і нержавіючої сталі попадає в мегагерцовий діапазон, а четверта знаходиться в ньому для всіх матеріалів, що застосовуються. Власні частоти – надвисокі." [14].

Треба зазначити, що АЧХ протезу (рис.6-13) суттєво відрізняється від АЧХ середнього вуха людини на рис.2, з резонансною частотою близько 1 кГц.

Значення модулю пружності (модулю Юнга) для різних зразків імплантатів складають [15]: тefлон (зразки №1-4, табл.2):  $E=4.135 \cdot 10^9$  Па, титан (зразки №5-6, табл.2):  $E=116.7 \cdot 10^9$  Па, хрящева тканина (зразок №7, табл.2):  $E=1.76 \cdot 10^9$  Па, кісткова тканина (зразок №8, табл.2):  $E=10.51 \cdot 10^9$  Па.

Тоді, на основі розробленої моделі, згідно (16), (18), перша резонансна частота для імплантату з хрящової тканини (матеріал з найменшим значенням  $E$ ) складає 61.1 МГц, а для імплантату з титану (матеріал з найбільшим значенням  $E$ ) – 487.2 МГц. Такі результати збігаються з результатами роботи [14] - значення резонансних частот знаходяться поза мовленнєвим діапазоном.

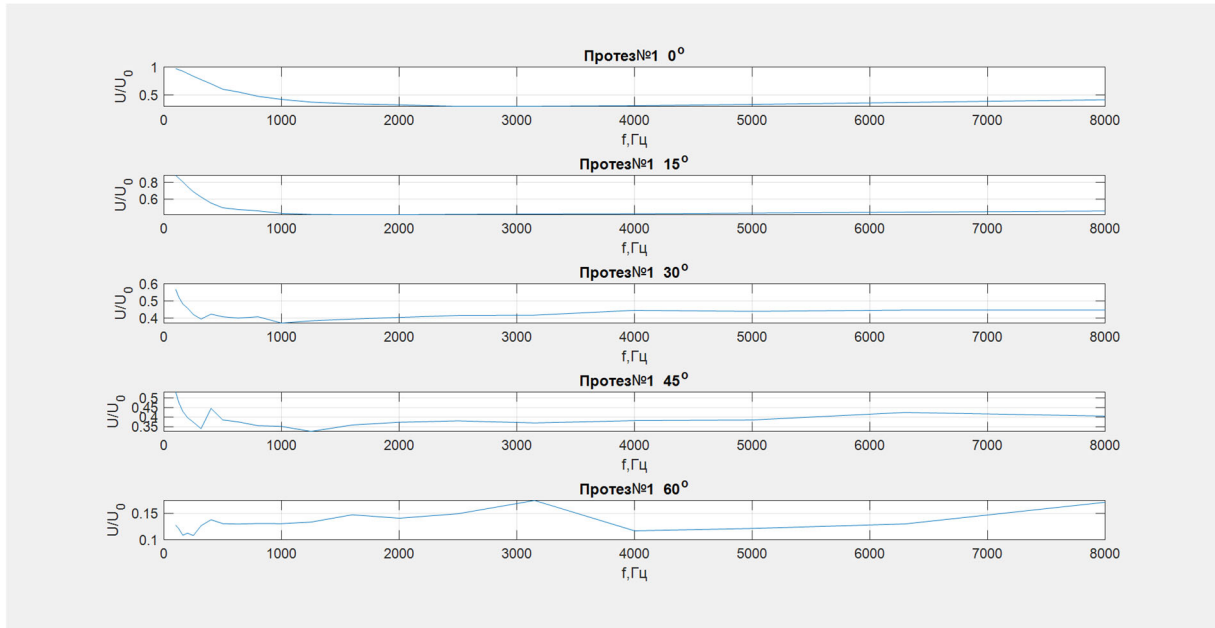


Рис.6 Нормована АЧХ коефіцієнту передачі протезу №1

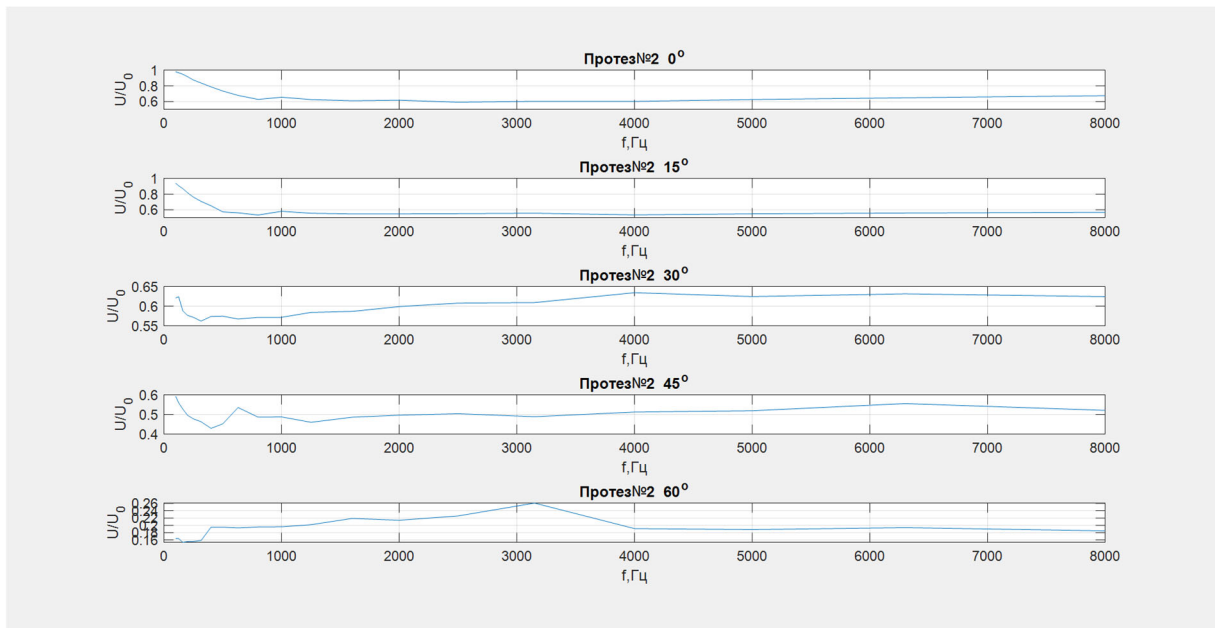


Рис.7 Нормована АЧХ коефіцієнту передачі протезу №2

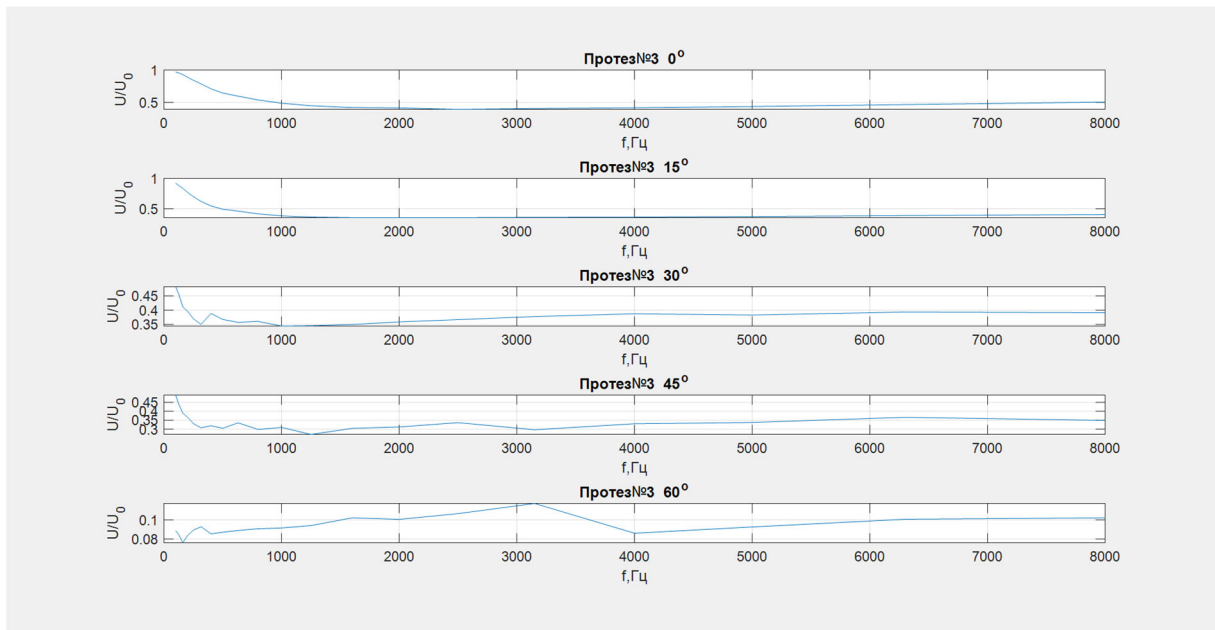


Рис.8 Нормована АЧХ коефіцієнту передачі протезу №3

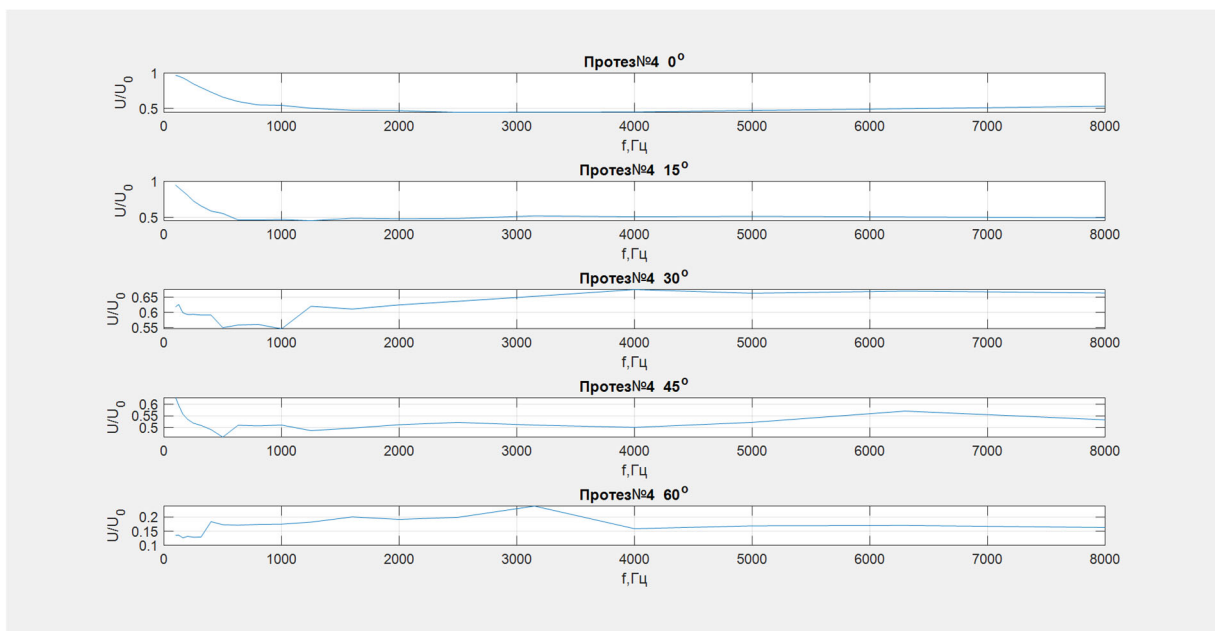


Рис.9 Нормована АЧХ коефіцієнту передачі протезу №4

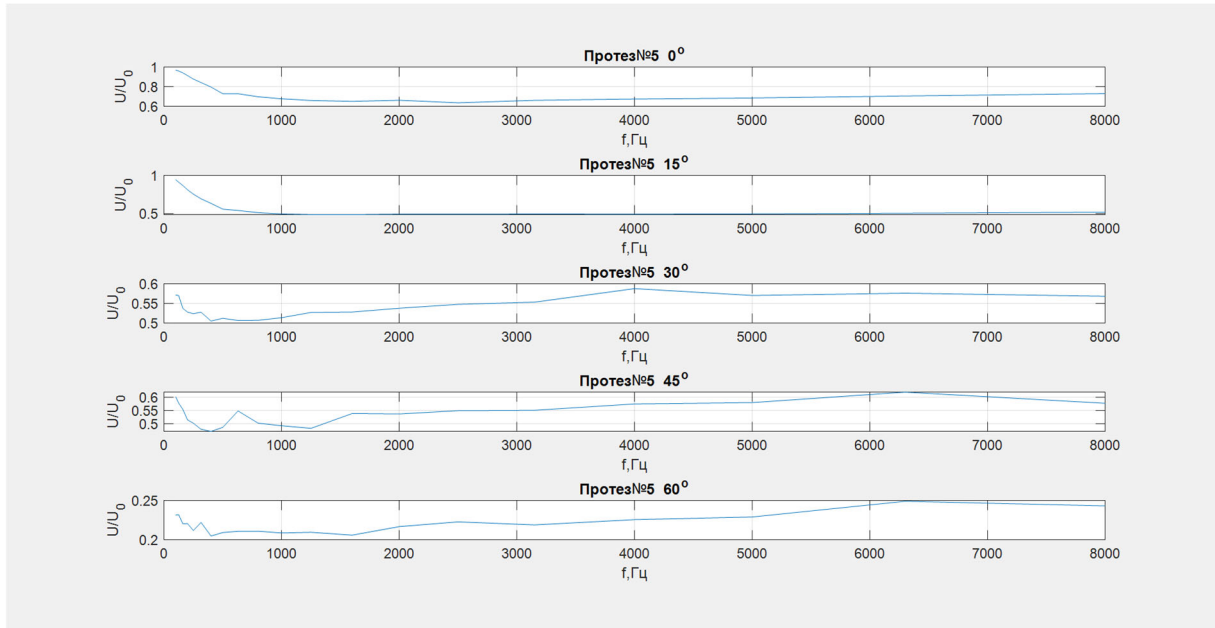


Рис.10 Нормована АЧХ коефіцієнту передачі протезу №5

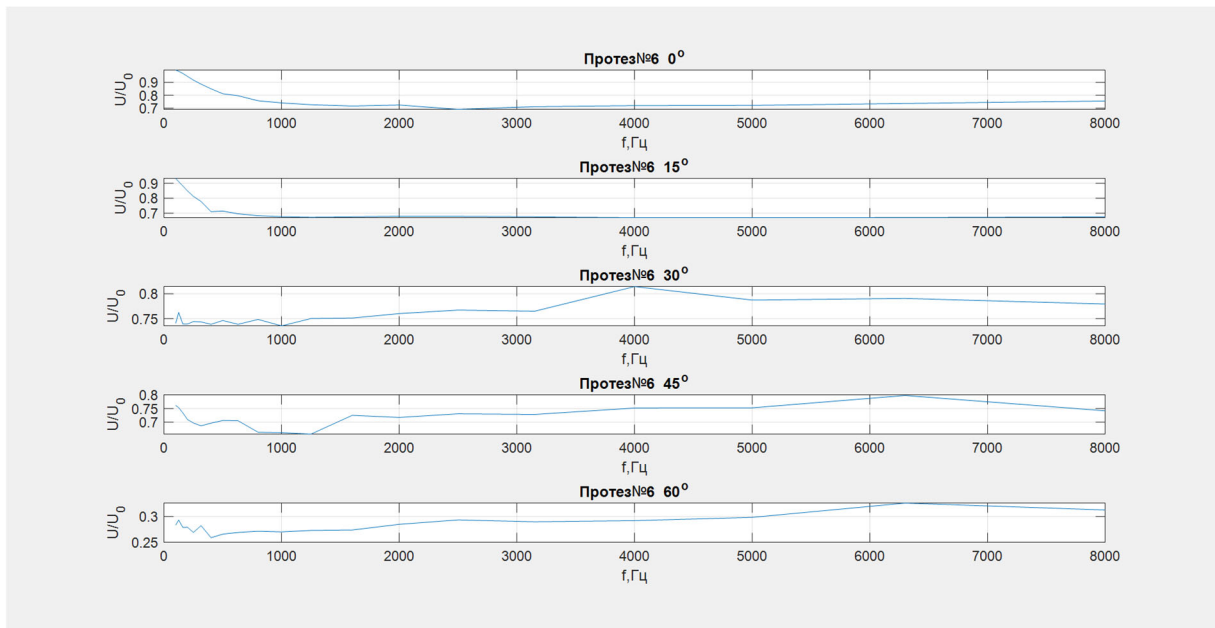


Рис. 11 Нормована АЧХ коефіцієнту передачі протезу №6



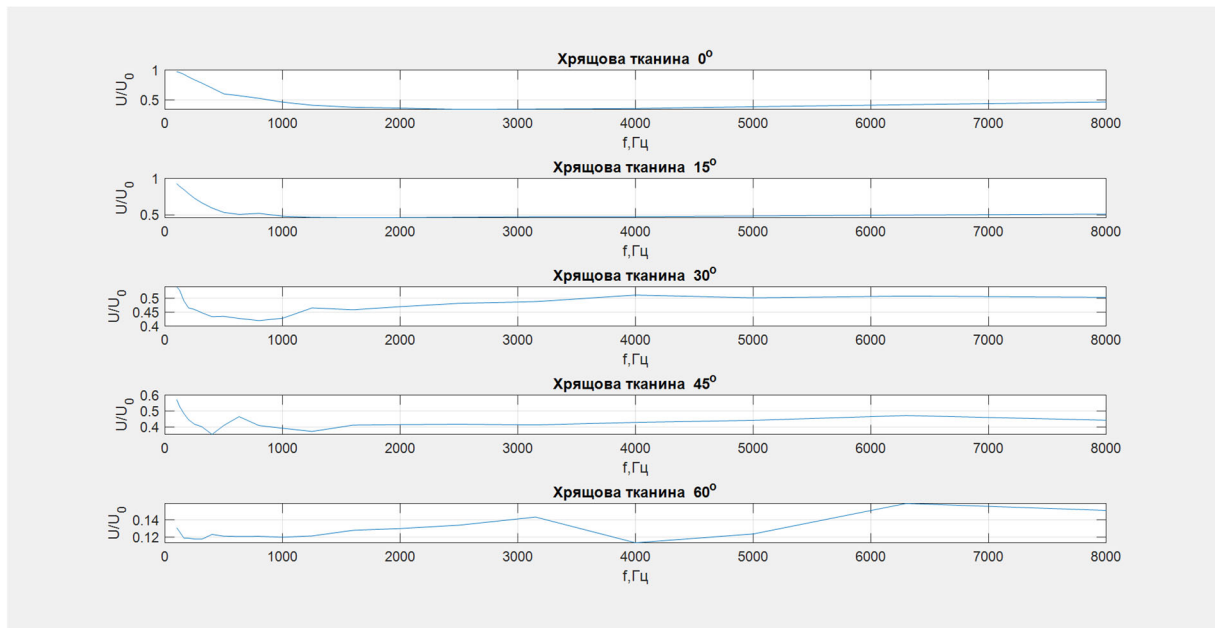


Рис.12 Нормована АЧХ коефіцієнту передачі протезу №7 (хрящової тканини)

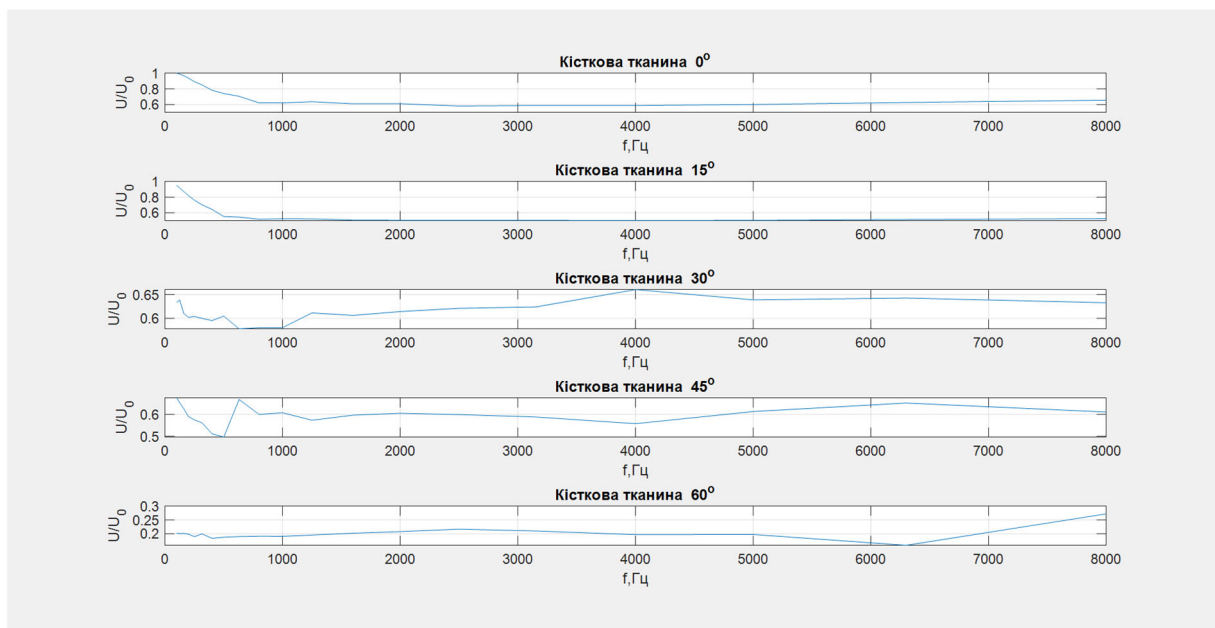


Рис.13 Нормована АЧХ коефіцієнту передачі протезу №8 (кісткової тканини)

На основі проведених експериментальних досліджень (рис.6-13) можна також встановити, що в середньому при нахилі 30 градусів коефіцієнт проходження енергії спадає в 4 рази, а при 15 градусів - в 2, що визначає ширину кута розкриття характеристики направленості рівною 30 градусам. Показано, що для

високих частот рівень коефіцієнтів передачі при збільшенні кута спадає швидше ніж для низьких, внаслідок збільшення акустичних розмірів протезів зі зростанням частоти. Також внаслідок загального зменшення рівню сигналу зі зростанням кута, можна спостерігати спад з центральною частотою на 1 кГц.

## ВИСНОВКИ

У випадках, коли порушення слуху не зачіпають слуховий нерв, відновлення слуху можливе методами тимпаноластики - шляхом заміни (відновлення) БП або ланцюга слухових кісточок. Для індивідуального підбору осікулярних імплантатів при тимпаноластичній розроблено аналітичну модель протезу слухових кісточок, яка дозволяє розрахувати значення резонансних частот для різних розмірів протезів та різних матеріалів (16), (18).

В роботі було проведено за допомогою розробленої оригінальної електро-акустичної установки експериментальне дослідження частотних характеристик осікулярних імплантатів, а саме АЧХ коефіцієнту передачі, в залежності від кута падіння акустичної хвилі.

Встановлено, що найбільш ефективними, з точки зору ефективності передачі звукових коливань через протез, є титановий протез (зразок №6, табл.2) та протез з хрящевої тканини (зразок №7, табл.2).

Встановлено, що при куті падіння акустичної хвилі 300, для всіх зразків протезів, на частоті 4 кГц спостерігається підйом АЧХ. Причому, для протезу №6, значення коефіцієнту передачі при куті падіння 300 на цій частоті перевищує значення при прямому падінні акустичної хвилі. Таким чином, саме значення кута падіння акустичної хвилі 300 є рекомендованим для протезу №6 для практичного застосування. Для всіх інших зразків протезів є рекомендованим пряме падіння акустичної хвилі.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Gelfand S. A., *Hearing: An Introduction to Psychological and Physiological Acoustics*. UK, 2017. ISBN-13: 978-1-4200-8865-6.
- [2] Tonndorf J., Khanna S. M., "The role of the tympanic membrane in middle ear transmission," *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 1970, vol. 79, no. 4, pp. 743–753. DOI: [10.1177/000348947007900407](https://doi.org/10.1177/000348947007900407).
- [3] Naida S. A., Naida, M. S., "Method of universal audiological screening of newborns," *Electronics and Communications*, 2017, vol. 22, no. 2, pp. 56-65. DOI: [10.20535/2312-1807.2017.22.2.96834](https://doi.org/10.20535/2312-1807.2017.22.2.96834)
- [4] Naida M. S., Didkovskiy V. S., Naida, S. A., "Physical models of an eardrum of a middle ear of the human," *Microsystems, Electronics and Acoustics*, 2018, vol. 23, no. 6, pp. 66-73. DOI: [10.20535/2523-4455.2018.23.6.154501](https://doi.org/10.20535/2523-4455.2018.23.6.154501)
- [5] Katz J., *Handbook of clinical audiology*. 2015. ISBN: 978-1-4511-9163-9.
- [6] Bekesy G., *Experiments in hearing*. 1960, McGraw-Hill. New York. ISBN-10: 0883186306.
- [7] Koike T., Wada H., "Modeling of the human ear using the finite-element method," *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2002, vol. 111, no. 3, pp. 1306–1317. DOI: [10.1121/1.1451073](https://doi.org/10.1121/1.1451073).
- [8] Zhang X., Gan R., "Finite element modeling of energy absorbance in normal and disordered human ears," *Hearing Research*. 2013 vol. 301, pp. 146-155. DOI: [10.1016/j.heares.2012.12.005](https://doi.org/10.1016/j.heares.2012.12.005)
- [9] Beranek Leo L., Mellow Tim J., *Acoustics – Sound Fields and Transducers*. 2012, San Diego. Elsevier – Academic Press. ISBN: 9780123914217.
- [10] Beer H. J., Bomitz M., Drescher J., et al., "Finite element modelling of the human eardrum and applications. Middle ear mechanics in research and Otosurgery," in *Proceedings of the International Workshop on Middle Ear Mechanics in Research and Otosurgery*. 1970, Dresden, Germany: Karl-Bemdt Huttenbrink, 40-47.
- [11] Ahn T., Baek MJ, Lee D., "Experimental measurement of tympanic membrane response for finite element model validation of a human middle ear." *Springer Plus*. 2013, vol. 2, no. 1. DOI: [10.1186/2193-1801-2-527](https://doi.org/10.1186/2193-1801-2-527)
- [12] 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)
- [13] 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)
- [14] Vollandri G., Di Puccio F., Forte P., Manetti S., "Model-oriented review and multi-body simulation of the ossicular chain of the human middle ear," *Medical Engineering and Physics*. 2012, vol. 34, no. 9, pp. 1339-1355. DOI: [10.1016/j.medengphy.2012.02.011](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.02.011)
- [15] Didkovskiy V. S., Naida S. A., Zubchenko O. A., "Technique for Rigidity Determination of the Materials for Ossicles Prostheses of Human Middle Ear," *Radioelectronics and Communications Systems*. 2015, vol. 58, no. 3, pp. 134-138. DOI: [10.3103/S073527271503005X](https://doi.org/10.3103/S073527271503005X)

Надійшла до редакції 11 березня 2022 р.

Прийнята до друку 21 квітня 2022 р.



# Research of Frequency Characteristics of Middle Ear Ossicles Implants

M. S. Naida, ORCID [0000-0003-1709-9716](https://orcid.org/0000-0003-1709-9716)

Department of Acoustic and Multimedia Electronic Systems <https://ames.kpi.ua/>

National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute» ROR [00syn5v21](https://ror.org/00syn5v21)  
Kyiv, Ukraine

**Abstract**—The paper considers the means to restore human hearing in cases where hearing impairment does not affect the auditory nerve. Then the restoration of hearing is carried out by tympanoplasty - by replacing (restoring) the eardrum or chain of auditory ossicles. The paper examines implants made of bioreplaceable materials that differ greatly in their mechanical properties. Therefore, for the individual selection of ossicular implants in tympanoplasty, a physical model of implants was developed. Based on it, such an important parameter of implants as the value of their resonant frequencies is determined. It was found that the first resonant frequency for a cartilage implant is 61.1 MHz, and for a titanium implant - 487.2 MHz. The paper also compares the theoretical values of the resonant frequencies of implants with the experimental results of their measurement using the original installation. The acoustic part of the experimental setup was an electroacoustic emitter placed on an acoustic vibration absorber (paralon) and a sensitive microphone placed on a counterweight to reduce the pressure on the oscillatory prosthesis during measurements and fix it. Signal from the laptop was fed to amplify the input of the audio interface, and from its output signal was sent to the electroacoustic emitter. Between the electroacoustic emitter and the microphone, through the additionally developed and manufactured duralumin nozzles, which provided the introduction of sound vibrations in the prosthesis at angles of 15, 30, 45, 60, a sample of the oscillatory prosthesis was recorded. With the help of the installation, the transfer coefficients of samples of ossicular prostheses made of Teflon, titanium, cartilage and bone tissues were measured and compared. It is established that for high frequencies the level of transmission coefficients decreases faster with increasing angle than for low ones, due to the increase in the acoustic size of prostheses with increasing frequency. Also due to the general decrease in the signal level with increasing angle, you can see a decrease with a center frequency of 1 kHz. It is established that at the angle of incidence of the acoustic wave 30, for all samples of prostheses, at a frequency of 4 kHz there is a rise in frequency response. Moreover, for a titanium prosthesis, the value of the transmission coefficient at an angle of incidence of 30 at this frequency exceeds the value of the direct incidence of the acoustic wave.

*Keywords* - middle ear; implants, tympanic membrane; resonant frequencies, auditory ossicles.

